

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

**Année : 2003**

**N°**

**LES BRIDGES COLLES :  
EVOLUTION DES PRINCIPES DE PREPARATION  
ET DE COLLAGE.**

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

**Présentée  
et soutenue publiquement par**

**CHIRAT Jessica**

**Le / / devant le jury ci-dessous**

**Président : Monsieur le professeur Luc HAMEL  
Assesseur : Monsieur le professeur Bernard GIUMELLI  
Assesseur : Monsieur le professeur Alain JEAN  
Assesseur : Madame Brigitte PERON**

**Directeur de thèse : Monsieur François BODIC**

## PLAN

<b>Introduction</b> .....	<b>10</b>
<b>I. Principes généraux des bridges collés</b> .....	<b>12</b>
<b>A. Les bridges collés</b> .....	<b>12</b>
<b>B. L'adhésion</b> .....	<b>12</b>
1. Principes de l'adhésion.....	12
a) Définition.....	12
b) La mouillabilité.....	15
2. Le collage à l'émail.....	16
a) Introduction.....	16
b) Principe du mordantage de l'émail.....	17
(1) Structure de l'émail.....	17
(2) Le mordantage.....	17
3. Adhésion au métal.....	18
a) Adhésion mécanique.....	18
(1) L'adhésion macromécanique.....	18
(2) L'adhésion micromécanique.....	21
b) Adhésion chimique.....	23
(1) L'évolution des résines composites de collage.....	23
(2) Le silane.....	30
(3) Conclusion.....	32
4. Les tests <i>in vitro</i> .....	33
a) Introduction.....	33
b) Les tests mécaniques traditionnels.....	33
c) Une alternative : le test du coin.....	35
<b>II. Evolution dans le temps de la conception des bridges collés</b> .....	<b>38</b>
<b>A. Introduction</b> .....	<b>38</b>
<b>B. Le bridge de Rochette</b> .....	<b>39</b>
1. Mise en œuvre.....	39
2. Avantages et inconvénients.....	40
a) Les avantages.....	40
b) Les inconvénients.....	40
3. L'évolution du bridge de Rochette.....	40
a) L'armature métallique.....	40
b) Les perforations.....	41
c) Préparation dentaire.....	41
d) L'esthétique.....	42
e) Les indications.....	42
4. Conclusion.....	43
<b>C. Le bridge Maryland</b> .....	<b>43</b>
1. L'intensité des forces de collage.....	43
2. Résultats.....	44
<b>D. La microgrille</b> .....	<b>45</b>

<b>E.</b>	<b>Le bridge de Virginie .....</b>	<b>45</b>
<b>F.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>46</b>
<b>III.</b>	<b><i>Evolution des matériaux : les composites de laboratoire.....</i></b>	<b>48</b>
<b>A.</b>	<b>Principes.....</b>	<b>48</b>
1.	La structure et la composition du composite.....	48
2.	Le mode de polymérisation.....	48
3.	L'incorporation des fibres .....	49
<b>B.</b>	<b>Mise en œuvre.....</b>	<b>49</b>
1.	Belle Glass HP®.....	49
a)	Composition .....	49
b)	Les propriétés mécaniques .....	50
2.	Colombus ®.....	50
a)	Composition .....	50
b)	Les propriétés mécaniques .....	50
c)	Préparation dentaire.....	50
d)	Application aux bridges collés .....	50
3.	Targis Vectris®.....	51
a)	Composition .....	51
b)	Les propriétés mécaniques .....	51
c)	Préparation dentaire.....	51
4.	Conquest sculpture® .....	52
a)	Composition .....	52
b)	Propriétés mécaniques.....	52
c)	Application aux bridges collés et préparation dentaire .....	52
<b>C.</b>	<b>L'adhésion des composites de laboratoire.....</b>	<b>52</b>
1.	Le sablage 50µm .....	53
2.	Le silane .....	53
3.	Mordançage à l'acide fluorhydrique .....	53
4.	Synthèse.....	54
a)	Les traitements de surface des composites de laboratoire.....	54
b)	Le ciment adhésif .....	55
<b>D.</b>	<b>Un cas particulier : l'adhésion sélective .....</b>	<b>55</b>
1.	Principes.....	56
2.	Mise en œuvre .....	57
3.	Avantages et inconvénients.....	57
a)	Les avantages .....	57
b)	Les inconvénients.....	57
4.	Conclusion.....	58
<b>E.</b>	<b>Les composites de laboratoire : avantages et inconvénients.....</b>	<b>58</b>
1.	La post-polymérisation.....	58
2.	L'esthétique.....	58
3.	La préparation dentaire.....	59
4.	Le manque de recul .....	59
<b>F.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>60</b>
<b>IV.</b>	<b><i>Evolution des préparations.....</i></b>	<b>62</b>
<b>A.</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>62</b>

<b>B. Sans préparation.....</b>	<b>62</b>
<b>C. La préparation standard.....</b>	<b>62</b>
1. Préparation standard des bridges collés antérieurs.....	63
2. Préparation standard des bridges collés postérieurs.....	64
<b>D. Evolutions des préparations .....</b>	<b>65</b>
1. L'axe d'insertion .....	66
2. Le ceinturage.....	67
3. La boîte occlusale.....	68
4. Les rainures .....	70
5. L'épaisseur du métal .....	70
6. L'effet « pince » .....	71
7. Remarques.....	71
<b>V. Les bridges collés actuels.....</b>	<b>73</b>
<b>A. Indications et contre-indications.....</b>	<b>73</b>
1. Indications .....	73
2. Contre-indications .....	73
<b>B. Préparations dentaires.....</b>	<b>74</b>
1. Un bridge antérieur.....	74
a) Matériels nécessaires.....	74
b) La préparation.....	74
2. Un bridge postérieur.....	77
<b>C. Cas clinique.....</b>	<b>78</b>
1. 1 <sup>er</sup> cas clinique.....	78
2. 2 <sup>ème</sup> cas clinique.....	79
<b>Conclusion.....</b>	<b>82</b>

## Introduction

Les bridges collés sont des prothèses récentes nées à la suite des progrès du collage. Cependant, depuis leur création, leur conception a beaucoup évolué, en ce qui concerne les principes de préparation ou de collage.

Il est tout d'abord nécessaire de rappeler les principes et les mécanismes d'adhésion, d'une grande importance en odontologie. Les bridges collés « classiques » font intervenir l'adhésion à deux niveaux :

- Entre la dent et la résine composite
- Entre le métal et la résine composite.

Chaque composante évolue, le métal (la nature, la forme, les traitements), la dent (préparation et traitement) et le composite de collage (propriétés physiques et chimiques). En fonction de ces évolutions, différents types de bridges collés sont décrits. Ils sont testés *in vitro* et *in vivo*, améliorés ou bien abandonnés.

Les préparations des dents piliers ont également évolué. L'absence de réduction amélaire a rapidement été remise en question. Les premières descriptions sont simples, elles se sont perfectionnées et sont devenues plus complexes et bien standardisées.

De nouveaux matériaux, comme les composites de laboratoire, ont enrichi la conception des prothèses collées et apportent de nouvelles possibilités prothétiques.

Aujourd'hui, les prothèses collées sont décrites selon certains principes, qui peuvent encore être modifiées et évoluées.

# **Chapitre 1**

## **Principes généraux des bridges collés**

## I. Principes généraux des bridges collés

### A. Les bridges collés

Les bridges collés sont des prothèses fixes, remplaçant une voire deux dents, et ils sont « collés ». Les bridges traditionnels sont, quant à eux, scellés ; c'est-à-dire qu'ils ceinturent la dent ; leur « adhésion » se fait grâce au microclavetage du ciment entre la paroi dentaire et leur surface interne. Il est nécessaire de préparer la dent pilier de dépouille et de créer l'espace nécessaire pour les matériaux supports et cosmétiques, tant au niveau de la couronne de la dent qu'au niveau de la limite cervicale. La dent est donc mutilée et son traitement endodontique est parfois nécessaire. Le collage permet la réalisation de prothèses esthétiques, plus conservatrices des tissus dentaires.

Le bridge collé comporte en général des ailettes de rétention, le ou les intermédiaires, et il est fixé grâce à une résine de collage. Ce collage s'effectue à deux niveaux : entre la dent et l'adhésif, et entre l'adhésif et le métal. Le collage à l'émail a été le premier efficace. Il est la base de nombreuses thérapeutiques dentaires. Son principe est resté le même depuis la création des bridges collés, bien que les composites de collage aient évolué. Le collage à la dentine reste exceptionnel dans ce type de prothèse, c'est pourquoi nous ne le décrivons pas.

### B. L'adhésion

#### 1. Principes de l'adhésion

##### a) Définition

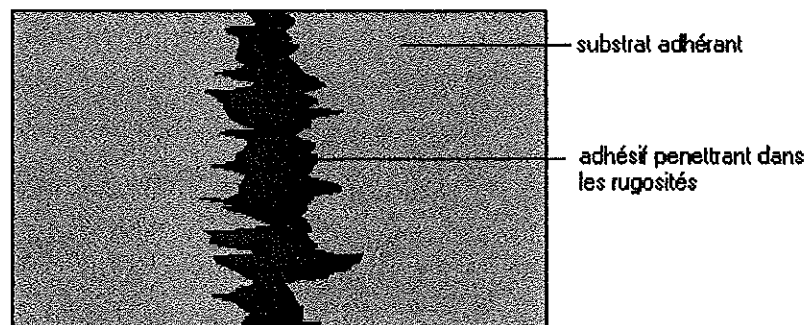
L'adhésion vraie est l'union d'une surface à une autre avec laquelle elle est en contact intime. Par conséquent, elle peut être définie comme la force qui lie deux matériaux de natures différentes. A ne pas confondre avec la cohésion, qui est l'attraction entre atomes ou molécules d'une même substance.

L'adhésion est l'attraction des molécules de surfaces, et la résistance du collage dépend de l'intensité des forces présentes sur chaque site de contact. A l'échelle atomique, les solides présentent une surface rugueuse et irrégulière, c'est-à-dire qu'elles ne sont pas parfaitement planes comme l'apparence à l'œil nu peut le faire penser. Ainsi, le contact de deux surfaces solides ne se fera qu'en quelques points, il n'y a pas de contact intime. Le

contact est amélioré par l'interposition d'une couche intermédiaire, appelée adhésif. Les surfaces ou substrats collés sont appelés adhérents. Dans notre cas, les adhérents sont donc l'émail dentaire, la dentine et l'alliage métallique du bridge.

Les deux formes principales du phénomène d'adhésion sont :

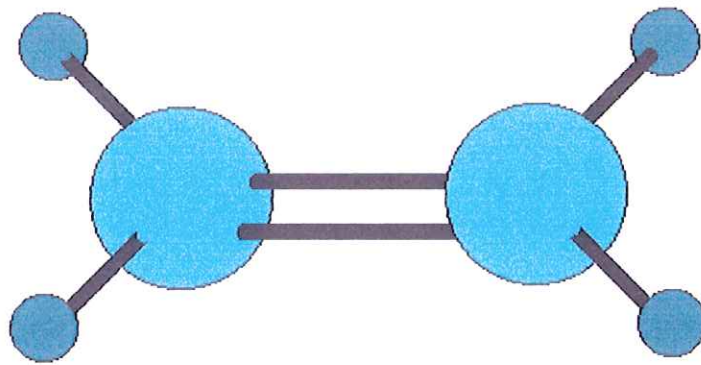
- mécanique, selon laquelle l'adhésif après durcissement s'engraine mécaniquement dans les rugosités et irrégularités de la surface adhérente (figure 1). Les bridges traditionnels font intervenir uniquement ce type d'adhésion grâce au microclavetage de l'orthophosphate dans les irrégularités des deux surfaces intéressées. Dans le cadre des bridges collés, les rugosités peuvent être soit visibles à l'œil nu, dans ce cas il s'agit de macro rétentions, ou non visibles, il s'agit alors de micro rétentions.



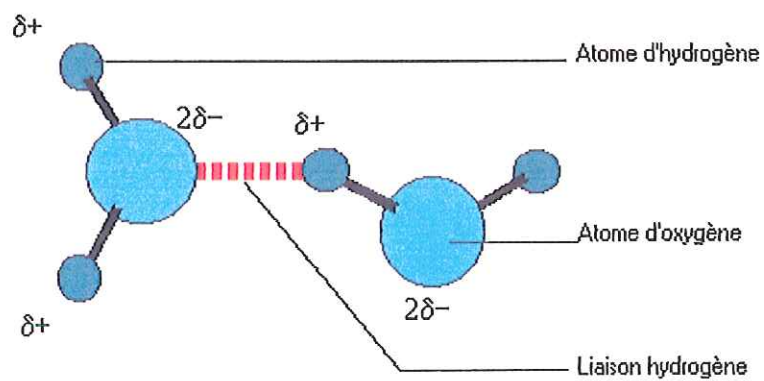
**Figure 1:** l'adhésion mécanique d'après SODERHOLM (2000).

- La forme d'absorption s'applique à toutes sortes de liaisons chimiques entre l'adhésif et l'adhérent. Il s'agit soit de liaisons fortes : covalentes (figure 2) ou ioniques ; soit des liaisons faibles : liaisons hydrogènes (figure 3) ou force de Van der Waals. Ce type d'adhésion nécessite des groupements fonctionnels dans l'adhésif et la surface de l'adhérent.





**Figure 2:** la liaison covalente d'après SODERHOLM (2000).



**Figure 3:** la liaison hydrogène d'après SODERHOLM (2000).

L'association des deux formes d'adhésion est possible dans le cadre des bridges collés.

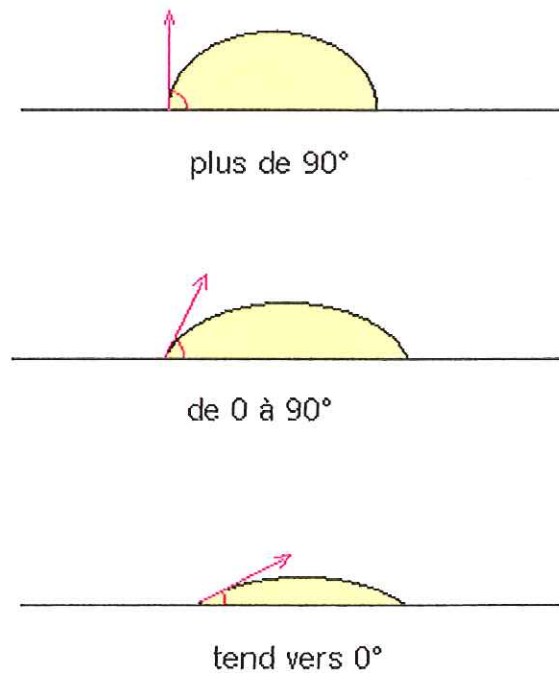
## b) La mouillabilité

Le critère le plus important de l'adhésion de deux matériaux est le contact intime entre eux. Lorsque les substrats sont solides, ce contact est permis grâce à l'adhésif, substance liquide ou fluide. Leur contact intime dépend de trois propriétés :

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

La mouillabilité d'une surface est caractérisée par l'angle de contact d'une goutte placée sur la surface (figure 4). Plus cet angle est proche de zéro, plus le liquide a tendance à s'étaler et meilleure est la mouillabilité. Le phénomène de mouillabilité dépend de la différence entre la tension superficielle de l'adhésif et l'énergie superficielle du substrat. Cette dernière doit être supérieure à la tension superficielle de l'adhésif afin d'avoir une bonne mouillabilité. Le substrat facilite l'étalement de l'adhésif. Ainsi la mouillabilité dépend des caractéristiques de la surface et de celle de l'adhésif. Il faut donc chercher à obtenir une surface (métallique ou amélaire) d'énergie superficielle très élevée, et un adhésif de tension superficielle la plus faible possible. L'angle de la goutte détermine trois types de contacts :

- Angle supérieur à  $90^\circ$  : la mouillabilité est faible, le liquide ne s'étale quasiment pas. C'est la goutte d'huile sur une surface humide.
- Angle de  $0$  à  $90^\circ$  : la mouillabilité devient acceptable.
- Angle tend vers  $0^\circ$  : mouillabilité excellente, c'est ce qui est recherché dans tous les systèmes d'adhésion.



**Figure 4: la mouillabilité d'après DEGRANGE (2000).**

La viscosité de l'adhésif et la morphologie de la surface de l'adhérant n'ont pas de rôle qualitatif dans la mouillabilité, mais ce sont des facteurs intervenant sur la vitesse d'étalement. La surface doit être propre, la moindre impureté limite la qualité de la mouillabilité.

## 2. Le collage à l'émail

### a) Introduction

En 1955, BUONOCORE (1955) introduit le collage à l'émail tel que nous le connaissons aujourd'hui. Il voyait de nombreux avantages à faire adhérer la résine acrylique à la dent. Plusieurs voies s'offraient à lui, le développement de nouvelles résines adhésives, la modification des résines de l'époque pour les améliorer, l'utilisation d'un agent de liaison et le traitement chimique de la surface dentaire. C'est cette dernière solution qu'il étudie

particulièrement. Son expérimentation est simple et les résultats « révolutionnaires ». BUONOCORE découvre en 1955 le mordantage de l'émail à l'acide phosphorique.

Une solution d'acide phosphorique à 85% (même concentration que le ciment phosphate) agit pendant 30 secondes puis est rincée à l'eau 30 secondes. Il décrit l'émail de teinte blanc crayeux après mordantage. La force de collage est très forte, supérieure à la force cohésive de la résine acrylique et de l'émail et durable (plus de 90 jours). BUONOCORE constate que le mordantage acide doit faire ses preuves cliniquement, l'utilisation de cette découverte ne se fera que plusieurs années plus tard (32).

## **b) Principe du mordantage de l'émail.**

### **(1) Structure de l'émail**

L'émail comprend une phase minérale (96% en poids), une matrice organique (1 à 2%) et une phase complémentaire aqueuse qui permet les échanges.

La phase minérale est formée en majorité d'hydroxyapatite organisée sous forme d'aiguille de section hexagonale. Ces cristaux sont regroupés dans des structures prismatiques. Chaque prisme (6 $\mu$ m de diamètre) est limité par une gaine non minéralisée ; il traverse la quasi-totalité de l'épaisseur de la dent selon des trajets sinueux. Il existe de l'émail aprismatique entre les prismes (inter prismatique), à la jonction amélo-dentinaire et à la surface de la dent sur une épaisseur de 20 à 80 $\mu$ m. L'émail aprismatique est inapte au collage et doit être éliminé.

Une surface d'émail est lisse et ne permet absolument pas un contact intime avec un matériau : la tension superficielle est faible. Un traitement est donc nécessaire pour préparer l'émail au collage.

### **(2) Le mordantage**

Le mordantage est réalisé par une solution de 30 à 40% d'acide phosphorique. Le pH bas (0.2) permet l'élimination de 10 $\mu$ m d'émail superficiel (47), et expose une surface rugueuse. En effet, l'acidité dissout partiellement des prismes d'émail sur une profondeur de 10 à 20 $\mu$ m. La variation d'orientation des prismes par rapport à la surface attaquée détermine le mode de destruction. On peut observer :

- Une surface en écailles de poisson quand les cristaux du cœur des prismes sont dissous.
- Une surface en nids d'abeille lorsque la périphérie des prismes est éliminée.

L'émail est constitué de minéraux, possédant une énergie de surface élevée. Des protéines et d'autres substrats se fixent sur l'émail et forme le bio film. Ce dernier réduit l'énergie de surface de l'émail à 40mJ/m<sup>2</sup>. Cet adsorbat est nettoyé grâce à l'attaque acide, et un traitement mécanique augmente d'autant plus l'efficacité du mordantage.

Le rinçage est nécessaire car il permet l'élimination des résidus et de l'acide. De plus, la surface amélaire mordancée ne doit pas être contaminée, l'énergie de surface de l'émail est augmentée de manière importante (de 40 à 80mJ/m<sup>2</sup>) et est donc capable d'absorber un adhésif hydrophobe mais aussi le sang et la salive. C'est pourquoi l'utilisation de la digue est fortement recommandée.

L'émail mordancé est rugueux et présente une énergie de surface très élevée. Ceci facilite la mouillabilité et augmente la rétention micromécanique. Un collage efficace à l'émail peut alors être effectué.

### 3. Adhésion au métal

#### a) Adhésion mécanique

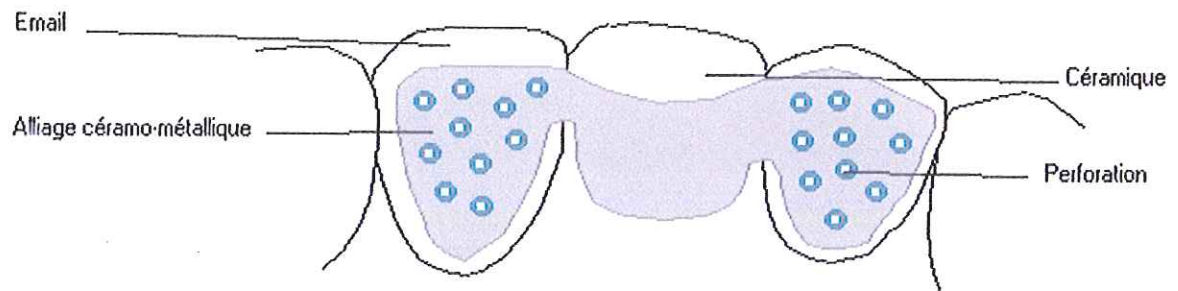
Cette adhésion utilise les irrégularités des adhérents. L'adhésif rentre en contact intime avec les surfaces à adhérer, pénètre dans toutes les infractuosités des substrats puis polymérise. Selon la taille des irrégularités, l'adhésion est dite :

- **Macromécanique** : les rugosités sont visibles à l'œil nu. Dans les bridges collés, citons les perforations du bridge de Rochette, les irrégularités dues aux cristaux de sel des bridges de Virginie etc...
- **Micromécanique** : les irrégularités sont invisibles à l'œil nu. Les applications aux bridges collés sont par exemple les bridges « Maryland ».

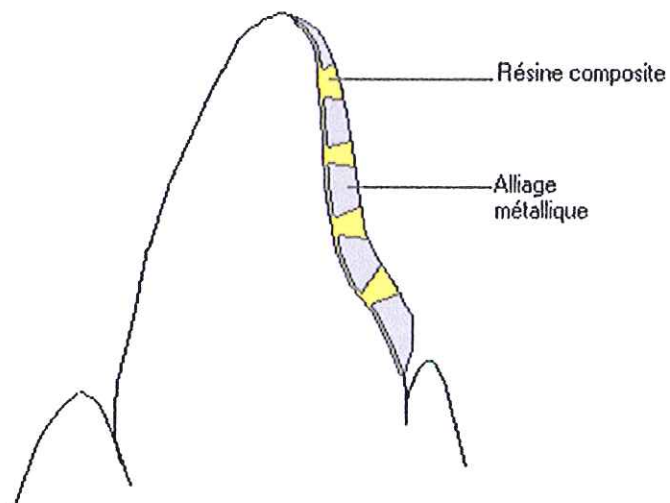
#### (1) L'adhésion macromécanique

##### (a) Le bridge de Rochette

ROCHETTE (1973) est l'initiateur des bridges collés. Il décrit une attelle parodontale collée à l'émail. L'attelle est coulée en alliage précieux de type IV. Le collage s'effectue grâce à de la résine acrylique et des perforations dans l'alliage (figure 5). Les perforations de l'attelle sont des macrorétentions, elles sont orientées (figure 6). La résine est placée de chaque côté de l'attelle qui se retrouve fixée. Une dent peut être remplacée grâce à ce système.



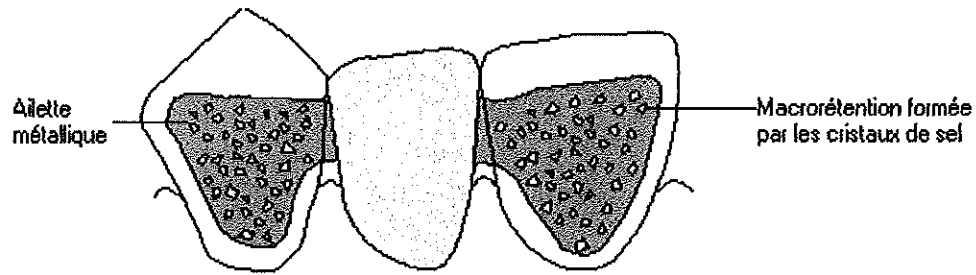
**Figure 5:** vue palatine d'un bridge de Rochette d'après ESHLEMAN (1984).



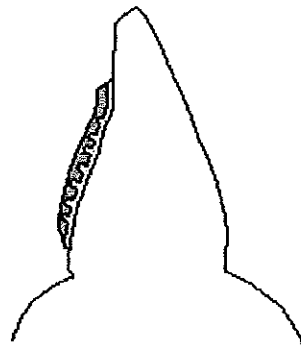
**Figure 6:** coupe axiale d'un bridge de Rochette d'après ESHLEMAN (1984).

(b) Le bridge de Virginie (D3, C8)

Là encore, l'adhésion résine-métal est réalisée grâce à des macrorétentions. Des cristaux de sel cubiques de 150 à 250µm sont utilisés pour former des rugosités sur l'intrados de la prothèse (figure 8).



**Figure 7:** le bridge de Virginie d'après MOON (1984).



**Figure 8:** coupe axiale d'un bridge de Virginie d'après MOON (1984).

L'empreinte de la préparation est réalisée avec les techniques classiques utilisées par la prothèse fixée. Le périmètre de l'infrastructure métallique est délimité avec un crayon à cire (52). Le modèle positif en plâtre est enduit, au niveau du futur bridge, d'un séparateur pour résine Duralay®. Les cristaux de sel sont passés au tamis (150-250µm) (52) avant d'être déposés sur le plâtre lubrifié. Les excès sont retirés en tapotant légèrement afin de ne

laisser qu'une couche unique de cristaux de sel. Le spray pour modèle est appliqué, à une distance de 25-40cm, pour fixer les cristaux. La vaporisation ne doit pas être trop violente pour éviter de rompre la cohésion des cristaux. L'étape suivante est délicate. La résine Duralay® est déposée au pinceau n°1 en trempant d'abord la pointe dans le monomère (le liquide), puis dans la poudre. La difficulté réside dans la fluidité de la résine, qui doit être suffisamment liquide pour couler entre les cristaux, mais non saturée en monomère pour ne pas déplacer les cristaux. Le bord (0.5 à 1mm de large) est sans cristaux, autour de la surface tracée. La maquette est ensuite réalisée avec la résine Duralay® chémopolymérisable. Son intrados peut être sablé pendant 2-3 minutes avec un micro-sableur et des particules d'alumine de 60µm. La maquette est alors rincée à l'eau courante pour dissoudre les cristaux de sel, puis elle est séchée à l'air comprimé. Un contrôle à la loupe est nécessaire et assure l'absence de cristaux. La maquette est alors prête pour la mise en revêtement (46).

*(c) Les microgrilles et les microbilles*

Les mailles de la grille sont les macrorétentions de l'intrados du bridge. On la place sur les faces linguales des ailettes de rétention. Elle est ensuite recouverte et incorporée à la maquette en cire. L'intrados prend l'aspect positif de la grille et la prothèse peut être coulée en métal précieux ou non. Mais ces microgrilles se rigidifient quelque peu et deviennent de ce fait difficiles à adapter aux détails des répliques (52).

Un système de microbilles est décrit par ROCHETTE. Il est semblable aux microgrilles. Il a été rapidement abandonné.

(2) L'adhésion micromécanique

*(a) Le mordantage*

Le mordantage, électrolytique ou chimique, permet la formation de microrétentions sur la surface métallique. L'alliage doit être nécessairement non précieux, et d'une structure dendritique attaquant (36, 52). Le mordantage élimine une ou plusieurs phases, et la surface apparaît en relief en 3 dimensions (36). La mouillabilité est augmentée et il se crée un collage métallique (effet zipper type fermeture « éclair »). Les bridges collés utilisant ce mécanisme d'adhésion sont regroupés sous le nom de bridges Maryland.



(i) Le mordantage électrolytique

Il a d'abord été effectué sur des alliages nickel-chrome sans béryllium (52), puis les tests ont permis une possibilité d'utilisation d'autres alliages, sans que jamais une adhésion acceptable n'ait été décrite avec les alliages précieux (52, 46, 36). Le processus de mordantage du métal consiste en une dissolution anodique de certaines phases de métal. C'est pour cette raison que l'alliage doit présenter une microstructure dendritique, ce que la majorité des alliages d'or ou de palladium ne présentent pas.

Le principe du mordantage électrolytique est le suivant. L'alliage non précieux est plongé dans une solution acide où passe un courant d'intensité spécifique. L'alliage est ensuite immergé dans une solution d'acide chlorhydrique dans un bac à ultrason (52).

Les conditions de mordantage sont spécifiques à chaque alliage (36). On a déterminé après différents essais l'intensité du voltage, la concentration de la solution acide, la durée du mordantage et la durée du nettoyage à l'ultrason (tableau 1).

Le surface mordancée ne doit pas être contaminée.

Alliage	Acide	Courant (mA/cm <sup>2</sup> )	Temps (min)
Ni-Cr-Mo-Be	H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> (10%vol)	300	5
Ni-Cr-Mo-B, Si	HNO <sub>3</sub> (0.5N)	250	5
Co-Cr-W	HNO <sub>3</sub> (1N :60%)	200	7

**Tableau 1: spécificité du mordantage électrolytique en fonction de la nature du métal**

(ii) Le mordantage chimique

L'alliage peut être également mordancé chimiquement par de l'acide nitrique (HN), chlorhydrique (HCl) ou fluorhydrique (HF). L'acide est sous forme de gel, que l'on dépose sur la surface métallique. On rince après 20 minutes avec de l'eau distillée, puis il faut sécher à l'air pendant 30 minutes (46). Le mordantage chimique est d'une utilisation plus facile car il ne fait pas intervenir de courant électrique. Mais l'attaque de la surface du mordantage chimique est moins profonde, donc l'adhésion réalisée risque d'être moins performante que celle obtenue avec le mordantage électrolytique (46).

*(b) Le sablage*

Le sablage est un traitement de la surface métallique décrit par Wilshire (23). Des particules d'alumine de 50 à 250µm sont projetées sur le métal. Le sablage ne crée pas de rugosités aussi efficaces que le mordantage des alliages dendritiques et mordançables. Utilisé seul, le sablage ne permet pas une adhésion mécanique suffisante. Il n'améliore pas la résistance à la traction.

Il permet surtout un nettoyage des surfaces métalliques et augmente ainsi le potentiel de rétention. Il élimine certaines impuretés et améliore la tenue au cisaillement. Cette résistance est d'autant plus forte que les surfaces sont parallèles entre elles.

Le sablage est surtout utilisé pour préparer la surface métallique à l'adhésion chimique. Un bon collage peut être obtenu avec des adhésifs possédant des fonctions phosphates comme le Panavia® et le SuperBond®.

**b) Adhésion chimique**

C'est une adhésion à l'échelle atomique. Des fonctions chimiques réagissent entre elles afin de créer des liaisons. L'adhésion peut résulter de liaisons covalentes ou ioniques entre l'adhésif et la surface de l'adhérant. Ceci requiert la présence de groupements fonctionnels pour l'adhésif et la surface de l'adhérant. Deux groupes d'application dans le bridges collés vont être développés ci-après :

- L'évolution des ciments résines a abouti à la formation d'une adhésion chimique véritable.
- Le silane est une bonne application de l'adhésion chimique.

(1) L'évolution des résines composites de collage

*(a) Introduction*

Les premiers bridges collés décrits par Rochette adhéraient grâce à une résine composite non chargée polyméthylméthacrylate : le Sevriron®.

Les résines composites non chargées/ chargées étaient utilisées avec des moyens d'ancrage perforés. Puis ces résines, dont l'épaisseur du film était très fine, spécialement prévues pour les bridges collés, furent commercialisées (Compsan®). Un joint très fin est préféré, il limite la surface du front du joint et donc son interaction avec le milieu buccal. Le

mordançage électrolytique fut ensuite décrit. L'adhésion était toujours purement mécanique, mais c'est le début des ciments résines spécifiques aux bridges collés.

Enfin, apparaissent les résines de collage, véritablement adhésives, comportant des groupes chimiquement actifs comme le 4-META et le MDP. Ce sont principalement les ciments C&B Super Bond® et Panavia®. Ces ciments sont basés sur l'adhésion au métal et non uniquement sur l'exploitation de microrétentions de la surface métallique pour obtenir l'adhésion. Le mordançage peut donc paraître pour certains inutile (52, 7)...

### *(b) La résine 4-META/MMA*

#### **(i) Généralités**

La résine 4-META/MMA (C&B Super Bond ®) (50) est une résine adhésive dentaire basée sur la chimie des résines acryliques. Elle emploie le 4-META (4-méthacryloxyéthyl trimellitate anhydride), introduit en 1982 par Tanaka et le TBB (tri-n-butylborane). Le 4-META permet la diffusion du promoteur, et TBB est l'initiateur de la polymérisation.

Le Super Bond® a été commercialisé en 1982 sous le nom de « Orthomite Super Bond® » au Japon, pour une utilisation en orthodontie. Il fut ensuite introduit pour des utilisations dentaires plus variées. Peu de modifications de l'adhésif ont été effectuées depuis.

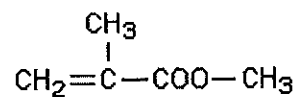
#### **(ii) Les composants**

Le coffret comporte un flacon de monomère, un catalyseur S, différents types de polymères (clair, radiopaque), un activateur rouge et un activateur vert.

- Le catalyseur S : TBB, l'initiateur de la chémo-polymérisation et de l'acétone.
- Le monomère : MMA en plus grande quantité que le 4-META. Le 4-META est la particularité du Super Bond®, il permet la diffusion.
- Les polymères : PMMA qui n'est autre que du MMA polymérisé. Différents pigments peuvent compléter selon le type de polymère.
- L'activateur rouge : acide phosphorique, la solution classique pour mordancer l'émail.
- L'activateur vert : acide citrique et chlorure ferrique ( $FeCl_3$ ), traitant la dentine.
- Le V-primer : VTD (6-(4-vinylbenzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol) et acétone, pour les alliages précieux.

(iii) Propriétés physiques de la polymérisation

Le C&B Super Bond® est classé dans les ciments résines adhésifs. Il comporte des composants différents des ciments conventionnels inorganiques. La plupart des ciments résines composites sont des polyfonctionnels diméthacrylates bases monomères, comme le bis-GMA, et des ramifications inorganiques de fines charges et de silice. En fait, leur composition est similaire aux composites traditionnels. Après polymérisation, le ciment est rigide. Ceci leur confère des propriétés rhéologiques (étude des lois des déformations) peu intéressantes.

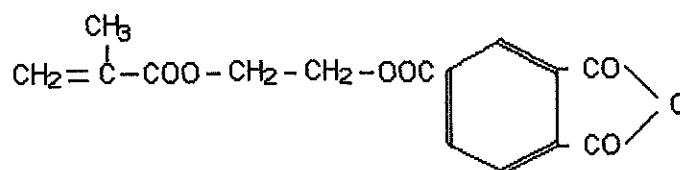


**Figure 9:** formule du MMA, linéaire.

Le Super Bond® est différent, la polymérisation forme des polymères de MMA linéaires (figure 9) sans ramification. La structure de la résine a une microdureté et un module de flexibilité plus bas que les autres ciments résines adhésifs. Ce polymère linéaire a des propriétés rhéologiques spécifiques. Cette propriété permet de bonnes performances cliniques (12), le module d'élasticité peu élevé autorise une déformation du ciment, et une bonne dissipation et une bonne répartition des contraintes limitant la vitesse de propagation des fissures de fatigue (21).

(iv) Le promoteur de diffusion 4-META

Le monomère liquide de Super Bond® contient du 4-META (figure 10). Ce composant permet la diffusion du monomère dans la structure dentaire. Ainsi se forme la couche hybride. Le monomère 4-META est le résultat de recherches à Tokyo.



**Figure 10:** le 4-META , ou 4-méthacryloxyéthyl trimellitate anhydride.

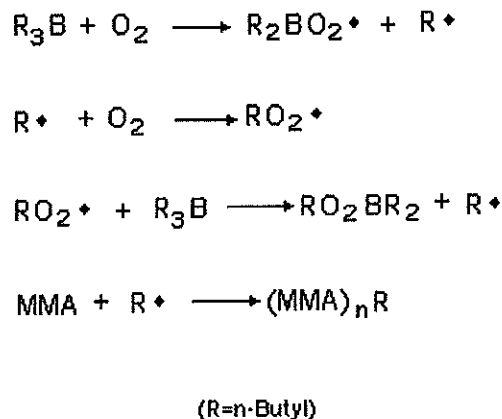
Le monomère promoteur de la diffusion comporte des groupes hydrophiles et hydrophobes dans la molécule. Ces monomères copolymérisent avec les monomères MMA.

Le 4-META est capable d'adhérer aux alliages dentaires et à la dent.

#### (v) L'initiateur de polymérisation TBB

Le TBB (tri-n-butylborane) est formé par la pré-oxydation partielle du tri-n-butyl borane. C'est en 1958 que KOJIMA utilise pour la première fois le TBB comme initiateur de polymérisation du méthyl méthacrylate (MMA). Ce système adhère bien à l'émail et spécialement à l'émail humide.

La réaction du TBB est bien connue (figure 11). Le TBB a une réactivité extrêmement élevée, en contact avec l'oxygène, l'atome de bore (B) conduit à la formation d'un peroxyde. C'est la première étape de la réaction en chaîne qui libère un radical butyl. Ce dernier réagit aussi avec l'oxygène et crée un radical butoxyl, qui initialise la polymérisation du MMA.



**Figure 11:** réaction entre le TBB et l'oxygène permettant la polymérisation d'après SODERHOLM (2000).

Mais le Tri-nbutyl borane pur a un désavantage notable. Il est tellement réactionnel qu'il fume dès qu'il est au contact avec l'oxygène. Afin de limiter ce phénomène, le TBB est partiellement pré-oxydé, ce qui réduit son hyperréactivité. Un des groupes butyl devient un groupe butoxyl, formant ainsi de butoxybutyl borane. Le TBB modifié garde ses propriétés d'initiateur de la polymérisation mais est beaucoup moins inflammable.

Ainsi, TBB permet la formation de radicaux en présence d'oxygène et d'eau. Le Super Bond® est capable, en théorie, de former une adhérence stable dans le milieu buccal.

#### (vi) Les mécanismes de collage

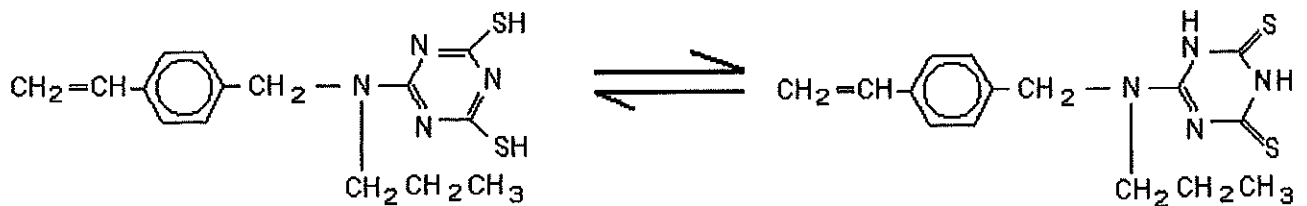
##### (a) A l'émail

L'émail est mordancé, formant ainsi une surface rugueuse, avec une énergie de surface importante. Le 4-META pénètre en profondeur dans l'émail, et forme un film d'émail imprégné de résine.

(b) Au métal

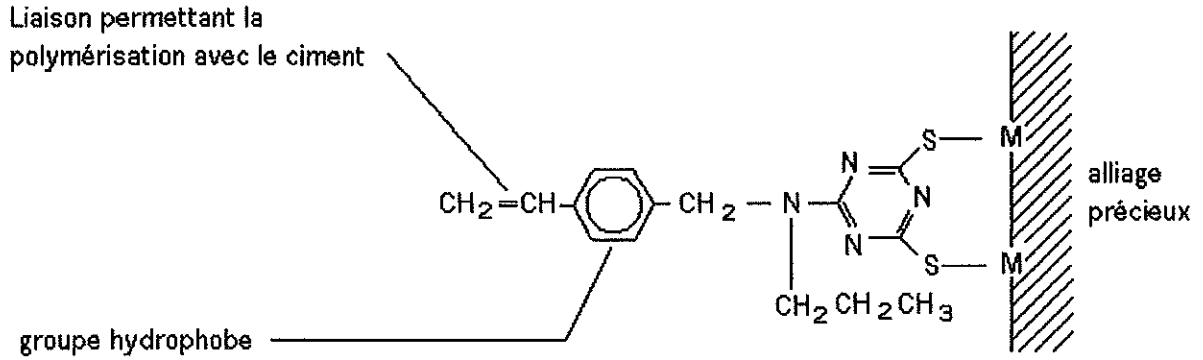
Deux mécanismes peuvent être utilisés en fonction de l'alliage : adhésion au film oxydé de la surface de l'alliage ou en utilisant le VTD, 6-(4-vinylbenzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol, molécule active du V-Primer pour les alliages précieux.

- Adhésion aux alliages non précieux. Il semble que les résines 4-META/MMA adhèrent au métal grâce à une réaction entre le film oxydé (42) de la surface de l'alliage et la molécule 4-META. Les tests *in vitro* et cliniques (12) montrent que cette adhérence chimique est réelle, avec des résultats nettement supérieurs par rapport à ceux des résines classiques bis-GMA. Un sablage à l'alumine à 50µm prépare la surface de l'alliage au collage. Les oxydes formés par l'air-abrasion réagissent avec le 4-META et créent ainsi une adhérence chimique.
- Adhésion utilisant le VTD (figure 12) pour les alliages précieux.



**Figure 12:** le VTD d'après SODERHOLM (2000).

L'oxydation des alliages précieux est moindre, il faut donc utiliser un autre mécanisme pour permettre l'adhérence chimique. Le VTD, 6-(4-vinylbenzyl-n-propyl)amino-1,3,5-triazine-2,4-dithiol, prépare la surface des alliages précieux avant l'application de la résine 4-META/MMA. Les scientifiques ont d'abord constaté que les matériaux à empreinte tels que les polysulfures adhèrent fortement aux alliages comportant de l'or, de l'argent ou du cuivre. Ils se sont portés sur des monomères contenant des groupes SH et ont découvert le VTD. L'application du V-Primer (qui contient du VTD) prépare la surface des alliages précieux. Les fonctions SH adhèrent chimiquement à l'alliage et les autres groupes vinyles réagissent avec la résine 4-META/MMA (figure 13).

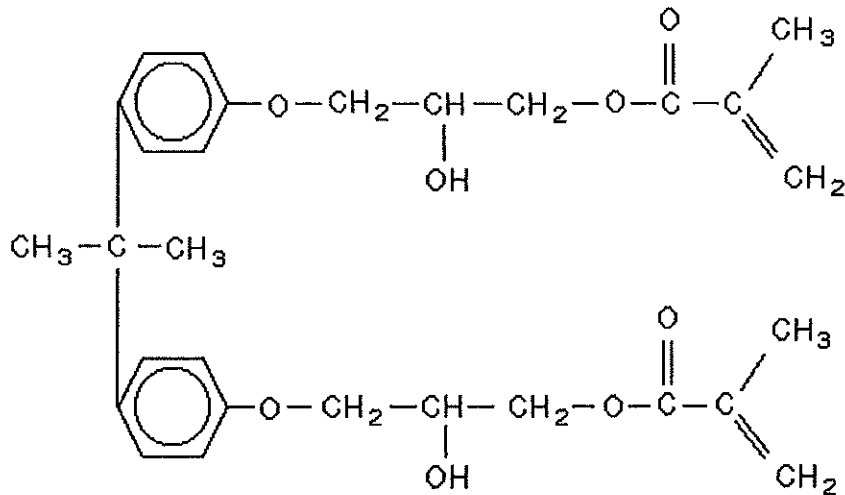


**Figure 13:** l'adhésion du VTD aux alliages précieux d'après SODERHOLM (2000)

Cependant, des études (42) montrent que l'interface traitée par le V-Primer est très sensible à l'attaque hydrolytique.

(c) *Le Panavia®*

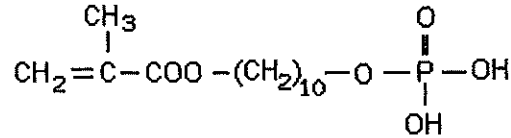
C'est une résine intrinsèquement adhésive. Elle est introduite en 1984 par Kuraray. Le matériau principal de cette résine ciment est la résine bis-GMA (figure 14) (50).



**Figure 14:** le bis GMA d'après SODERHOLM (2000).



L'adhésion chimique se fait grâce au MDP (10-méthacryloxydécyl dihydrogène phosphate) (figure 15), qui forme des liaisons avec des oxydes de nickel, de chrome et de cobalt.

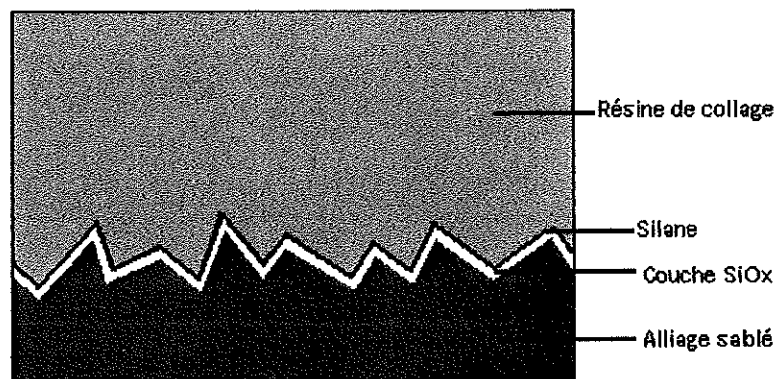


**Figure 15:** le MDP d'après SODERHOLM (2000).

(2) Le silane

(a) Principe

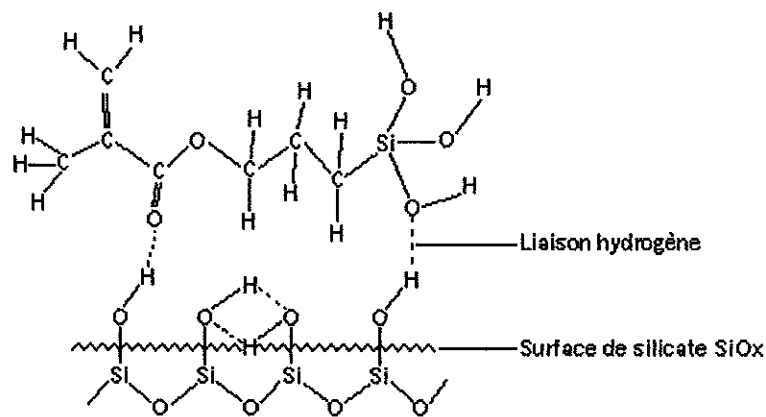
Une adhésion chimique nécessite des groupes fonctionnels sur les deux matériaux à unir. Des promoteurs d'adhésion peuvent être utilisés afin d'établir l'adhésion en réagissant avec les deux matériaux. Un des agent de couplage le plus connu est le silane (figure 16). ROCHETTE utilise le silane en 1973 dans la description des attelles perforées (45).



**Figure 16:** l'adhésion chimique du silane d'après SODERHOLM (2000).

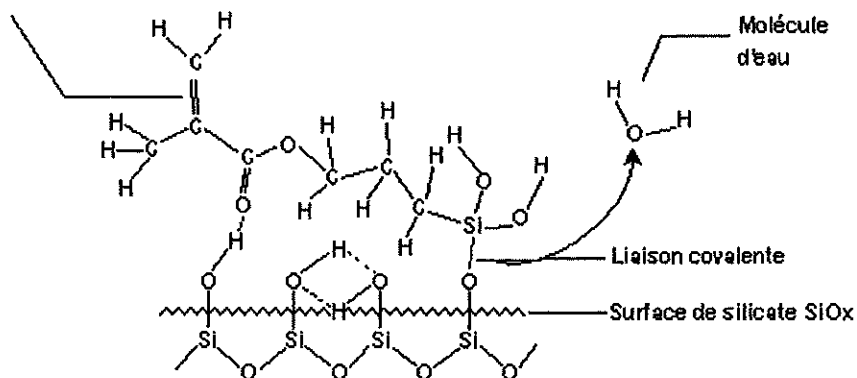
Le silane permet une adhésion chimique. Des liaisons covalentes et hydrogènes se forment, créant ainsi une véritable adhésion chimique. Le silane est utilisé pour l'adhésion de la céramique. En effet, la céramique est constituée de silice sous des formes variables, et le silane réagit avec le groupe silanol de la silice afin de former cette adhésion chimique. L'alliage constituant les bridges collés doit adhérer à la résine composite. Il faut donc intégrer à la surface de l'alliage une couche de silice, capable de réagir chimiquement. Deux techniques seront décrites ci-après : le Silicoater® et le Rocatec®. L'alliage présentant une couche de silicate SiOx-C, peut alors être recouvert d'un agent de couplage silane. Les molécules de silane s'orientent parallèlement à la surface de l'alliage grâce à la

création de liaisons hydrogènes entre les groupes carboxyls du silane et SiOH libres du silicate (figure 17). Des liaisons siloxanes covalentes se forment ensuite entre le groupe silanol du silane et le groupe silanol libre du silicate, libérant une molécule d'eau (figure 18). Cette étape rend hydrophobe et organophile la surface de l'alliage. L'hydrophobie améliore la résistance hydrique à la dégradation de l'interface et l'organophilie facilite le mouillage par la résine. La double liaison du silane s'ouvre et permet la formation d'une liaison covalente avec la résine.



**Figure 17:** positionnement du silane d'après SODERHOLM (2000).

Double liaison  
disponible pour la  
polymérisation de la  
résine de collage



**Figure 18:** les liaisons chimiques de l'adhésion entre la molécule de silane et la surface métallique traitée au silicate d'après SODERHOLM (2000).

(b) Application aux bridges collés

(i) Silicoater®

Tout d'abord, 100µm de métal sont éliminés par sablage (particules d'alumine de 50 à 150µm) sous une pression d'au moins 4 bars. La durée dépend du type d'alliage : elle est moins longue pour les alliages précieux.

La nouvelle surface exposée est recouverte d'une couche de silicate SiO<sub>x</sub>-C par réaction pyrolytique. Cette réaction se fait entre les molécules d'organe-silane dans la flamme propane-air, à l'intérieur du Silicoater. La liaison chimique entre la couche SiO<sub>x</sub>-C et la résine nécessite l'application d'un agent de couplage comme le méthacryloxypropyltriméthoxy-silane (MPS).

(ii) Rocatec®

A la différence du système précédent, Rocatec permet l'ancrage de particules de silicate grâce à un matériau de sablage spécial (Rocatec plus).

Ces particules adhèrent entre elles pour former une couche vitrifiée.

L'application d'un agent de couplage du type silane ESP-Sil permet une liaison chimique entre la couche vitrifiée et la résine.

(c) Résultats

Rapidement, l'efficacité de l'utilisation du silane est prouvée. Les études sont toutes du même avis, les résultats sont 3 fois plus élevés qu'avec le simple mordantage (28). Cependant, quelques auteurs considèrent que ces systèmes sont coûteux (14). Il est conseillé d'utiliser le silane non seulement avec les alliages précieux, mais également avec les alliages non précieux (42).

(3) Conclusion

L'adhésion chimique donne des résultats très satisfaisants. Le mordantage reste une technique délicate, nécessitant un appareillage onéreux. La vérification du traitement demande un microscope électronique, et les résultats, cliniques et *in vitro*, sont parfois inférieurs à ceux des nouvelles techniques.

Les ciments résines et le silanage sont utilisés simultanément (41, 42) avec le mordantage. L'adhésion mécanique associée à la qualité des résines spécifiques, donne des résultats très satisfaisants, les deux principes se complètent (2).

Il faut tout cependant remarquer que la préparation amélaire reste nécessaire.

#### 4. Les tests *in vitro*

##### a) Introduction

Les nouvelles techniques sont testées d'abord dans les laboratoires. Ce sont les tests *in vitro*. Le but de ces tests est de se rapprocher de la réalité clinique et ainsi de prévoir les résultats de nouvelles méthodes. Lorsque les résultats sont jugés satisfaisants, des tests cliniques sont effectués. Ils permettent l'étude des paramètres que les tests *in vitro* ne peuvent pas toujours impliquer.

Cependant, les tests *in vivo* sont plus difficiles à mettre en œuvre que les tests *in vitro* (21):

- il faut avoir un certain recul dans le temps,
- il est préférable de comparer des prothèses ayant été effectuées par le même praticien, ainsi, les préparations dentaires et les méthodes de collage sont relativement similaires pour chaque bridge,
- le nombre de cas est restreint au nombre de patients.

C'est pourquoi les études des bridges collés sont plus fréquemment effectuées à partir de tests *in vitro*.

Cependant, les résultats des tests *in vitro* sur les bridges collés ne sont pas systématiquement corrélés (2), et ne sont pas confirmés par les résultats cliniques observés.

##### b) Les tests mécaniques traditionnels

Ce sont les tests utilisés le plus fréquemment : tests de tractions et tests de cisaillement.

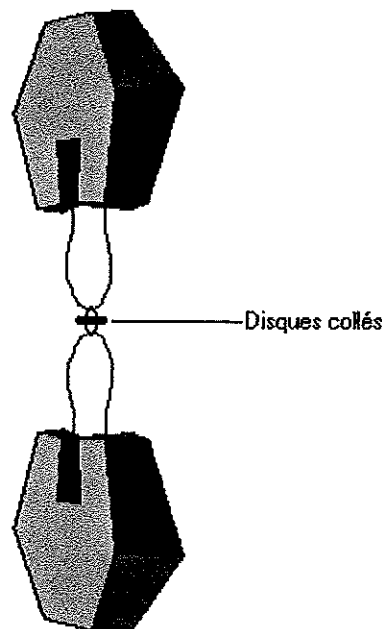
Par des procédés variables (figure 19) (19, 28, 34, 40, 48, 55), la force nécessaire pour rompre l'adhésion est mesurée, rapportée à la section de rupture. Cette force prend en compte (56):

- La nature des liaisons coupées lors de la séparation
- Les caractéristiques mécaniques et rhéologiques (relatif aux lois du comportement des matériaux qui lient, à un instant donné, les contraintes aux déformations) des constituants de l'assemblage

- Les paramètres liés à la géométrie des éprouvettes, à la méthode et aux conditions d'essais (force, déplacement ou vitesse de déplacement imposés en tension axiale, cisaillement, torsion etc...)

Il est donc impossible de déterminer dans cette mesure la part qui revient à l'intensité d'adhésion, et celle de la géométrie et de la méthode de l'essai.

La force d'adhérence, dont traite de nombreux articles, apparaît comme une donnée difficile à interpréter, difficile à exploiter d'une manière comparative et aléatoire lorsque les conditions expérimentales ne sont pas strictement normalisées. Il semble donc qu'avec les tests de cisaillement pratiqués, une combinaison de facteurs regroupant les propriétés mécaniques de substrats en présence et la géométrie des contraintes soient testés.



**Figure 19:** la machine universelle testeur de traction d'après IMBERY (1992).

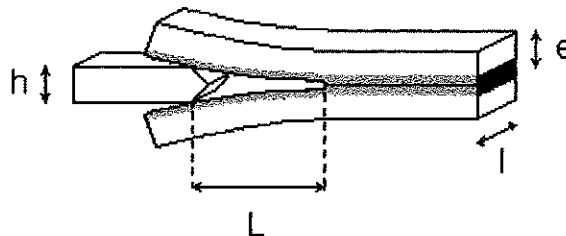
De plus, le point de départ de la fissuration et la cinétique réelle de fracturation ne sont pas contrôlés. Dans la pratique, la rupture d'un joint se fait dans certaines conditions de vitesse, plus faible que celle d'un test de traction ou de cisaillement traditionnel. Finalement, ces tests ne donnent pas d'informations suffisamment fiables sur la tenue à moyen et à long terme des assemblages collés.

### c) Une alternative : le test du coin (12, 21, 41, 42)

Ce test est différent des tests précédents. Il a été adapté d'un test utilisé dans l'aéronautique, le test du coin et permet d'évaluer les performances des joints collés exposés à un environnement agressif. L'équipe de DEGRANGE (1994 et 1999) pratique beaucoup ce test dans ces investigations.

C'est un test de clivage qui mesure l'énergie d'adhérence. Il reflète bien la durabilité et montre une bonne corrélation avec les résultats cliniques (42).

Le principe consiste à couler des bandes de métal, leur épaisseur variant en fonction du module de Young, la rigidité des bandes doit être suffisante pour créer un stress sans déformation plastique. Ces plaques métalliques sont ensuite polies et puis passent dans un cycle thermique de 1000°C afin de mimer la cuisson de la céramique. Pour faciliter l'insertion du copeau, une extrémité de la plaque est chanfreinée. Les surfaces qui vont être collées subissent les traitements à tester (sablage, silanage, mordantage etc...) puis deux plaques sont collées entre elles, en utilisant la résine-ciment choisie par les opérateurs. Lorsque le protocole du collage est terminé, un coin de 400µm d'épaisseur (h) est introduit dans le joint (figure 20).



**Figure 20:** le test de coin d'après DEGRANGE (2000).

L'énergie élastique forme une fissure qui évolue pendant une journée puis s'arrête : l'énergie élastique est égale à l'énergie de surface nécessaire pour créer la fissure de dimension connue. Ce test de clivage relève du concept de la mécanique de la rupture. L'intérêt majeur du concept de la mécanique de la rupture appliqué à l'étude des joints collés est de permettre de substituer à la force de rupture, la notion d'énergie de rupture, paramètre caractéristique de l'adhésif. C'est l'énergie nécessaire pour créer une unité de surface de rupture du joint. L'énergie de surface évaluée selon une fonction exponentielle démontrée par COGNARD:

$$W_r = W_{r_0} t^{-n}$$

où  $W_r$  est l'énergie d'adhérence au temps  $t$ ,  $W_{r_0}$  est l'énergie d'adhérence au début de la fracture et  $n$  est une constante. Des tests (41) ont conclu qu'après 24 heures passées dans l'eau, milieu hostile au collage, l'énergie d'adhérence reste quasiment stable.

Une formule donne l'énergie de surface ; en sachant qu'après stabilisation, l'énergie de surface est égale à l'énergie d'adhérence, il est possible d'écrire:

$$W_r = \frac{3 E h^2 e^3}{16 L^4}$$

avec  $e$  l'épaisseur de la lamelle,  $h$  la hauteur du coin,  $L$  la longueur de la fissure et  $E$  le module d'élasticité de Young. La résistance à la rupture ou énergie d'adhésion ( $W_r$ ) se calcule donc grâce à la mesure de la longueur de la fracture ( $L$ ), les autres paramètres étant fixés par le protocole expérimental et considérés comme constants (module d'élasticité et épaisseur de la lamelle). Cette résistance à la rupture est une grandeur énergétique qui ne dépend, en théorie, que de la nature et des traitements de surfaces des substrats.

Le test de coin représente une bonne capacité de modélisation *in vitro* du comportement clinique du joint collé, en simulant au mieux les conditions de vieillissement et de dégradation de ces derniers en bouche. Cette méthode permet de plus de contrôler l'influence du vieillissement hydrique sur la résistance de la rupture des adhésions métal-résine.

## Chapitre 2

# Evolution dans le temps de la conception des bridges collés



## II. Evolution dans le temps de la conception des bridges collés

### A. Introduction

Les bridges collés ont d'abord été proposés pour répondre à des indications précises : l'absence d'une dent antérieure chez un enfant ou un adolescent. Dans un tel cas, deux solutions s'offraient aux praticiens : la prothèse amovible ou le bridge traditionnel.

La prothèse amovible dans ce cadre apparaît inadaptée, mais elle peut représenter une solution provisoire en attendant d'une solution fixée. La résine au niveau du palais reste encombrante. La muqueuse peut être irritée, et l'esthétique n'est pas toujours satisfaisante. Mais c'est une solution financièrement intéressante, et la prothèse peut être changée régulièrement afin de suivre la croissance de l'enfant.

Le bridge traditionnel peut nécessiter quant à lui la biopulpectomie de dents de part et d'autre de l'édentement, ce qui pose un problème en particulier chez l'enfant. En effet, la pulpe peut être large, l'apexogénèse non-achevée et donc la dent dévitalisée support de bridge risque d'être fragile. L'aspect financier est beaucoup moins intéressant que pour la prothèse amovible, d'autant plus que le bridge ne peut que difficilement suivre la croissance de l'enfant, et doit donc être changé régulièrement. Par contre, le résultat cosmétique est très acceptable.

Les progrès en adhésion dentaire ont donc conduit rapidement les praticiens à réaliser des bridges collés. Leur mise en œuvre paraît moins délicate que la réalisation des bridges traditionnels, et l'aspect financier peut permettre un renouvellement du bridge, s'adaptant ainsi à la croissance de l'enfant. Les premières descriptions proposées sont des bridges collés provisoires (50), utilisant soit des dents naturelles (39), soit des dents en résine acrylique (30). Ces bridges provisoires ont une durée limitée. Sans renfort, ils restent en place de 3 mois à 1 an, et avec des pins, jusqu'à 3 ans et parfois plus (30).

Rapidement, le désir de réaliser des bridges collés plus durables a intéressé les cliniciens. Le vieillissement de ces bridges était expliqué par une usure excessive de la résine. Des renforts (pins, fil métallique, grille perforée)(51, 50) ont donc été placés pour améliorer la longévité, sans gros succès. La solution paraissant la plus facile à mettre en œuvre a été décrite par ROCHETTE en 1973 en soutenant la résine par un alliage métallique.

Une autre difficulté intervient alors. Le bridge collé est possible grâce à l'adhésion des trois composants : la dent, la résine et le métal. L'adhésion de la résine à l'émail a été

découverte par BUONOCORE (1955), et décrite précédemment. L'adhésion de la résine au métal est une nouveauté. L'évolution de cette adhésion résine-métal détermine plusieurs type de bridges collés.

Dans un premier temps, cette adhésion se fait par des rétentions macro ou micro mécaniques. Puis, la rétention chimique entre en jeu. Différents types de bridges collés ont été décrits en fonction de la nature de l'adhésion. Les résultats des tests cliniques et *in vitro* ont permis d'apprécier les différents moyens d'adhésion et ainsi de faire évaluer la liaison résine-métal et les préparations dentaires.

### **B. Le bridge de Rochette**

ROCHETTE peut être considéré comme l'initiateur des bridges collés. Le principe d'adhésion utilise des perforations comme macrorétentions.

#### **1. Mise en œuvre (45)**

Aucune préparation n'est d'abord décrite. Après les empreintes des 2 maxillaires, l'attelle est réalisée en cire ou en résine, d'épaisseur maximale 0.8mm. Les perforations sont faites dans la maquette, puis l'attelle est coulée en alliage d'or de type IV. Les perforations sont orientées, elles sont plus larges du côté lingual que vestibulaire. Un agent de silanage (45, 50) est appliqué sur le métal afin de créer une adhésion chimique métal-résine. L'émail est mordancé par une solution d'acide phosphorique à 50% pendant 1 minute 30, puis rincer. De la résine Sevriton® opaque est appliquée en fin film sur l'émail mordancé et sur l'attelle. La résine Sevriton® est une résine chémo-polymérisable non chargée, polyméthylméthacrylate décrite par LASWEL et al en 1949 (52). Le système de Sevriton® était la résine la plus efficace à l'époque. Il contenait un dérivé di-méthacrylique de l'acide glycérophosphorique qui polymérisait à température ambiante dans une fourchette de 5 à 30 minutes sous l'action de l'acide sulfonique. Il est capable d'assurer le collage de la résine acrylique aux parois d'une cavité dentaire. La mise en place de l'attelle s'effectue en gardant une forte pression pendant 10 minutes. L'attelle est ensuite polie. Elle est en surcontour lingual car l'épaisseur des ailettes métalliques n'est pas compensée par une réduction dentaire.

Rochette décrit des attelles parodontales collées. Il utilise la résine polyméthylméthacrylate, le mordantage acide de l'émail et une attelle métallique perforée. Le collage résine-émail a été décrit précédemment, la fixation de la résine au métal est innovante.

## 2. Avantages et inconvénients

### a) Les avantages

De l'attelle parodontale, ROCHETTE élargit son principe aux bridges, remplaçant une dent (1973). Ceci permet une alternative au bridge traditionnel en prothèse fixée. Ce nouveau principe est séduisant car il présente de nombreux avantages par rapport aux bridges traditionnels.

- Préparation absente, ce qui entraîne quatre avantages :
  - ◆ une diminution de la durée de réalisation.
  - ◆ les limites sont supragingivales (donc les difficultés dues aux modifications de la gencive tel que l'espace biologique ne sont pas à prendre en compte).
  - ◆ Pas de participation pulpaire.
  - ◆ Pas d'anesthésie.
- Coût moindre
- En cas d'échec, il est possible soit de recoller le bridge, soit de réaliser un bridge conventionnel (relative réversibilité).

Mais les bridges collés perforés ne répondent pas aux attentes des praticiens et les déçoivent.

### b) Les inconvénients

- le surcontour
- l'esthétique : apparition d'un liseré gris au niveau du bord incisif, la translucidité de l'émail découvre l'ailette métallique.
- le décollement, inconvénient le plus fréquent.

Afin de répondre à ces problèmes, ce bridge a évolué.

## 3. L'évolution du bridge de Rochette

### a) L'armature métallique

La technique est d'abord décrite avec l'utilisation d'un alliage d'or de type IV (45). Mais les alliages précieux sont abandonnés aux profits des alliages non précieux. HOWE et DENEHY (1977) décrivent le premier bridge collé en alliage nickel-chrome. En effet, leurs

propriétés mécaniques permettent d'une part de réduire l'épaisseur des ailettes, et d'autre part d'augmenter le nombre de perforations. De plus, le coût de la prothèse est réduit.

L'épaisseur des ailettes en alliage d'or de type IV passe de 0.8mm à 1.5mm afin d'augmenter la rigidité. Les alliages nickel chrome de module d'élasticité plus élevé autorisent une épaisseur moindre de 0.5mm (26, 34, 51). En absence de préparation, le surcontour est nettement diminué. La réduction amélaire proposée ensuite pour compenser la surépaisseur est, quant à elle, réduite.

Selon WILLIAM et al (1982), la rétention dépend de la quantité totale de composite (26). La taille et le nombre des perforations sont limités uniquement par la rigidité de l'armature métallique. La rétention est augmentée par l'augmentation du nombre de perforations.

### **b) Les perforations**

Le choix de la localisation et de la taille des perforations est empirique (50). Des études *in vitro* de perforations (59) plus petites et plus nombreuses apportent de meilleurs résultats que les larges et peu nombreuses perforations initiales. Ces résultats sont contredits ensuite (54).

L'orientation des perforations est aussi étudiée, et il s'en-suit qu'elle n'apporte pas d'amélioration de la rétention (49).

### **c) Préparation dentaire**

Le bridge initial s'effectuait sans aucune préparation. Afin d'augmenter leur longévité et de limiter le surcontour, la préparation dentaire est devenue une évidence. En effet, une préparation dentaire minimale augmente de 28% la rétention (17). On ne savait coller que sur l'émail pendant cette période, la préparation reste donc exclusivement amélaire.

Les premières réductions amélaire sont décrites ainsi (26). Tout d'abord, il faut déterminer les contacts occlusaux en utilisant du papier articulé. L'opérateur décide soit de ne pas englober les zones de contact dans la préparation, soit de les englober en réduisant l'épaisseur d'émail nécessaire, et en choisissant la limite de l'ailette à distance du contact occlusal. Les limites du bridge sont toujours supragingivales. Au niveau incisif, la translucidité du bord détermine la limite de la préparation. L'extension dans l'espace interproximal doit être maximale afin d'augmenter considérablement la rétention, et de respecter l'esthétique. Il faut soustraire 0.5mm d'émail au niveau des ailettes pour ne pas provoquer de surcontours. Des rainures proximales sont décrites, de petit diamètre, afin de rendre plus rétentive la préparation.

Cette préparation évolue encore, mais déjà les bridges perforés sont sur le point d'être abandonnés.

#### **d) L'esthétique**

L'inconvénient esthétique principal réside dans un liseré gris que l'on peut observer au niveau du bord incisif. La translucidité du bord incisif varie en fonction des patients et des dents. Il faut, pour chaque cas, déterminer la limite de la préparation dentaire de telle sorte que l'ailette métallique ne recouvre pas le bord incisif translucide (26). Certains auteurs (51) proposent également des solutions de camouflage, en peignant en métal jaune l'ailette.

#### **e) Les indications**

Il apparaît rapidement que les bridges perforés ne sont pas véritablement des prothèses définitives (17). Les indications sont donc réduites afin de prolonger au maximum sa longévité.

- Le remplacement d'une seule dent est le plus souvent conseillé. Certains auteurs (17) ont calculé les forces maximales exercées sur une canine et une incisive centrale supérieures, ainsi que la force de décollement d'un bridge perforé *in vitro* d'incisive latérale. Il s'avère alors que seule une dent peut être remplacée. D'autres auteurs (26) considèrent que le remplacement de plusieurs dents peut être envisagé, il faut alors prévoir une surface de collage adéquate, c'est-à-dire étendre le bridge avec soit une surface de préparation plus large, soit des piliers supplémentaires. Cependant, des études récentes montrent que l'augmentation du nombre de piliers n'améliore pas l'adhésion du bridge, mais au contraire provoque une augmentation des contraintes, et un décollement prématuré (10).
- L'âge du patient : les bridges perforés sont plus facilement indiqués chez le jeune patient. La pulpe large est peu traumatisée par la préparation dentaire réduite (26). De plus, la mise en œuvre demande peu de temps et un moindre coût (26).
- L'état parodontal : une mobilité dentaire fragilise le collage car les contraintes sont augmentées.
- L'hygiène : l'inconvénient ressenti le plus fréquemment par le patient est la difficulté du contrôle de plaque au niveau du bridge (17). Il est donc important que le patient soit motivé et qu'il ait une hygiène efficace. Le manque d'hygiène est de ce fait une contre-indication absolue.

- L'occlusion : il est indispensable d'avoir une occlusion équilibrée ou peu traumatisante. Un bout à bout incisif ou une béance antérieure offre une meilleure garantie de longévité.

#### 4. Conclusion

Malgré toutes ces évolutions, le bridge perforé ne satisfait pas pleinement les praticiens. Le problème principal reste le décollement. Il est attribué à la perte d'adhésion à l'interface, entre l'alliage et le composite (61). La faiblesse est donc le collage entre le composite et l'alliage qui dépend de la rétention mécanique et de la force cohésive du composite. Les traumatismes occlusaux sont les principales causes d'échec, le composite restant intact sur l'émail. (17, 61). Le décollement est aussi attribué à l'érosion de la résine (17, 50, 51, 61) mais ceci n'est pas approuvé par tous (50). Des erreurs d'indication et des fractures cohésives sont cités comme des facteurs étiologiques d'échec. A la suite d'une étude récente du stress du bridge perforé (61), il semble que l'échec principal serait la déformation due au stress au niveau des perforations.

A la suite de la découverte de ROCHETTE (1973), d'autres essais ont permis de perfectionner le collage du composite au métal. TANAKA, THOMPSON et LIVATIDIS (1982) introduisent le mordantage électrolytique.

### **C. Le bridge Maryland**

C'est en 1982 que LIVATIDIS décrit l'utilisation du mordantage métallique afin de créer une nouvelle adhésion composite-métal. Le système des perforations expose la résine à l'abrasion et à la percolation ; la rétention est limitée aux régions de perforations et non à toute la surface métallique, ce qui concentre le stress (35, 61). Le mordantage du métal devient donc rapidement une alternative aux bridges perforés. Ce nouveau système est la base des bridges Maryland.

#### 1. L'intensité des forces de collage

Le mordantage du métal apporte beaucoup d'espoir. Après les déceptions du bridge de Rochette, le bridge Maryland semble être une bonne solution. Le décollement des bridges perforés est expliqué par l'usure de la résine, et par des fractures cohésives du composite provoquées par l'accumulation de stress au niveau des perforations. Le composite est,

dans les bridges Maryland, protégé par le métal. Il forme un film fin entre la dent, limitant ainsi les fractures cohésives (51, 50).

Les auteurs décrivent généralement une force de collage deux à trois fois supérieure que celle du collage émail-résine (5, 36), ainsi qu'une surface mordancée 2.9 fois plus rétentive qu'une surface perforée (52). Les mesures de la résistance du collage après mordantage varient autour de 27.3MPa (35, 52). Cependant, d'importantes variations de valeurs sont constatées en fonction des laboratoires (52). En effet, la technique du mordantage électrolytique est délicate, de nombreux critères sont variables. Un mordantage excessif polit la surface, ce qui annule l'effet recherché. Il faut aussi noter que les tests *in vitro* pour calculer la force de collage ont des inconvénients ; les déviations standard sont le plus souvent trop élevées pour apprécier les résultats du test, et surtout ces résultats ne sont pas forcément en accord avec les tests *in vivo* (2). Certains chercheurs ont donc étudié d'autres méthodes de mordantage plus faciles à mettre en œuvre, tel que le mordantage chimique. Les résultats sont variables en fonction des études, ils sont soit légèrement différents (52), soit nettement supérieurs à ceux du mordantage électrolytique. Le mordantage chimique est aujourd'hui abandonné.

La résistance au collage dans le cas de surfaces mordancées est comparable, mais seulement à court terme, à l'adhésion aux tissus dentaires (47). Au cours de la décennie passée, des publications ont montré que le joint adhésif pouvait se rompre dans le temps par fatigue. Cette rupture se ferait dans la résine (47) et ces échecs ne peuvent pas être prévus par les tests traditionnels de résistance du collage.

Cependant, la plupart des auteurs pensent que les échecs les plus fréquents sont dus au décollement à l'interface métal-résine.

## 2. Résultats

Le mordantage électrolytique est une technique délicate, qui nécessite un équipement spécial et onéreux (26, 50). Une ailette de bridge peut être mordancée insuffisamment ou trop au contraire, car de nombreux facteurs déterminent la qualité du mordantage : type d'alliage, type d'acide, concentration de l'acide, durée et intensité du courant (14). Le praticien n'a aucun moyen de vérifier la qualité du mordantage (14, 40, 55). Cependant, BARRACK (1984) décrit une méthode, il note le départ de l'eau de la surface quand une seringue à air est dirigée obliquement. Un mordantage efficace produit un comportement spécifique de l'eau. La plupart des auteurs pensent qu'une surface mordancée ne peut être

appréciée que par microscopie électronique. D'autres procédés ont été proposés afin de remplacer le mordançage.

#### **D. La microgrille**

Les bridges de Maryland n'ont pas pleinement répondu aux attentes des chirurgiens dentistes : ils essuient de nombreux échecs. Ces problèmes pourraient s'expliquer par la séparation du métal et de la résine, due à la contamination du métal mordancé, à l'assise incomplète, ou à l'agent de collage qui, trop compact, ne coule pas dans les microrétentions. L'utilisation d'une microgrille (Unitec-Renfert®) comme macrorétention est proposée comme une alternative intéressante.

Cette technique permet l'utilisation de tout alliage, y compris celles des alliages précieux. Les macrorétentions sont visibles à l'œil nu, ce qui facilite le contrôle par le prothésiste et par le praticien. La rétention apparaît équivalente (55) ou meilleure (7) par rapport au mordançage. L'utilisation d'un agent de mouillabilité améliore la qualité de surface de l'intrados des ailettes, et donc la rétention. Des forces de collage différentes ont été notées selon les résines de collage utilisées (55). Une remarque clinique est intéressante : les colorations grises aux bords incisifs n'ont pas été constatées avec ces bridges.

Cependant, la mise en œuvre de cette technique est délicate. De plus, l'inconvénient majeur de l'utilisation de grilles est l'épaisseur de l'ailette. La grille rajoute à l'armature une épaisseur non négligeable, ce qui entraîne soit un surcontour, soit une préparation dentaire plus mutilante, perdant de ce fait l'avantage majeur des bridges collés (47). C'est la raison pour laquelle les grilles comme système de macrorétention de bridges collés sont désormais abandonnées. Par contre, ce système est largement utilisé en orthodontie.

#### **E. Le bridge de Virginie**

MOON décrit cette nouvelle technique en 1983. Des tests de laboratoire révèlent que les valeurs de forces de collage entre le mordançage et la technique du sel perdu sont similaires (3000psi). Les échecs sont le plus souvent situés au niveau de la liaison résine-émail (40). Les tests cliniques sont également encourageants, avec 50 cas *in vivo* depuis 1 an et demi. Selon la résine utilisée, les moyens d'ancrage au sel perdu, sont 30 à 150% plus rétentifs que ceux mordancés (52). La résistance au cisaillement d'un alliage non noble préparé par la méthode de Virginie et du Panavia Ex® a une valeur de  $33 \pm 1.3$ MPa.



D'autres auteurs (7) sont beaucoup moins favorables et pensent que les forces de collages de la technique de Virginie sont significativement inférieures à celle du mordançage.

Ce système d'adhésion utilisant les cristaux de sel comme macrorétentions comporte le même désavantage que les microgrilles. Les macrorétentions, quelles qu'elles soient, confèrent à la prothèse une épaisseur plus importante. Ce qui entraîne soit un surcontour, désagréable pour le patient, soit une réduction amélaire plus prononcée. L'avantage majeur des bridges collés est remis en cause, la dent est davantage mutilée, la pulpe est agressée et la préparation dentaire demande un temps plus important.

Cette méthode est aujourd'hui totalement abandonnée.

### ***F. Conclusion***

Les bridges collés à ailettes métalliques sont aujourd'hui le plus souvent mordancés. Toutes les autres techniques ont été jugées moins efficaces.

Des nouveaux matériaux sont proposés dans la prothèse collée, apportant ainsi de nouvelles données. Les composites de laboratoire, introduits depuis peu, apportent de nouvelles données à l'évolution des prothèses collées.

## Chapitre 3

# Evolution des matériaux : les composites de laboratoire

### III. Evolution des matériaux : les composites de laboratoire

Afin d'améliorer les bridges collés, des nouveaux matériaux ont été développés (56) . Ce sont les composites de laboratoire, comportant des propriétés mécaniques supérieures à celle des composites traditionnels.

#### A. Principes

L'augmentation de la fiabilité des systèmes adhésifs de dernière génération par la couche hybride et l'amélioration des composites actuels ont permis le développement de nouvelles techniques pour les bridges collés. Les composites, en effet, ont été améliorés dans leur composition, dans le mode de polymérisation, et par l'incorporation des fibres.

##### 1. La structure et la composition du composite

La quasi-totalité des systèmes actuels relève d'une structure microhybride comprenant environ 70% en volume de charges (essentiellement de verre) pour 30% de phase matricielle organique.

Cette forte incorporation de charges permet d'augmenter la dureté, la rigidité et la résistance à la flexion du composite. Par ailleurs, les particules plus fines apportent aux composites une bonne caractéristique de surface, comme le polissage et la résistance à l'abrasion, et de bonnes propriétés physico-chimiques. Il faut tout de même remarquer que les composites à mini-particules doivent contenir une charge faite de particules inférieures au micromètre.

##### 2. Le mode de polymérisation

Les composites traditionnels ont une polymérisation incomplète : il reste des radicaux libres après la photopolymérisation. La synthèse du composite au laboratoire permet une polymérisation plus importante. Plus le pourcentage de polymérisation est élevé, plus les propriétés mécaniques du composites sont améliorées. La post-polymérisation, qui se fait au laboratoire, associe une photo et une thermopolymérisation par augmentation de la température, de 80 à 140°C avec ou sans pression d'azote selon les systèmes.

Il existe plusieurs types de polymérisation des composites :

- L'eau portée à ébullition : le composite, comme son nom l'indique, est placé dans un récipient d'eau en ébullition. Ce type de polymérisation a été abandonné car la

rétraction de prise et la couche inhibée par l'oxygène de l'air en surface était trop importantes.

- La lumière : ce procédé est le plus répandu. Mais le taux de conversion n'est que de 60 à 65%.
- La lumière et la chaleur : un four spécifique à chaque système (Artglass®, Targis®) permet la polymérisation du composite à une température de 100°C. Le taux de conversion est ainsi amélioré car la chaleur apporte de l'énergie qui favorise la rencontre des monomères (13).
- La lumière, la chaleur et le vide : le vide permet d'éviter la formation de la couche inhibée par l'oxygène et améliore l'état de la surface du matériau.

### 3. L'incorporation des fibres

Les fibres peuvent être de différentes natures : verre, carbone, aramide ou polyéthylène. Leur rôle est d'améliorer les propriétés mécaniques du matériau et de lui conférer une grande biocompatibilité par suppression des infrastructures métalliques. Il existe différents composites renforcés, en fonction du type de fibres utilisé et de leur traitement (étirage, ensimage, silanage et imprégnation dans une matrice polymère) (56), ce qui au total donne des résultats variables sur les propriétés mécaniques.

#### **B. Mise en œuvre**

Il existe plusieurs composites de laboratoire. Nous n'étudierons que certains intervenant dans la confection des bridges collés. Citons-les :

- Belle Glass HP® (Kerr) (18),
- Columbus ®(Cendres et Métaux) (20),
- Targis Vectris® (Ivoclar) (11),
- Conquest sculpture® (Symphise) (22).

#### 1. Belle Glass HP® (18)

##### **a) Composition**

Ce composite est constitué de différentes matrices résineuses auxquels sont intégrées entre 74 et 85% en poids de particules de verre silané. Il est renforcé avec des fibres en polyéthylène tressées, le Connect®, pour la réalisation de bridges collés à trois éléments. Le taux de conversion élevé de 98% est obtenu grâce à la post-polymérisation. Lors du

travail de stratification classique faite par le prothésiste dentaire, l'élément de reconstitution est photopolymérisé à chaque étape. La prothèse terminée est post-polymérisée dans une enceinte spéciale à une température de 140°C, sans oxygène et sous pression d'azote entre 4 et 5 bars, pendant 20 minutes.

### **b) Les propriétés mécaniques**

Les propriétés mécaniques sont acceptables : résistance à la flexion (de 142 MPa), le module de flexibilité (13.1 GPa), la résistance à la compression, la micro dureté, la résistance à l'usure (de 1.2µm/an) et une faible absorption hydrique. La fibre tressée de polyéthylène apporte une meilleure résistance au matériau : elle évite la propagation des fissures et des micro fêlures, elle absorbe et disperse les contraintes, et elle augmente le module de flexibilité.

Le traitement de surface conseillé par le fabricant est un mordantage et un silanage.

## **2. Columbus ® (20)**

### **a) Composition**

C'est le seul composite photopolymérisable qui ne comporte pas de silice. Sa composition est d'environ 74.2% de charge (des particules de baryum silanisées), le reste étant une partie organique composé de résine bis-GMA.

### **b) Les propriétés mécaniques**

La résistance à la flexion est de l'ordre de 155 MPa, le module de flexibilité de 11.8 GPa. La résistance à la compression est acceptable et la rétraction de prise faible (0.12%). Le degré d'abrasion est proche de celui de l'émail avec une valeur de 8µm/an. La stabilité de la surface est obtenue par un glaçage à la fraise diamantée.

### **c) Préparation dentaire**

L'épaisseur minimale doit être de 1.5mm. Les angles vifs sont proscrits. La préparation dentaire est donc relativement importante, dans la dentine.

### **d) Application aux bridges collés**

La réalisation de bridges à trois éléments est possible sans aucun renfort. Les bridges à plus de trois éléments demandent un renfort métallique.

### 3. Targis Vectris® (11)

#### a) Composition

Ce composite a été développé afin de réaliser des prothèses conjointes esthétiques sans armature métallique (11). Il fallait donc améliorer les qualités physiques du matériau composite. Il doit répondre à plusieurs impératifs : la résistance à l'abrasion, l'esthétique, toutes les contraintes de flexion et de cisaillement. L'adjonction de fibres dans un composite augmente la résistance aux contraintes, et les particules quant à elles limitent l'abrasion. Le polymère ne peut être chargé autant qu'il le faudrait en particules et en fibres. Le concept de ce composite est de stratifier le composite. Il se compose de deux couches ayant la même matrice organique :

- une couche interne, appelée le Vectris, riche en fibre. Elle est le support, elle bloque les éventuelles fissures et disperse les contraintes grâce aux fibres. Les fibres doivent être pré- imprégnées par le polymère de la matrice.
- Une couche externe, appelée le Targis, riche en particules. Elle assure la géométrie spatiale, l'esthétique et la résistance à l'abrasion. Les charges minérales sont essentiellement du verre de baryum, de taille variable de 40nm à 1µm. Ces charges sont silanisées et liées entre elles par une matrice bis-GMA.

Une liaison chimique matrice-matrice existe entre les deux couches de support et de revêtement esthétique. De plus, un sablage de la coque crée des microrétentions mécaniques.

#### b) Les propriétés mécaniques

Ce sont surtout les fibres qui jouent ce rôle. Leur résistance maximale à la traction s'opère dans leur axe, la valeur est de 3.5 GPa. Une orientation des fibres dans les trois dimensions de l'espace confère ainsi une bonne résistance mécanique à la compression et à la traction. Ce composite peut être post-polymérisé, ce qui améliore le taux de conversion et par conséquent les propriétés mécaniques telles que la résistance à l'abrasion, à la solubilité.

#### c) Préparation dentaire

L'épaisseur minimale du matériau doit être de 1.5mm, les biseaux et les finitions en quart de rond sont à éviter.

#### 4. Conquest sculpture® (22)

##### a) Composition

Il associe des charges de céramique vitreuse (un borosilicate de baryum) dans une résine à base de polycarbonate diméthacrylate. La charge représente 70% du volume. Des fibres de verre Fibrekor® pré-imprégnées peuvent se rajouter, elles représentent alors 41% du volume. Il en existe de plusieurs rigidités, les plus rigides (fibre R) sont utilisées pour la réalisation de travées de bridge.

##### b) Propriétés mécaniques

La résistance à la flexion est d'environ 140 MPa, le module de flexibilité est de l'ordre de 15 GPa. La résistance à l'abrasion est inférieure à celle de l'émail, à 0.9µm/an. Les propriétés mécaniques sont améliorées par la post-polymérisation.

##### c) Application aux bridges collés et préparation dentaire

Ce composite renforcé par des fibres permet la réalisation de bridges collés d'une portée maximale de 1.5cm. La préparation dentaire fait appel à des formes plutôt arrondies, laissant une épaisseur de 0.8mm pour les reconstitutions sans métal, et 1mm avec une armature métallique.

#### C. L'adhésion des composites de laboratoire

Là encore, une évolution des moyens d'adhérence entre le composite de laboratoire et le composite de collage a été développée. Les résines de collage utilisées depuis le début des composites de laboratoire sont les ciments résines adhésives comportant des molécules spécifiques à l'adhérence (C&B Super Bond® et Panavia®). L'adhésion se fait entre l'agent de collage et les radicaux de polymérisation libres encore présents dans le composite. L'évolution se constate plus dans les différents traitements de surface du composite :

- Sablage à l'aide d'oxyde d'alumine à 50µm
- Sablage à l'aide d'oxyde d'alumine à 50µm suivi du dépôt de silane comme primaire d'adhésion
- Sablage à l'aide d'oxyde d'alumine à 50µm suivi ou non du dépôt d'une couche de résine de liaison

- Mordançage à l'aide d'acide phosphorique
- Mordançage à l'aide d'acide fluorhydrique à différentes concentrations pouvant être suivi du dépôt de silane comme primaire d'adhésion
- Combinaison d'un sablage à l'aide d'oxyde d'alumine à 50 $\mu$ m et d'un mordançage à l'aide d'acide phosphorique
- Combinaison d'un sablage à l'aide d'oxyde d'alumine à 50 $\mu$ m et d'un mordançage à l'aide d'acide fluorhydrique (5% pendant une minute) suivi du dépôt d'une couche de silane.

### 1. Le sablage 50 $\mu$ m

Tout comme celui des surfaces métalliques, le sablage des composites est un traitement de surface préparant le composite au collage.

L'effet du sablage est visible en microscopie électronique (56), avec un décapage de la surface de la matrice résineuse, qui laisserait des particules de charges à la surface et créerait une surface rugueuse améliorant la liaison entre le polymère de collage et le composite, et même favoriserait l'ancrage de la résine de liaison.

### 2. Le silane

Là encore, c'est le même principe que pour les alliages. Les composites peuvent recevoir une couche de céramique grâce au système Rocatec. Le silane est ensuite efficace (46). Le silane appliqué directement sur le composite a un effet moindre.

### 3. Mordançage à l'acide fluorhydrique

Le mordançage est utilisé afin de créer des microrétentions et ainsi utiliser l'adhésion mécanique (56). Des études au microscope électronique rapportent en fait des résultats peu encourageants : l'application d'acide fluorhydrique pendant 30 secondes avec une concentration de 9.6% semble excessive et causerait une dissolution des particules de verre exposées. Une autre étude constate que l'attaque acide à l'aide d'un acide fluorhydrique à une concentration de 20%, durant un temps de une minute entraîne une dissolution sélective des charges de verre et laisse des cavités résiduelles à la surface (56). De plus, le mordançage est difficile à contrôler et l'acide peut diffuser dans la matrice et continuer le mordançage de la surface vers l'intérieur du matériau. Ceci provoque un affaiblissement de l'interface charge-matrice (46).



D'autres travaux (56) rapportent à peu près les mêmes conclusions, comme quoi le mordantage n'améliore pas les valeurs de résistance en cisaillement. Le mordantage est même déconseillé, car il est susceptible de créer une dégradation de la surface du composite et la création de porosités.

A l'inverse, des études plus récentes recommandent de mordancer l'intrados des prothèses en composite hybride par l'acide fluorhydrique pour obtenir une rétention micromécanique.

Les résultats des tests de copeaux, une adaptation du test de coin aux composite rapportent de meilleurs résultats aux surfaces sablées, mordancées à l'acide fluorhydrique et silanées qu'à celles simplement sablées et silanées.

Ces divergences peuvent s'expliquer par le protocole du mordantage, les tests de copeau utilisent des échantillons de composite post-polymérisé, un gel d'acide fluorhydrique de concentration moins élevée à 5%, et une durée d'une minute. Par ailleurs, la nature même du composite, en rapport direct avec sa densité de charges (plus de 80% en poids) et leurs caractéristiques intrinsèques, peut sembler avoir une incidence sur l'effet du mordantage (56).

#### 4. Synthèse

Il apparaît donc, selon toutes ces données, d'effectuer un choix strict, compte tenu de la grande variabilité des méthodes expérimentales, et du choix des tests. Cependant, l'évaluation de l'adhérence par le biais de la mécanique de la rupture (test de copeau) semble plus réaliste que celle des tests mécaniques conventionnels. Deux points seront traités :

- le choix des traitements de surface
- le choix de la colle.

##### **a) Les traitements de surface des composites de laboratoire**

Des études de 1996 (46) ont montré que le sablage et le système Rotatec® améliorent notablement la résistance au cisaillement du collage des ciments résines aux composites. Les autres traitements donnent des effets variables.

D'autres études plus récentes constatent que l'association du mordantage et du sablage procure une topographie de surface améliorant l'adhérence. Il faut noter également que le potentiel d'adhésion de ces traitements mécaniques et chimiques est très sensiblement

augmenté par l'emploi d'agent de couplage du type silane. Ainsi l'étude de TIRLET (1997) montre que le choix d'un traitement de surface associant sablage à l'alumine 50µm et mordantage à l'acide fluorhydrique à 5% pendant une minute, suivi du dépôt de silane semble s'avérer le plus propice à l'ancrage du polymère. Ces résultats sont en accord avec l'étude de la mouillabilité, c'est à dire de la valeur d'angle de contact obtenue avec l'eau, sur une surface ayant subi le même traitement.

Des études moins récentes (46) ont montré quant à elles que le sablage et le système Rotatec® améliorent notablement la résistance au cisaillement du collage des ciments résines aux composites. Les autres traitements donnent des effets variables.

### **b) Le ciment adhésif**

Le choix du traitement de surface et de la colle sont indissociables : une surface silanée présente des sites de liaisons que la résine adhésive doit être capable d'utiliser. Les résines diméthacrylates qui ne possèdent pas intrinsèquement de caractère adhésif propre peuvent adhérer chimiquement à une surface silanée, mais aucunement à une surface sablée ou mordancée.

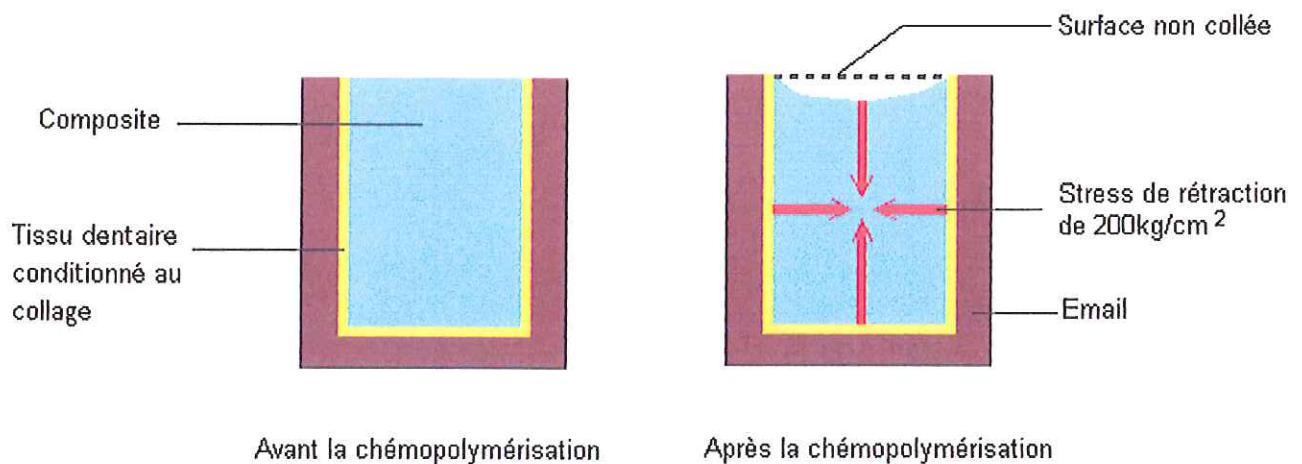
Les résines spécifiques à l'adhésion (Super Bond®, Panavia 21® et Variolink®), compte tenu de leurs qualités adhésives naturelles, sont les moins sensibles à la nature et à la qualité des traitements de surface. Le Super Bond® a la plupart du temps des résultats supérieurs, grâce à son mode de prise chémoactivation et sans doute à son comportement rhéologique. Le Panavia 21® et le Variolink® ont un comportement relativement voisin, et à priori en étroite corrélation avec leur structure, ce qui semble expliquer leurs performances respectives en terme d'adhérence. Mais pour le composite, le Panavia 21® a un comportement plus favorable que le Variolink®.

### **D. Un cas particulier : l'adhésion sélective**

L'adhésion sélective est une approche récente, utilisée aussi bien pour les restaurations indirectes que directes (21).

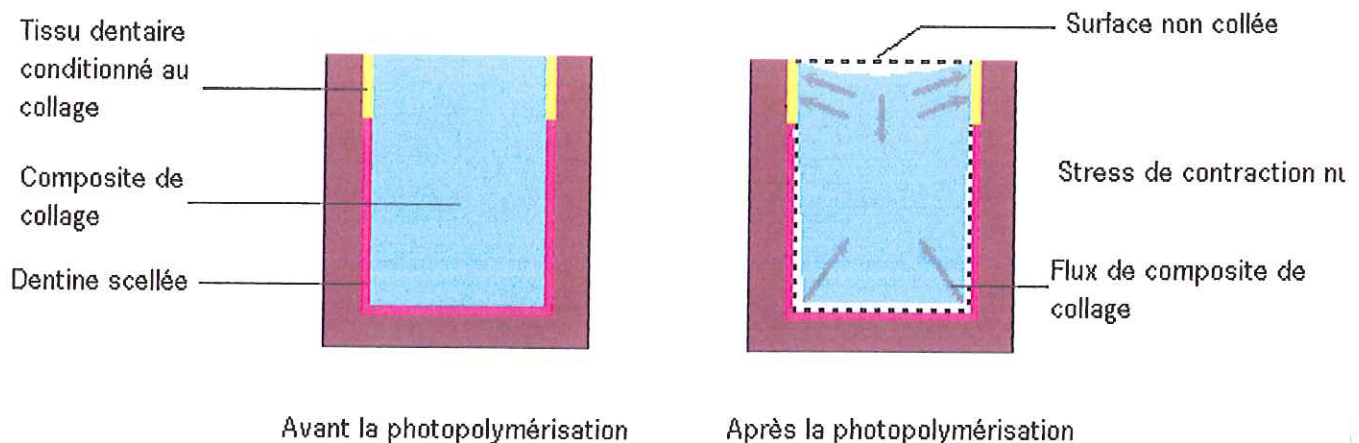
## 1. Principes

Le collage pratiqué est total en règle générale. Le composite, en polymérisant, subit une rétraction de prise. Le volume du ciment doit donc diminuer, mais il est emprisonné et adhère à la paroi. La seule possibilité est une rétraction au niveau du contact extérieur. Ce phénomène est illustré par la figure 21, représentant le comportement d'un composite de restauration directe. Un stress est alors observé de l'ordre de  $200 \text{ kg/cm}^2$  (21). Cependant, dans le cas des bridges collés, le volume du composite de collage est très faible, d'autant plus que le joint est un film fin.



**Figure 21: l'adhésion totale d'après GOEHRING (2001).**

L'adhésion sélective, quant à elle, crée une adhérence uniquement au niveau du joint périphérique. Elle est pratiquée pour les bridges collés type inlay-onlay. La dentine est scellée immédiatement après la préparation. Elle ne participe pas à l'adhésion et est protégée. Les douleurs possibles sont ainsi limitées. Le facteur-C (taux de surface de la restauration collée sur celle non collée) est diminué. Le ciment composite en polymérisant se rétracte, les zones non adhérentes s'éloignent de la paroi, le stress de contraction est nul (21). La figure 22 illustre ce phénomène par l'exemple d'un composite de restauration directe collé de façon sélective.



**Figure 22: l'adhésion sélective d'après GOEHRING (2001).**

## 2. Mise en œuvre

La préparation des dents piliers est terminée. Immédiatement après, la dentine est scellée grâce à un primer spécifique (Syntac primer de Vivadent®). Après 15 secondes d'attente, l'adhésif est appliqué. Le séchage s'effectue à la soufflette au moins 20 secondes plus tard. Le composite (Heliobond®) est ensuite placé, il pénètre pendant 20 secondes puis peut être polymérisé pendant une minute. Une restauration provisoire est mise en place.

Le pansement est retiré. Le mordantage de la cavité se fait sélectivement à l'acide phosphorique, uniquement sur l'émail périphérique de la préparation. Le spray air-eau rince pendant 30 secondes. Le composite (Heliobond®) est appliqué, il pénètre et est ensuite polymérisé. Le composite de collage est appliqué dans la cavité, le bridge est inséré et est vibré par les ultrasons. Chaque face est polymérisée pendant 60 secondes.

## 3. Avantages et inconvénients

### a) Les avantages

- La dentine est immédiatement protégée.
- Le facteur-C est diminué.
- En cas d'imperfection de la limite marginale, la dentine est doublement protégée.
- Il est plus facile de remettre en place un bridge collé sélectivement.

### b) Les inconvénients

- Difficulté de mise en œuvre.

- Recul de la méthode.
- Diminution de la surface d'adhésion.

#### 4. Conclusion

L'adhésion sélective est une méthode encore récente. Le manque de recul ne permet pas d'apprécier la longévité de cette théorie.

### ***E. Les composites de laboratoire : avantages et inconvénients***

#### 1. La post-polymérisation

La plupart des systèmes actuels exploite la phase de post-polymérisation. Cette phase finale de cuisson a pour effet une amélioration des propriétés mécaniques du composite, de son intégrité marginale ainsi que sa topographie de surface. De plus, cette phase permet une augmentation du taux de conversion du composite. Cependant, selon certains auteurs, l'effet de la post-polymérisation sur la résistance à l'usure du composite notamment, apparaît comme aléatoire d'un système à l'autre.

Cependant, le taux élevé de conversion entraîne une nette amélioration des performances mécaniques du composite, elle réduit le potentiel de copolymérisation avec le polymère de collage, en raison de la diminution du nombre des doubles liaisons résiduelles. Pour les bridges collés, le pourcentage de lacunes marginales fréquemment observées serait la conséquence d'une faible liaison entre l'intrados de la prothèse et le composite de collage.

Or, la résistance de cette liaison ne peut être obtenue que par une copolymérisation entre l'adhésif et l'intrados de la pièce en résine composite. Ainsi, un bridge collé ayant subi une polymérisation dans une enceinte associant chaleur et lumière, environ 30% seulement des doubles liaisons réactives restent disponibles pour cette copolymérisation. Cliniquement, des lacunes marginales préjudiciables à l'étanchéité et à la pérennité de la restauration sont observées.

#### 2. L'esthétique

Les composites de laboratoire permettent l'absence d'armature métallique, que la céramique ne peut se permettre (44). L'esthétique de ce fait est améliorée.

Ces composites, grâce à leur haute densité et à la granulométrie des charges, sont polis aisément. L'absence d'oxygène pendant la polymérisation assure une meilleure cohésion du matériau et donc une meilleure diffusion de la lumière. Les fabricants ont également largement augmenté le choix des teintes afin de pouvoir rivaliser avec les céramiques.

### 3. La préparation dentaire

Les composites de laboratoire nécessitent une épaisseur minimale de 1.5mm pour supporter les contraintes occlusales. Alors que les ailettes métalliques sont d'une épaisseur moyenne de 0.7mm. La préparation dentaire des bridges collés en composite est donc plus profonde, mais localisée par exemple au niveau d'un amalgame de classe I déjà présent (57).

La préparation des cavités se fait selon les principes propres aux incrustations esthétiques en composite (44). Les parois doivent être divergentes, le degré de divergence des parois n'est pas tellement important, car la rétention de la pièce n'est pas donnée par l'opposition des parois parallèles (comme dans le cas des bridges métalliques avec onlays scellés), mais par l'adhésion aux tissus dentaires. L'axe d'insertion est unique pour tous les piliers, les contre-dépouilles sont à éliminer (44)

Cependant, en fonction de l'orientation des fibres, de leur forme, les propriétés mécaniques du composite varient. Des fibres unidirectionnelles apportent une rigidité, et des fibres entrelacées donnent une meilleure résistance à la fracture. C'est une qualité importante, car de légères contre-dépouilles sont permises au niveau de la préparation (57).

Les limites de la préparation sont délimitées pendant la réalisation de la cavité, en suivant tout le long de la jonction émail-dentine, les zones d'émail non soutenu. En l'absence de données scientifiques, il est conseillé d'étendre la surface préparée proportionnellement à la portée du bridge et aux contraintes. L'attente de données expérimentales est nécessaire pour valider cette thèse (44).

La forme des limites est un épaulement au niveau des boîtes proximales, et des bords francs, sans biseau, au niveau occlusal (44).

Grâce à la translucidité du composite, la préparation peut également s'étendre sur la face vestibulaire, entraînant une augmentation des forces de collage (57).

### 4. Le manque de recul

Les composites de laboratoire ont commencé à être commercialisés dans les années quatre-vingt. Les débuts de cette nouvelles technologie furent plutôt malheureux. Ce n'est que depuis sept ans que renaît un certain regain d'intérêt (56). En effet, les composites renforcés en fibre ont été créés en 1996 (37). Les bridges collés en composites renforcés en fibre méritent plus de recul afin d'être appréciés à leur juste valeur (37, 44).

### **F. Conclusion**

En fait, il apparaît que les composites de laboratoire peuvent être utilisés dans la réalisation de bridges collés dans certains cas cliniques, les dents adjacentes de l'édentement étant cariées ou comportant des amalgames. Des bridges antérieurs immédiats sont également décrits (4). Le matériau est encore récent, et le manque de recul clinique est évident.

## Chapitre 4

### Evolution des préparations



## IV. Evolution des préparations

### A. Introduction

Quelque soit le type d'adhérence utilisé dans les différents bridges collés à ailettes métalliques, l'évolution des préparations dentaires est la même. Les bridges collés de la même période ont le plus souvent les mêmes préparations.

### B. Sans préparation

Les premiers bridges collés sont placés sur les dents non préparées. Les bridges de Rochette sont décrits au début pour réaliser une prothèse chez le jeune patient dans l'attente d'un bridge traditionnel. Certains praticiens prévoient cependant un avenir meilleur pour les prothèses collés et recherchent des solutions pour qu'ils soient comparables aux bridges classiques. L'adhésion seule du métal et de la résine est insuffisante. Cette évolution commence surtout avec l'apparition des bridges Maryland. Il est décrit plusieurs préparations. La préparation standard et la préparation évoluée.

### C. La préparation standard

La réduction dentaire apporte plusieurs avantages (50) :

- Création d'un espace qui permet de limiter voir d'éliminer le surcontour. Les interférences occlusales sont ainsi réduites.
- Création d'un parallélisme grâce à des plans guide. Un seul axe d'insertion en résulte.
- L'émail en surface est aprismatique et non apte au collage. Une réduction minimale améliore l'adhérence de l'émail.

La préparation standard est la première réduction dentaire décrite dans les bridges collées. Elle est décrite par LIVATIDIS et THOMPSON (1982). En décrivant le mordançage, qui apporte une adhésion 2 à 3 fois supérieure à celle entre l'émail et la résine (26), le moyen d'augmenter d'avantage la longévité des bridges collés réside dans la préparation dentaire. Une préparation minimale des faces linguales augmente de près de 30% la rétention (17). Ces premières préparations dentaires des bridges Maryland sont reprises pour les bridges de Rochette.

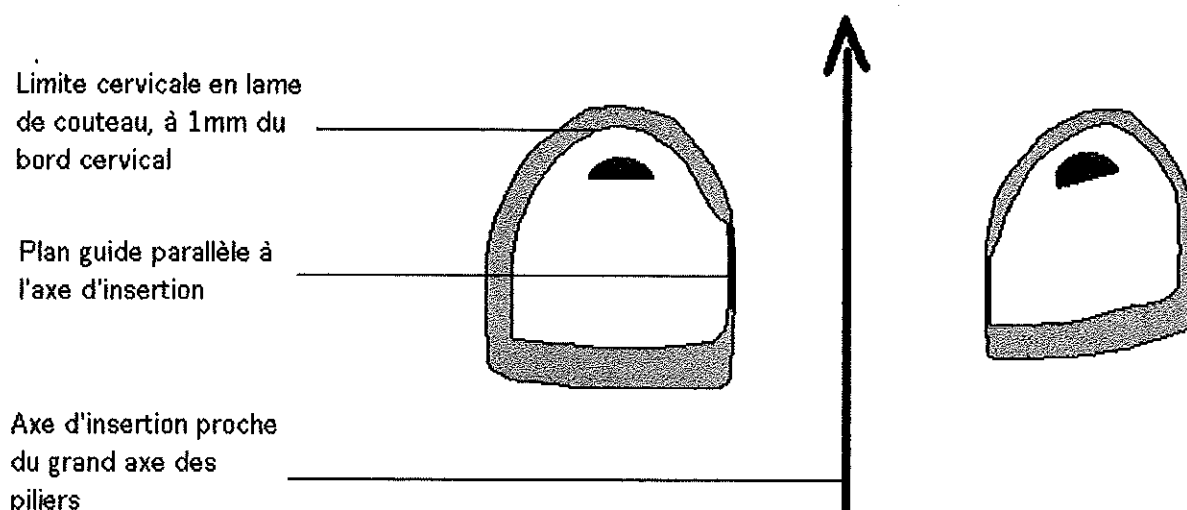
Les premiers préparations dentaires (36) consistent en une réduction proximale ayant pour rôle de guider l'insertion, et une réduction occlusale des dents postérieures (boîte

occlusale) qui apporte une meilleure résistance au bridge. Cette préparation limitée augmente déjà considérablement la rétention.

La réduction amélaire permet dans un premier temps l'augmentation de la résistance de l'armature (36). Puis, elle a surtout un rôle rétentif, et répond donc aux principes classiques de rétention (5, 6). Les murs de la préparation ont un angle de  $6^\circ$  avec un axe d'insertion rectiligne. La surface préparée doit être maximale, créant un ceinturage. Un taquet occlusal produit l'arrêt vertical et empêche l'enfoncement de la prothèse. La structure métallique doit être rigide, donc l'épaisseur de la réduction dentaire doit permettre une épaisseur suffisante de métal de plus de 0.3mm (7, 53).

### 1. Préparation standard des bridges collés antérieurs

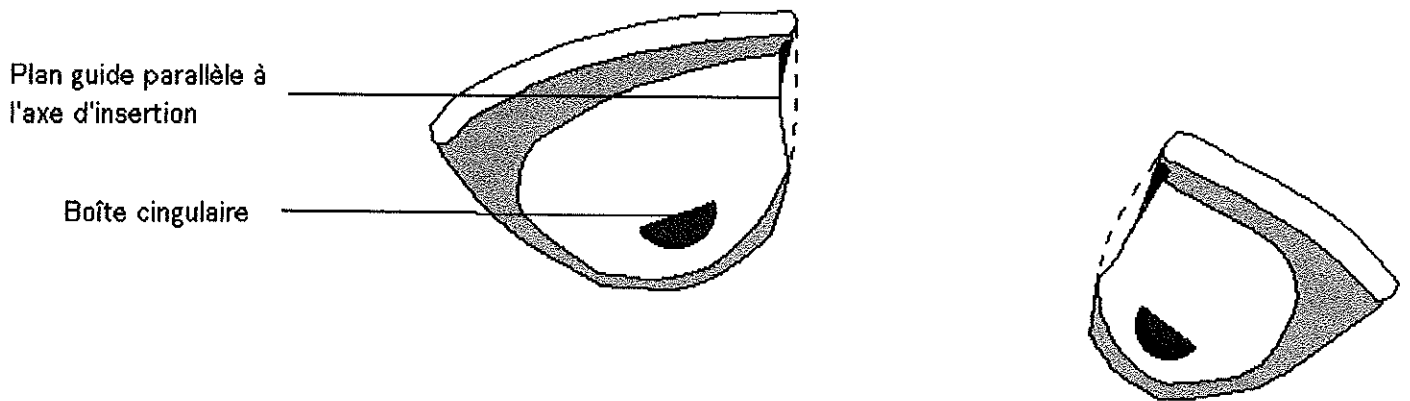
La préparation est supragingivale. L'axe d'insertion est proche des grands axes radiculo-coronaires des dents piliers (Figure 23).



**Figure 23:** vue palatine de préparation standard d'un bridge antérieur.

La limite incisive est déterminée par la finesse et la translucidité du bord incisif, la limite gingivale est à 1mm de la crête gingivale ou à 1mm de la jonction cémento-amélaire s'il existe une récession gingivale (6). La limite est décrite en lame de couteau (5, 6). Le mini-chanfrein donne une transition lisse, préférable surtout au maxillaire. L'extension proximale, formant un plan guide proximal, est maximale jusqu'à la limite esthétique, ce qui permet la couverture maximale (Figure 24). Le plan guide proximal résiste aux déplacements horizontaux. S'il n'est pas réalisable, des rainures verticales seront réalisées.

Elles sont parallèles à l'axe d'insertion et dans l'émail. Une boîte cingulaire forme l'arrêt vertical. L'épaisseur de la préparation est de 0.3 à 0.4mm.



**Figure 24:** vue verticale d'une préparation standard de bridge antérieur.

## 2. Préparation standard des bridges collés postérieurs

LIVATIDIS (34) est le premier auteur à décrire une préparation de molaire pour un bridge de Rochette. Les dents postérieures sont plus faciles à préparer : l'esthétique est moins importante, et l'anatomie permet une couverture maximale plus facilement. Les surfaces linguales et proximales (à l'édentement) sont réduites, formant le ceinturage de 180° (figure 25). L'extension du bras dépend de la limite créée par l'axe d'insertion, encore horizontal, et de l'esthétique (34).



**Figure 25:** vue verticale d'un bridge postérieur, préparation standard d'après BARRACK (1985).

La limite gingivale est à 1mm de la crête gingivale, en lame de couteau (5, 6). Des petites boîtes occlusales situées de chaque côté de l'édentement, dans l'émail, augmentent la

rétenion si elles ont des parois à 6°. Elles ont une profondeur de 2 à 5 mm (53, 34), restant ainsi pratiquement dans l'émail (5). S'il existe un amalgame de classe I ou II, il est déposé et inclus dans la préparation.(6, 34). La limite de la préparation doit rester dans l'émail. Les boîtes occlusales ont un rôle d'arrêt verticale, mais elles limitent aussi les mouvements horizontaux. Le bras connecteur, situé au niveau de l'édentement, doit avoir une hauteur d'au moins 2mm.

#### ***D. Evolutions des préparations***

L'apparition des inlay-onlays et des couronnes  $\frac{3}{4}$  permet une réévaluation des bridges collés avec des systèmes de rétenions mécaniques. Ces dernières, selon WOOD (23), réduisent le stress car elles forment une résistance maximale au forces occlusales et ainsi limitent le décollement provoqué par la fatigue. La fatigue correspond à l'accumulation de stress au niveau des éléments en présence, c'est-à-dire le joint adhésif, les ailettes métalliques et la dent. Il est très difficile de l'apprécier par des tests. Si aucune rétenion mécanique n'est réalisée, les pressions compressives se concentrent entre la dent et la prothèse et donc sont transmises à l'agent de collage. C'est la fatigue du joint qui provoque le décollement, et l'échec. La présence de rétenions mécaniques, tels que les boîtes occlusales, les rainures et autres, aide à un transfert du stress aux structures de la dent et limite les échecs.

De plus, l'adjonction de rétenions mécaniques crée des résistances aux contraintes dans toutes les directions. Il faut noter que les forces occlusales sont les contraintes d'intensité les plus fortes. Donc la préparation doit être orientée pour résister aux forces palato-labiales antérieures et verticales postérieures (23).

Il est préférable que les rétenions métalliques restent dans l'émail. Il faut donc tenir compte de l'épaisseur de l'émail (tableau 2).

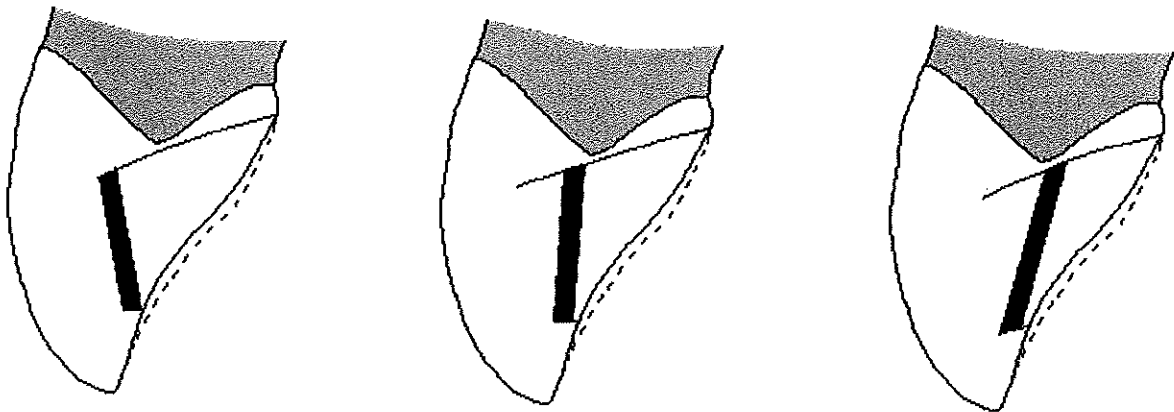
Dent	Distance de la jonction amélo-cémentaire					
	1	2	3	4	5	6
Incisive centrale	0.3	0.5	0.6	0.7	0.7	0.7
Incisive latérale	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7	0.7
canine	0.2	0.4	0.6	0.7	0.9	0.9

**Tableau 2:** épaisseur de l'émail des faces linguales des incisives maxillaires

### 1. L'axe d'insertion (23)

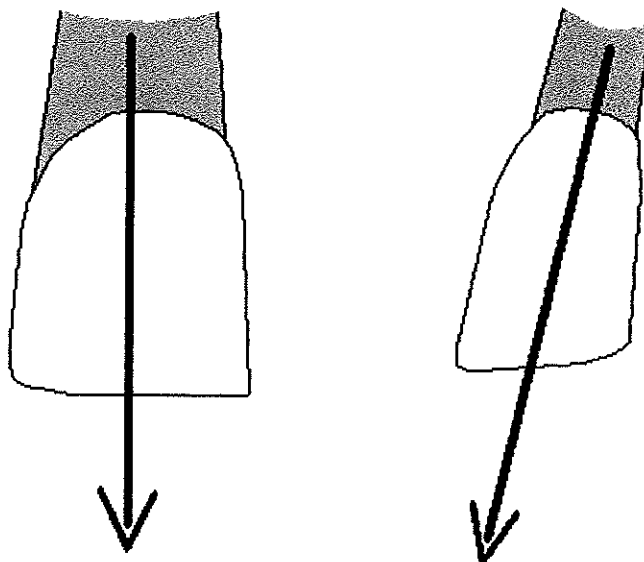
L'axe d'insertion des bridges collés est souvent décrit linéaire. En effet, la préparation doit créer une rétention qui résiste aux forces de descellement le long de l'axe d'insertion. Ainsi, un axe pratiquement parallèle à la dent englobe une surface maximale (23).

L'axe d'insertion est choisi afin de créer une rétention maximale. Son inclinaison peut faire varier la hauteur de préparation et des rainures (figure 26).



**Figure 26:** variation de la longueur des rainures en fonction de l'axe d'insertion d'après OGOLNIK, VIGNON et TAIEB (1993).

Il est important aussi de choisir son axe d'insertion en fonction de la valeur de la dent. Un axe mal choisi peut en effet mutiler un pilier de faible volume, comme une incisive latérale, et conduire à sa biopulpectomie (figure 27).



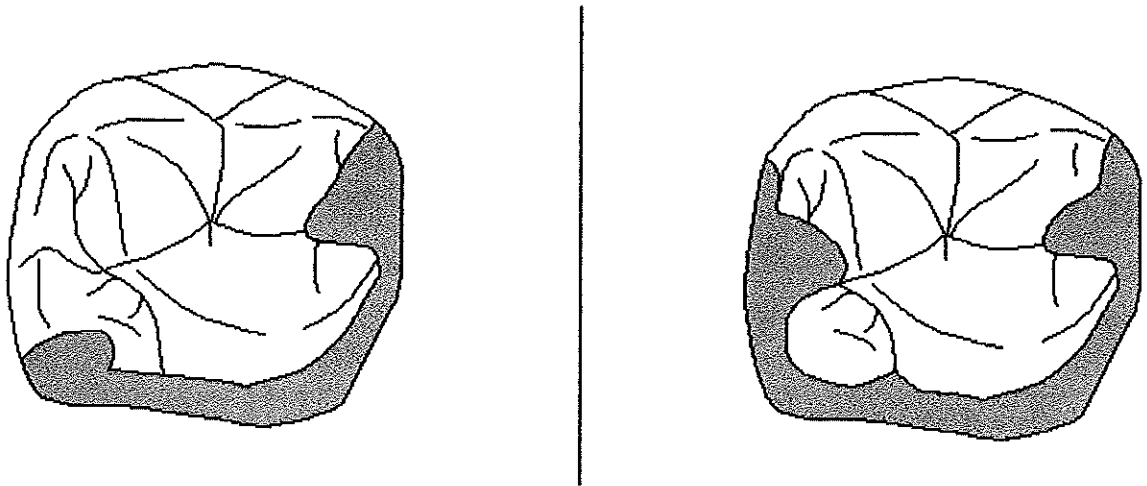
**Figure 27: choix de l'axe d'insertion.**

Dans ce cas (figure 27), le remplacement de l'incisive suivant l'axe de la 11 conduit à une réduction excessive de la 21 et un hiatus inesthétique entre la dent prothétique et l'incisive latérale. Choisir un axe plus proche de la 21 limite ces inconvénients.

## 2. Le ceinturage

Les premières préparations des bridges collés devaient uniquement permettre l'insertion de la prothèse, suivant un axe direct proximal (53). Seule la surface proximale des dents supérieures est préparée. Pour les dents mandibulaires, l'inclinaison linguale oblige l'élimination de la convexité par une réduction linguale. Les préparations des dents pilier s'accommodent d'une extension du bras vestibulaire de 1mm.

BARRACK (1984) est l'un des premiers à décrire la couverture maximale de plus de 180°. La dent est préparée afin de mettre en place un bandeau lingual et distal (figure 28). Ce ceinturage permet la distribution des forces et la rigidité de l'armature métallique tout en limitant le surcontour. SIMONSON et coll (1983) introduisent en 1983 le chanfrein qui limite la préparation en gingival. Ceci permet une meilleure limite, une continuité entre la dent et l'armature métallique (6).

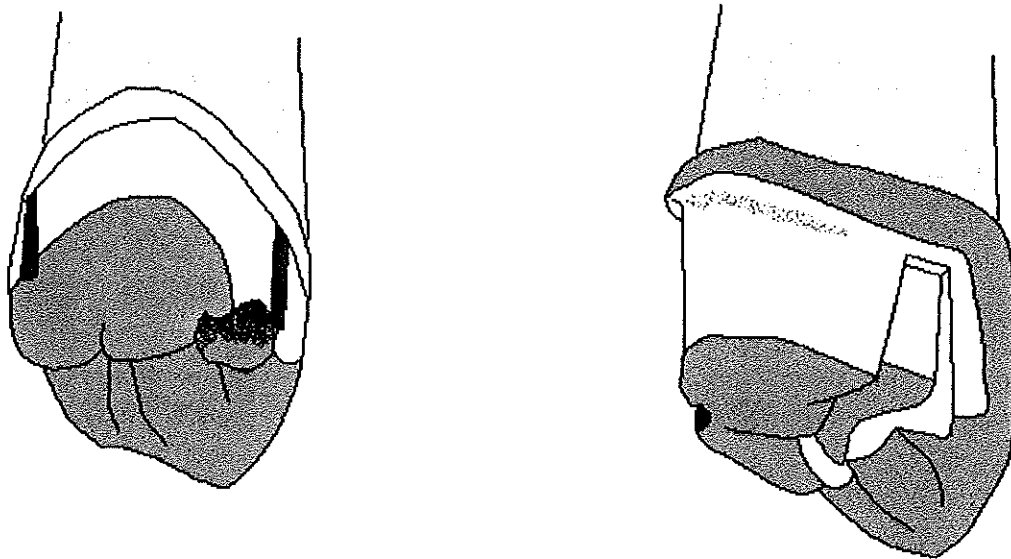


**Figure 28:** le ceinturage est étendu au-delà de 180° afin d'augmenter la rétention d'après SHILLINGBURG (1997).

La ceinturage est plus difficile à obtenir sur les dents antérieures du fait de l'esthétique. D'autres alternatives comme des rainures sont proposées.

### 3. La boîte occlusale

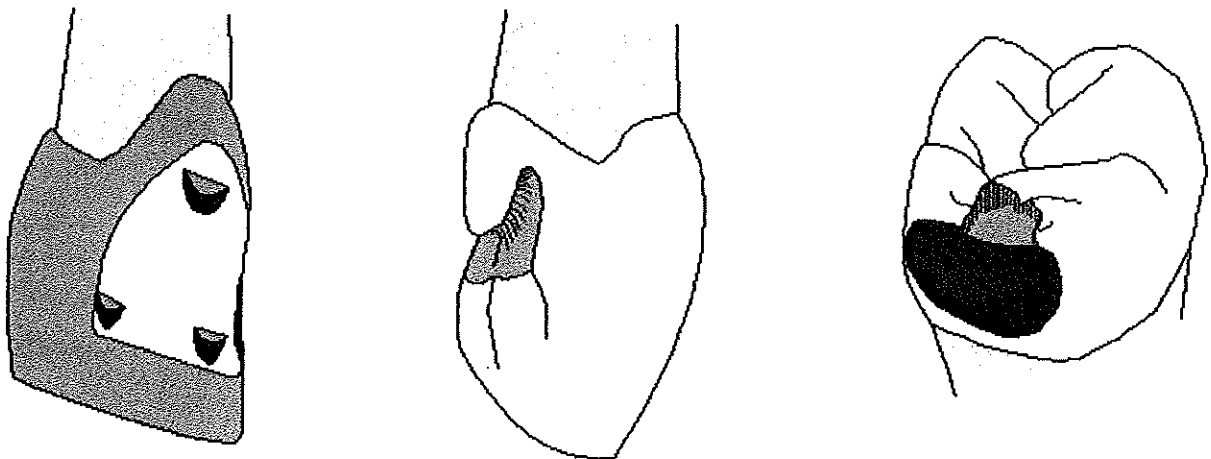
La boîte occlusale évolue. Au début des bridges collés, elle était inexistante. Ensuite, une boîte occlusale, ou taquet, de très faible profondeur est décrit sur les dents postérieures (6). La préparation reste dans l'émail, mesure environ 1mm de diamètre et 0.5mm de profondeur (53). La boîte limite les déplacements horizontaux et verticaux (6). Afin d'augmenter la rétention de la préparation, la boîte devient plus profonde et plus anguleuse (25, 53). Elle prend en effet les caractéristiques des inlays (figure 29). BARRACK, dès 1984, propose d'englober une classe I ou II amalgame dans la préparation. Il faut rappeler qu'il est préférable de rester dans l'émail, bien que l'adhésion à la dentine soit maîtrisée. Le choix de la forme de l'arrêt occlusal dépend de l'anatomie et du délabrement éventuel de la dent, et de l'épaisseur d'émail (58).



**Figure 29:** les rainures et la boîte occlusale, une évolution vers les inlay-onlays d'après SHILLINGBURG (1997).

La boîte occlusale augmente la résistance au décollement par deux mécanismes : elle apporte une résistance verticale et elle rigidifie l'armature métallique (58).

Sur les dents antérieures, ce n'est plus une boîte mais une butée d'enfoncement, décrite au niveau du cingulum. Elle peut avoir plusieurs formes, comme en V au niveau du cingulum, ou en puits. Il est préférable en fait de réaliser des puits ou des rainures verticales qui donnent une résistance aux forces occlusales et une stabilité latérale (23) (figure 30).



**Figure 30:** les différentes butées d'enfoncement d'après SHILLINGBURG (1997).

Sur les dents postérieures, plusieurs boîtes sont parfois recommandées (7).



#### 4. Les rainures

Les rainures sont décrites en 1984 par BARRACK (figure 29) afin d'augmenter la rétention. Elles restent le plus souvent amélaïres. Elles ont un diamètre de 1mm (23, 53), et sont parallèles à l'axe d'insertion. Elles sont réalisées avec une fraise carbide 170L (23, 48) ou 169L (7, 53).

Quand le ceinturage de plus de 180° est impossible à réaliser, les rainures sont une bonne alternative (6, 48). C'est le cas pour les dents antérieures. Dans le même front, MEIER utilise les rainures verticales comme une alternative esthétique à l'extension proximale (58). BARRACK suggère aussi les rainures quand la hauteur coronaire est insuffisante et donc la rétention et la surface de collage sont réduites (7). Elles sont placées du côté proximal (6) par rapport à l'édentement car leur rôle rétentif à ce niveau est plus efficace (58, 23).

Les rainures sont bénéfiques sur plusieurs points (58). Elles apportent une résistance aux déplacements linguaux et limitent l'extension de l'aile vestibulaire. Elles augmentent la rigidité de l'armature métallique grâce à une épaisseur supérieure localisée. La rigidité augmente la résistance à la désinsertion car une petite déformation est souvent nécessaire pour permettre le descellement du bridges (48). Elles ont donc un rôle important aussi dans la résistance au décollement. Des études (23, 48) ont montré que l'addition de rainures proximales crée une différence statiquement significative à la résistance de force de décollement : une augmentation de 76.7% est décrite sur une incisive latérale supérieure.

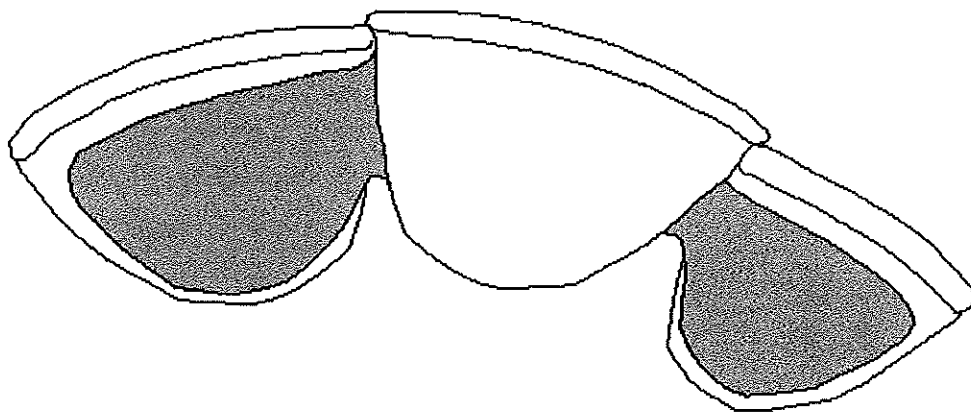
#### 5. L'épaisseur du métal (7, 9, 23, 36, 58)

La préparation des piliers a permis d'augmenter l'épaisseur de métal (36), donc d'améliorer la rigidité de la prothèse, et de limiter les surcontours. L'épaisseur minimale pour obtenir une rigidité acceptable est de 0.3mm. De plus, la coulée est très délicate en deçà de cette valeur. Cependant, des auteurs (7, 23) recommandent une épaisseur d'au moins 0.5mm. En effet, une étude (9) a démontré que l'accumulation du stress au niveau de l'interface est réduite avec une épaisseur de métal augmentée de 0.4mm à 0.6mm. Le stress est dû à la flexion du bras, qui crée une accumulation de contraintes se transmettant à l'agent de collage. La fatigue du joint adhésif est ainsi réduite en augmentant l'épaisseur du métal plutôt que d'utiliser un alliage plus rigide (23).

Le chanfrein, qui délimite la préparation en gingival, améliore la finition de la prothèse (5, 6, 58) et, grâce à sa fonction limitative, permet d'augmenter l'épaisseur du métal.

## 6. L'effet « pince »

Les bridges collés antérieurs peuvent permettre une position particulière de la dent prothétique (figure 31). On peut qualifier cette variante par l'effet pince. La face palatine des dents pilier est préparées sans spécificité. L'axe d'insertion est choisi le plus proche des axes des dents proximales de l'édentement, et ceci dans les trois plans de l'espace. Le bridge s'insère comme un rail, avec en labial un léger débordement, et en palatin, les ailettes métalliques. Une stabilisation antéro-postérieure est ainsi obtenue.



**Figure 31: l'effet pince**

## 7. Remarques

Les rétentions mécaniques augmentent la résistance au décollement grâce à leur propriétés rétentives. Ce n'est pas l'augmentation de la surface de collage qui rentre en jeu ici, comme l'avait formulé certains auteurs (58). Il n'y a pas de corrélation directe entre la résistance au décollement et l'augmentation de la surface de collage (15, 58).

La préparation dentaire et le collage agressent la pulpe (26). Il faut donc vérifier régulièrement la vitalité pulpaire des dents piliers.

## **Chapitre 5**

### **Les bridges collés actuels**

## **V. Les bridges collés actuels**

### ***A. Indications et contre-indications***

#### **1. Indications**

Les indications des bridges collés ont évolué. Le recul et les observations des cliniciens ont abouti à des indications strictes et nécessaires à la longévité des prothèses collées.

- Hygiène de bonne qualité, associée à un faible indice carieux. Le patient doit avoir un très bon contrôle de plaque et il doit se soumettre à des visites de contrôle fréquentes.
- Les dents pilier doivent être indemnes de caries ou de restauration, sauf si les cavités de petit volume peuvent être intégrées dans la préparation.
- La prothèse doit être de faible étendue (une dent absente), localisée aux secteurs incisifs ou au secteur cuspidé maxillaire de préférence. En effet, les forces occlusales exercées sur l'armature du bridge mandibulaire sont favorables au décollement.
- Les rapports occlusaux favorables n'entraînant pas de forces latérales sur les dents piliers ni de mouvement de force important sur l'intermédiaire sont préférables.

#### **2. Contre-indications**

- Dents mobiles, l'indication des bridges collés comme attelle parodontale longtemps décrite est aujourd'hui à proscrire.
- Utilisation de prothèse d'attente de longue durée à cause de la préparation.
- Occlusion présentant une supraclusion profonde au niveau des incisives maxillaires, empêchant l'encastrement des ailettes dans l'émail trop fin à ce niveau.
- Faible hauteur coronaire générant des surfaces de collage insuffisantes.
- Le diamètre mésiodistal de l'édentement et l'alignement des dents ne peuvent être corrigés.
- Longévité incertaine et fortement tributaire de la conception et de la qualité de la réalisation.
- Lorsqu'il existe une possibilité d'implant unitaire.

## **B. Préparations dentaires**

### **1. Un bridge antérieur**

La préparation dentaire pour effectuer un bridge collé est spécifique à chaque cas. La procédure décrite ici concerne une incisive centrale, à titre d'exemple.

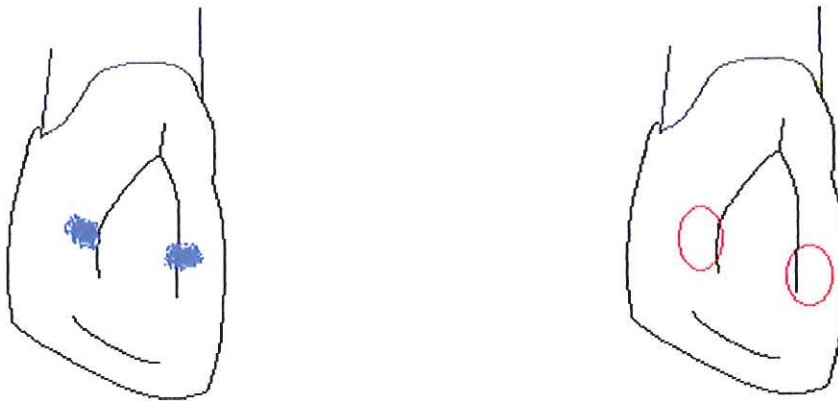
#### **a) Matériels nécessaires**

Le matériel cité est très semblable à celui utilisé pour préparer des piliers de bridges traditionnels.

- Turbine, avec irrigation
- Papier articulé
- Fraises diamantées poire, à bout plat et à congé.

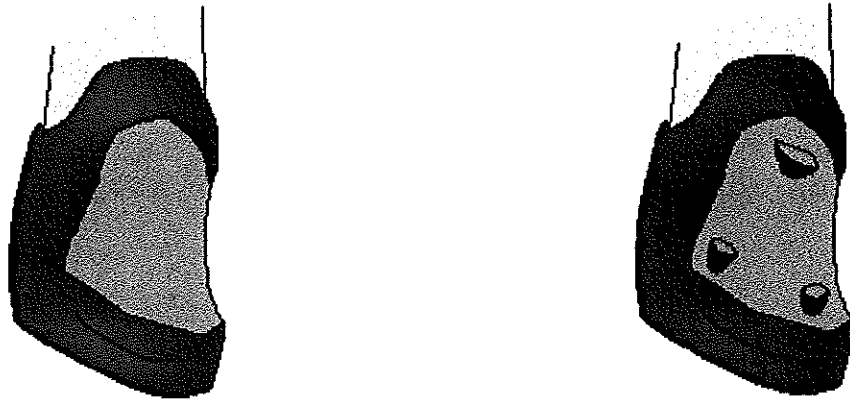
#### **b) La préparation**

Les contacts occlusaux sont mis en évidence grâce au papier articulé (figure 32). Il faut alors éliminer 0.5mm d'émail au niveau des contacts, car c'est ici que le stress sera le plus néfaste. L'épaisseur du métal absorbe et limite sa propagation au joint adhésif.



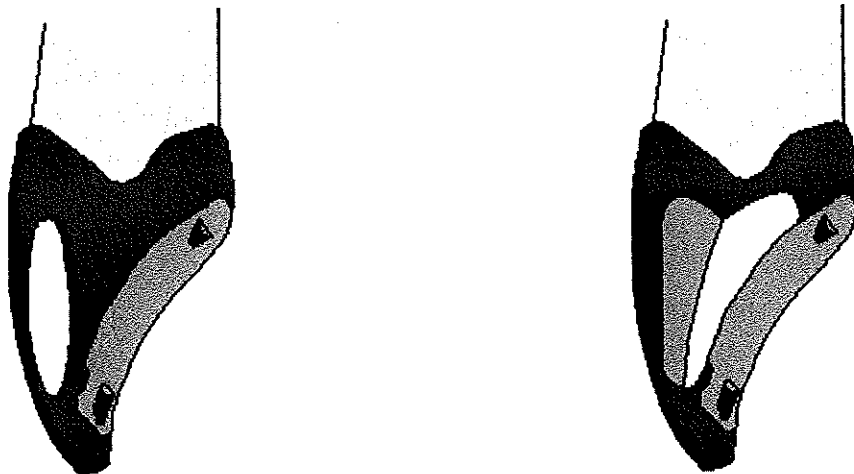
**Figure 32:** marquage puis réduction de 0.5mm des points de contact d'après SHILLINGBUREG (1997).

La face palatine support de l'ailette est préparée, la fraise poire donne un forme concave et soustrait 0.5mm d'émail (figure 33). La limite incisive est déterminée par la translucidité du bord. La fraise diamantée à bout plat permet la réalisation des puits (figure 33.). Ils vont éviter le déplacement apical de la reconstitution.



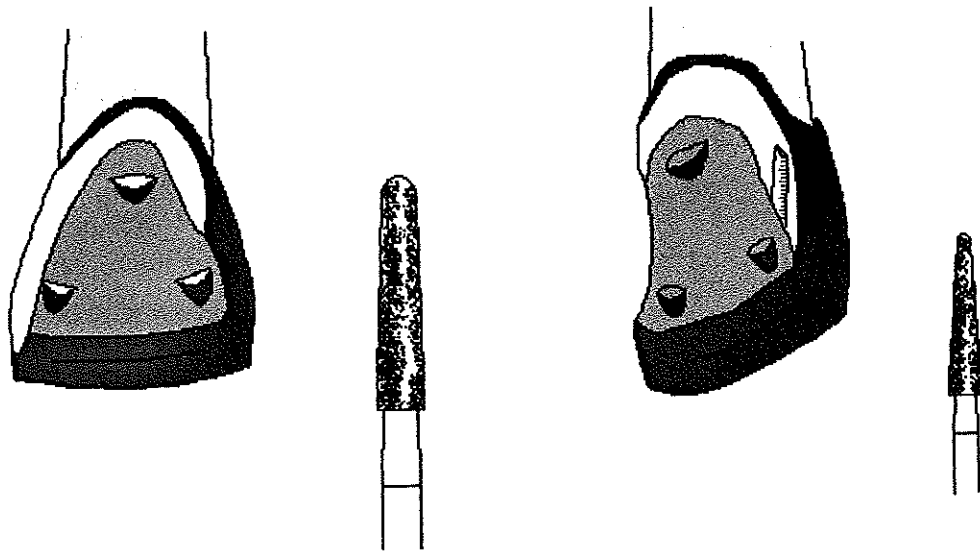
**Figure 33:** réduction de la face palatine et réalisation des puits d'après SHILLINGBURG (1997).

La face proximale à l'édentement est réduite d'abord en vestibulaire de l'angle vestibulo-proximal avec une fraise à congé (figure 34). Il ne faut pas altérer l'esthétique. Ce plan proximal est suivi d'un autre, du côté palatin (figure 34).



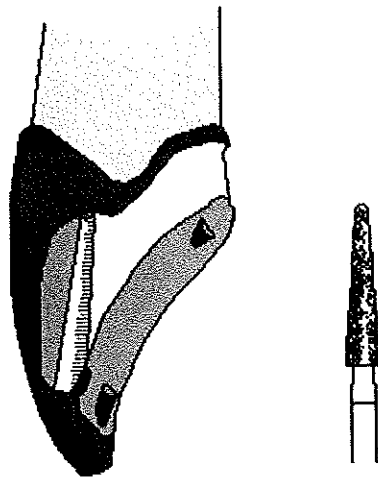
**Figure 34:** réalisation des deux plans proximaux d'après SHILLINGBURG (1997).

Une réduction verticale peu volumineuse de la face axiale est réalisée avec une fraise à congé fin. Elle délimite la préparation et se situe à 1mm de la crête gingivale. Elle réunit la préparation proximale biplanare et la proximité du point de contact en distal de l'édentement (figure 35).



**Figure 35:** la limite gingivale et le puits proximal à l'opposé de l'édentement d'après SHILLINGBURG (1997).

Une petite rainure (figure 35) est placée sur l'extension vestibulaire du côté de l'édentement avec une fraise conique diamantée fine. La rainure renforce la rigidité du système d'ancrage et en améliore la résistance. Une autre rainure est réalisée avec la même fraise diamantée fine à proximité du sommet de l'angle des deux plans proximaux (figure 36).

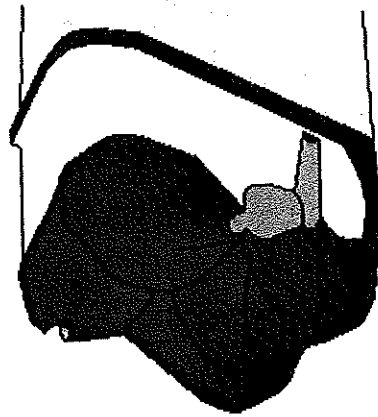


**Figure 36:** le puits proximal au niveau de l'édentement d'après SHILLINGBURG (1997).

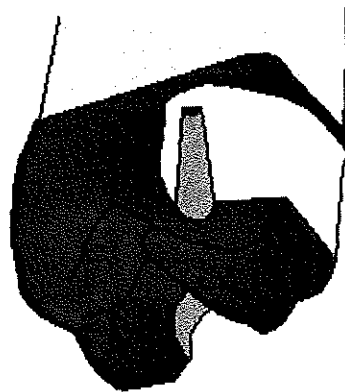
## 2. Un bridge postérieur

Les bridges collés postérieurs au maxillaire ne sont pas contre-indiqués. Les forces occlusales sont plus favorables qu'à la mandibule. La préparation dentaire doit ceinturer la dent à plus de 180°.

Voici schématisé ici la préparation d'une première molaire maxillaire gauche, en vue mésiale (figure 37) et en vue distale (figure 38).



**Figure 37:** vue mésiale d'une molaire supérieure gauche d'après SHILLINGBURG (1997).



**Figure 38:** vue distale d'une molaire supérieure gauche d'après SHILLINGBURG (1997).



### **C. Cas clinique**

Quelques cas réalisés par le Dr Bodic sont décrits.

#### **1. 1<sup>er</sup> cas clinique**

Le premier cas clinique est un bridge collé antérieur à ailette métallique.

Nous sommes ici devant un cas très favorable :

- bonne hygiène
- remplacement d'une incisive centrale droite (11)
- occlusion équilibrée
- la patiente ne présente pas de parafonction
- pas de carie sur les dents pilier
- émail des dents piliers en bon état
- maladie parodontale stabilisée.



**Photo 1: bridge collé remplaçant la 11 (Dr Bodic)**

Le bridge collé est en place depuis 4 ans. La patiente en est très satisfaite. Cependant, il faut noter un hiatus inesthétique entre la 12 et la 11, du à la maladie parodontale de la patiente. Une légère déviation de l'axe de la dent prothétique permet de limiter l'espace, mais quelque soit le type de prothèse fixée utilisée, la dénudation de la 12 ne peut être camouflée.

## 2. 2<sup>ème</sup> cas clinique

Il s'agit également d'un bridge collé antérieur à ailette métallique. La dent absente est une 12 (photo 2). La patiente a eu pendant longtemps un bridge collé, qui après plus de 10 ans s'est décollé. Elle en était très satisfaite et voulait avoir le même type de prothèse. Cependant, le cas est devenu défavorable avec les années :

- L'émail est abîmé, donc non favorable au collage
- La patiente bruxe légèrement, les contraintes occlusales sont donc augmentées
- Le bridge collé précédant comportait 5 éléments. Les dents étant déjà préparées, le nouveau bridge comporte également 4 piliers. Cependant, l'augmentation du nombre de piliers associée aux contraintes occlusales importantes n'améliore pas la tenue à long terme, mais au contraire favorise le décollement par fatigue.



**Photo 2: absence de 12 après le décollement du bridge collé (Dr Bodic)**



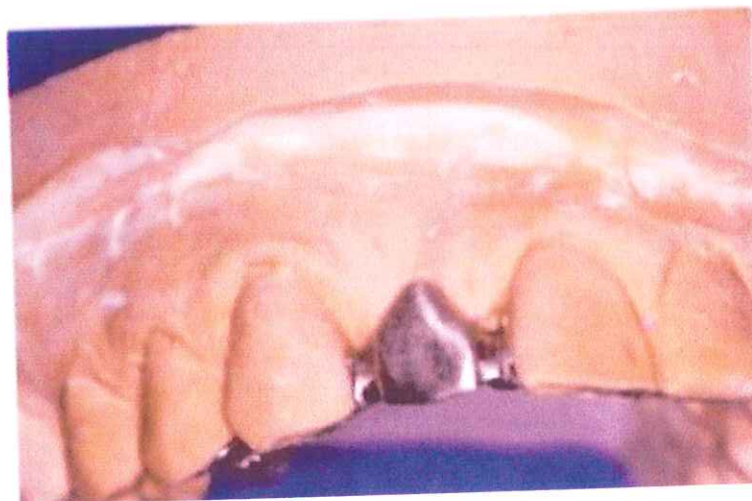
**Photo 3: modèle en plâtre du maxillaire supérieur avec absence de 12 et préparation des 13, 14, 11 et 21 (Dr Bodic).**



**Photo 4:** armature métallique du bridge collé à 5 éléments (Dr Bodic)



**Photo 5:** vue palatine de l'armature métallique sur le modèle en plâtre (Dr Bodic)



**Photo 6:** vue vestibulaire de l'armature métallique du bridge (Dr Bodic)



**Photo 7: vue vestibulaire du bridge 5 éléments (Dr Bodic)**



**Photo 8: bridge collé en place (Dr Bodic)**

Ce bridge collé a tout de même été réalisé à la demande expresse de la patiente sachant que l'échec était une quasi-certitude. En effet, le bridge s'est décollé un an plus tard. La prothèse collée est très intéressante si l'on respecte les impératifs de réalisation en gardant toujours à l'esprit que le collage est une technique délicate. Des études statistiques (50) en 1987 ont montrées que seulement 0.6% des bridges réalisés étaient collés. Ceci peut s'expliquer par le mécontentement des chirurgiens dentistes devant les échecs fréquents de ce type de bridge. Cependant, les praticiens habitués à ce genre de bridges ont, quant à eux, un taux de réussite et une durée de vie relativement encourageants (50).

## Conclusion

Les bridges collés sont des prothèses récentes ayant déjà beaucoup évolué grâce aux progrès des connaissances scientifiques et cliniques. Leur évolution s'est faite sur différents points :

- L'adhésion métal-résine : mécanique et chimique.
- Les préparations : en postérieur, elles s'inspirent des préparations inlay-onlays ; et en antérieur, ce sont des préparations à minima standardisée.
- Les nouveaux matériaux : l'avènement des composites de laboratoire avec des propriétés mécaniques plus adaptées aux contraintes occlusales nous apporte une alternative au métal.

L'adhésion métal-résine et les préparations ont peut-être atteint leurs limites. Les bridges collés à ailette métallique sont décrits de la même façon depuis plus de 15 ans. Leur proportion par rapport aux bridges traditionnels en 1987 est faible : 0.6% des bridges sont collés, alors que leur durée de vie devient très acceptable.

Les composites de laboratoire sont plus récents. Le recul clinique est encore insuffisant, mais leur évolution est encore à venir.

Le bridge collé présente donc une possibilité intéressante dans l'arsenal thérapeutique, il nous permet en particulier de réaliser une prothèse esthétique fixée sur les dents antérieures, tout en conservant la vitalité des dents piliers. La durée de vie de ces prothèses, si l'on respecte les impératifs de réalisation, est devenue acceptable sans toutefois atteindre celle des bridges traditionnels.

## INDEX DES ILLUSTRATIONS

<i>Figure 1: l'adhésion mécanique .....</i>	13
<i>Figure 2: la liaison covalente .....</i>	14
<i>Figure 3: la liaison hydrogène .....</i>	14
<i>Figure 4: la mouillabilité .....</i>	16
<i>Figure 5: vue palatine d'un bridge de Rochette .....</i>	19
<i>Figure 6: coupe axiale d'un bridge de Rochette .....</i>	19
<i>Figure 7: le bridge de Virginie.....</i>	20
<i>Figure 8: coupe axiale d'un bridge de Virginie .....</i>	20
<i>Figure 9: formule du MMA, linéaire.....</i>	25
<i>Figure 10: le 4-META , ou 4-méthacryloxyéthyl trimellitate anhydride. ....</i>	26
<i>Figure 11: réaction entre le TBB et l'oxygène permettant la polymérisation .....</i>	27
<i>Figure 12: le VTD .....</i>	28
<i>Figure 13: l'adhésion du VTD aux alliages précieux .....</i>	29
<i>Figure 14: le bis GMA .....</i>	29
<i>Figure 15: le MDP .....</i>	30
<i>Figure 16: l'adhésion chimique du silane .....</i>	30
<i>Figure 17: positionnement du silane .....</i>	31
<i>Figure 18: les liaisons chimiques de l'adhésion entre le silane et le métal silicaté .....</i>	31
<i>Figure 19: la machine universelle testeur de traction .....</i>	34
<i>Figure 20: le test de coin .....</i>	35
<i>Figure 21: l'adhésion totale.....</i>	56
<i>Figure 22: l'adhésion sélective.....</i>	57
<i>Figure 23: vue palatine de préparation standard d'un bridge antérieur. ....</i>	63
<i>Figure 24: vue verticale d'une préparation standard de bridge antérieur. ....</i>	64
<i>Figure 25: vue verticale d'un bridge postérieur, préparation standard .....</i>	64
<i>Figure 26: variation de la longueur des rainures en fonction de l'axe d'insertion .....</i>	66
<i>Figure 27: choix de l'axe d'insertion.....</i>	67
<i>Figure 28: le ceinturage est étendu au-delà de 180° afin d'augmenter la rétention .....</i>	68
<i>Figure 29: les rainures et la boîte occlusale, une évolution vers les inlay-onlays. ....</i>	69
<i>Figure 30: les différentes butées d'enfoncement.....</i>	69
<i>Figure 31: l'effet pince .....</i>	71
<i>Figure 32: marquage puis réduction de 0.5mm des points de contact .....</i>	74

<i>Figure 33: réduction de la face palatine et réalisation des puits .....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 34: réalisation des deux plans proximaux.....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 35: la limite gingivale et le puits proximal à l'opposé de l'édentement . ....</i>	<i>76</i>
<i>Figure 36: le puits proximal au niveau de l'édentement .....</i>	<i>76</i>
<i>Figure 37: vue mésiale d'une molaire supérieure gauche .....</i>	<i>77</i>
<i>Figure 38: vue distale d'une molaire supérieure gauche .....</i>	<i>77</i>
<i>Photo 1: bridge collé remplaçant la 11 (Dr Bodic).....</i>	<i>78</i>
<i>Photo 2: absence de 12 après le décollement du bridge collé (Dr Bodic).....</i>	<i>79</i>
<i>Photo 4: armature métallique du bridge collé à 5 éléments (Dr Bodic).....</i>	<i>80</i>
<i>Photo 5: vue palatine de l'armature métallique sur le modèle en plâtre (Dr Bodic) .....</i>	<i>80</i>
<i>Photo 7: vue vestibulaire du bridge 5 éléments (Dr Bodic).....</i>	<i>81</i>
<i>Photo 8: bridge collé en place (Dr Bodic).....</i>	<i>81</i>

## **INDEX DES TABLEAUX**

<i>Tableau 1: spécificité du mordantage électrolytique en fonction du métal.....</i>	<i>24</i>
<i>Tableau 2: épaisseur de l'émail des faces linguales des incisives maxillaires .....</i>	<i>46</i>



## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

### **1. ABOUSH YEY et ESTETAH N.**

A perspective clinical study of a multipurpose adhesive used for the cementation of resin-bonded-bridges.

Oper Dent 2001;**26**:540-545.

### **2. ASMUSSEN E, ATTAL JP, DEGRANGE M.**

Adherence of resin-bonded luting agent assessed by the energy of fracture.

Acta Odontol Scand 1993;**51**:235-240.

### **3. ASLANI E, JOHANNSON J et MOBERG LE.**

Resin bonded bridges by dental undergraduates : 3 years follow-up.

Swed Dent J 2001;**25**:21-29.

### **4. AUPLISH G et DARBAR UR.**

Immediate anterior tooth replacement using fibre-reinforcing composite.

Dent Update 2000;**27**:267-270.

### **5. BARRACK G.**

Etch cast restorations.

Quintessence Int 1985;**16**:27-34.

### **6. BARRACK G.**

Recent advances in etched cast restorations.

J Prosthet Dent 1984;**52**:619-626.

### **7. BARRACK G.**

The etched cast restoration \_ clinical technique and long term results.

Quintessence Int 1993;**24**:701-713.

**8. BUONOCORE M.**

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface.  
J Dent Rest 1955;34:849-853.

**9. CAPUTO A.**

Analysis of stresses in resin bonded fixed partial dentures.  
Quintessence Int 1986;17:89-93.

**10. CHANG H.**

Resin bonded fixed partial dentures : a recall study.  
J Prosthet Dent 1991;65:778-781.

**11. CIERS JY et CLUNET-COSTE B.**

Les composites de laboratoire : Targi-Vectris (Ivoclar).  
Synergie Prothetique 2000;2:109-113.

**12. DEGRANGE M, CHARRIER J, ATTAL J et OEMUSSEN E.**

Bonding of luthing materials for resin-bonded bridges : clinical relevance of *in vitro* test.  
J Dent 1994;22:28-32.

**13. DEGRANGE M et MOINARD M.**

Table ronde autour des composites de laboratoire.  
Synergie Prothetique 2000;2:124-146.

**14. EL-MOWAFI O.**

Resin-bonded fixed partial dentures\_ A literature review with presentation of a novel approach.  
Int J Prosthodont 2000;13:460-467.

**15. EL-MOWAFI O.**

Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design : an *in vitro* study.  
Int. J. Prosthodont 2000;13:425-431.

**16. ESHLEMAN J.**

The acid etch bonded porcelain fused to metal bridges.  
Va Dent J 1979;56:16-19.

**17. ESHLEMAN J.**

Clinical evaluation of cast metal resin-bonded anterior fixed partial dentures.  
J Prosthet Dent 1984;51:761-764.

**18. ESTRADE D et JOURDAIN HERWYN JP.**

Composites de laboratoire : BelleGlass HP (Kerr).  
Synergie Prothetique 2000;2:91-95.

**19. FLOOD M.**

The bond strenghts of various adhesives used for Maryland bridges.  
Aust Dent J 1989;34:449-453.

**20. FOURNET A, LENORMAND F et POUSSIN D.**

Composites de laboratoire : Colombus (Cendre et Métaux).  
Synergie Prothetique 2000;2:97-101.

**21. GOERING TN, PETER OA et LUTZ F.**

Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress : an in vitro study.  
J Prosthet Dent 2001;86:81-92.

**22. GUINOT D.**

Les composites de laboratoire : Conquest sculpture (Symphise).  
Synergie Prothetique 2000;2:115-119.

**23. HANSEN PA.**

Predictable success with resin bonded fixed partial dentures.  
J Ir Dent Assoc 2001;47:36-44.

**24. HAROLD O.**

Resin-retained bridges : the acrylic denture-tooth pontic.  
Gen Dent 1984;32:113-117.

**25. HEMBREE JH.**

In vitro marginal leakage of acid-etched composite resin-bonded castings.  
Quintessence Int 1986;17:479-482.

**26. HEYMANN HO.**

Resin-retained bridges : the porcelain-fused to metal « winged » pontic.  
Gen Dent 1984;32:203-208.

**27. HOWE DF et DENEHY GE.**

Anterior fixed cpartial denture utilizing the acid-etched technique and a cast metal framework.  
J Prosthet Dent 1977;37:28-31.

**28. IMBERY TA.**

Tensile strength of three resin cements following 2 alloy surface treatments.  
Int J Prothodont 1992;8:59-67.

**29. ISHIJIMA T, CAPUTO AA et MITO R.**

Adhesion of resin to casting alloys.  
J Prosthet Dent 1992;67:445-449.

**30. JORDAN RE et SUZUKI M.**

Temporary fixed partial dentures fabricated by means of the acid etch resin technic : a report of 86 cases followed for up to three years.  
J Am Dent Assoc 1978;96:994-1001.

**31. KARLSSON S.**

Aclinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion.  
J Oral Rehabil 1986;13:423-432.

**32. LASWEL HR.**

Attachment of resin restoration to acid pretreated enamel.  
J Am Dent Assoc 1971;**82**:558-563.

**33. LECLERCQ P et MARTINEZ JF.**

Composites de laboratoire : Sinfony (ESPE).  
Synergie Prothetique 2000;**2**:103-107.

**34. LIVATIDIS GJ.**

Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth.  
J Am Dent Assoc 1980;**110**:926-929.

**35. LIVATIDIS GJ.**

Etched castings : an improved tentative mechanism for resin-bonded retainers.  
J Prosthet Dent 1982;**47**:52-58.

**36. LIVATIDIS GJ et THOMPSON VP.**

The Maryland bridge technique.  
TIC 1982; :7-10.

**37. LUTZ F.**

Fiber reinforced inlay fixed partial dentures : maximum preservation of dental hard tissu.  
J Esthet Dent 2000;**12**:164-171.

**38. LYON HE.**

Etched metal splint : a conservative approach to long-term splinting.  
Gen Dent 1984;**32**:512-514.

**39. IBSEN RL.**

One-appointment technic using an adhesive composite.  
Dent Serv 1973;**49**:320-332.

**40. MOON PC.**

The Virginia resin bonded bridge : a restorative materials report.  
Va Dent J 1984;61:9-11.

**41. MOULIN P, PICARD B, DEGRANGE M.**

Water resistance of resin-bonded jopints with time related to alloy surface treatment.  
J Dent 1999;27:79-87.

**42. MOULIN P, DEGRANGE M et PICARD B.**

Influence of surface treatment on adherance energy of alloys used in bonded prosthetics.  
J Oral Rehabil 1999;26:413-421.

**43. OGOLNIK R, VIGNON M et TAIEB F.**

Prothèse fixée / Principes et pratique.  
Paris : Masson, 1993:208-215.

**44. RAPPELLI G, MASSACCESI C et PUTIGNANO A.**

Bridges en composite renforcé par des fibres.  
Cah Prothese 2002;117:35-41.

**45. ROCHETTE A.**

Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth.  
J Prosthet Dent 1973;30:418-423.

✓ **46. ROULET JF et DEGRANGE M.**

Collage et adhésion : la révolution silencieuse.  
In : SODERHOLM KJ, ed. Le collage des restaurations indirectes.  
Paris : Quintessence Int, 2000a:81-106.

**47. ROULET JF et DEGRANGE M.**

Collage et adhésion : la révolution silencieuse.

In : DEGRANGE M, CHEYLAN JM et SAMANA Y, ed. La prothèse du futur, faut-il sceller ou faut-il coller.

Paris : Quintessence Int, 2000b:287-299.

**48. SAAD AA, CLAFFEY N, BYRNE D et HUSSEY D.**

Effect of groove placement on retention / resistance of maxillary anterior resin-bonded retainers.

J Prosthet Dent 1995;47:133-139.

**49. SAUNDERS WP.**

The retentive impact strengths of various designs of resin-bonded bridges to etched bovine enamel.

Br Dent J1984;156:325-328.

**50. SAUNDERS WP.**

Resin bonded bridgework : a review.

J Dent 1989;17:255-265.

**51. SCOTT A et SYNOTT.**

Resin bonded bridges : an update.

Gen Dent 1984;32:211-215.

**52. SHILLINGBURG HT et al.**

Bases fondamentales en prothèse fixée. 3<sup>ème</sup> ed.

Chicago : Quintessence Int, 1997:537-563.

**53. SIMON JF.**

Improved retention of acid-etched fixed partial denture : a longitudinal study.

J Prothet Dent 1992;68:611-615.

**54. STURDEVANT JR, BRUNSON WD et BRANTLEY CF.**

Bond strengths of resin bonded metal castings.

Dent Mater 1985;1:219-224.

**55. TALEGHANI M.**

An alternative to cast etched retainers.

J Prosthet Dent 1987;58:424-428.

**56. TIRLET G et ZIMAN P.**

Longévité et traitement de surface des inlays en résine composite. Données expérimentales et évaluations clinique.

Rev Fr Odontostomatol (Paris) 1999;HS :5-20.

**57. VALLITU RK.**

Case report : a glass fibre reinforced composite resin bonded fixed partial denture.

Eur J Prosthodont Rest Dent 2001;9:35-38.

**58. WILKES PW.**

Effect of resistance form on attachment strength of resin-retained castings.

Oda J 2000;:16-25.

**59. WILLIAM VD, DRENNON DG et SILVERSTONE LM.**

The effect of retainer design on the retention of filled resin in acid etched fixed partial dentures.

J Prosthet Dent 1982;48:417-423.

**60. YANOVER L, CROFT W et PULVER F.**

The acid-etch fixed prosthesis.

J Am Dent Assoc 1982;104:325-328.

**61. ZIADA HM.**

Photoelastic stress analysis in perforated (Rochette) resin bonded bridge design.

J Oral Rehabil 2000;27:387-393.



CHIRAT (Jessica).-Les bridges collés : évolution des principes de préparation et de collage.-60f., ill., tab.,30cm.-(Thèse: 3<sup>ème</sup> cycle: Sci.odontol. ; Nantes ; 3 février 2003 : ). N°431603

Les bridges collés sont des prothèses fixées, décrites pour la première fois par Rochette en 1973. Les principes d'adhésion, mécaniques et chimiques se sont perfectionnés.

Cependant, l'adhésion seule est rapidement jugée insuffisante : les préparations dentaires deviennent alors nécessaires car elles apportent une rétention et permettent d'envisager les bridges collés en prothèses « définitives ». Elles se sont affinées pour devenir complexes et bien définies.

L'évolution et le choix des matériaux apportent également des améliorations techniques et cosmétiques non négligeables.

Ainsi, les bridges collés sont à considérer aujourd'hui comme une nouvelle thérapeutique prothétique, leurs indications sont différentes des prothèses classiques.

Rubrique de classement : ODONTOLOGIE RESTAURATIVE

Mots clés : Prothèse dentaire partielle conjointe  
Collage dentaire  
Préparation cavité dentaire  
Evolution

MeSH : Denture, Partial, Fixed  
Bonding dental  
Dental cavity preparation  
Evolution

Jury

Président : Monsieur le professeur L. HAMEL.  
Assesseurs : Monsieur le professeur B. GIUMELLI.  
Monsieur le professeur A. JEAN.  
Monsieur le docteur F. BODIC.  
Madame le docteur B. PERON.

Adresse de l'auteur : Jessica CHIRAT, 2 quai de Tourville  
44000 NANTES.