



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ – NANCY 1

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2011

N°3751

THÈSE

pour le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN
CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Arnaud ANSTETT

Né le 21 mai 1986 à Metz (57)

<p>LE COLLAGE DES FACETTES CERAMIQUES : DES DONNEES FONDAMENTALES A LA PRATIQUE</p>
--

Présentée et soutenue publiquement le 2 Décembre 2011

Examineurs de la thèse :

Monsieur JP. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur <u>J. SCHOUVER</u>	Maître de conférences	Juge
Monsieur <u>JP. SALOMON</u>	Maître de conférences	Juge
Monsieur M. BERTRAND	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

Remerciements

À NOTRE PRÉSIDENT,

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités
Président de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
Responsable de la sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait un grand honneur en acceptant la présidence de ce jury.

Nous tenons particulièrement à vous remercier pour tout ce que vous nous avez appris pendant la formation universitaire et pour vos conseils avisés et votre disponibilité tout au long de la réalisation de ce travail.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profonde estime.

À NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THÈSE,

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Maître de Conférences des Universités

Nous avons été touchée par la confiance que vous avez bien voulu nous témoigner en acceptant de siéger parmi le jury de cette thèse.

Pour la qualité de votre enseignement et les connaissances que vous nous avez apportées, qu'il nous soit permis de vous témoigner l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

À NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THÈSE,

Monsieur le Docteur Jean Pierre SALOMON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Sous-section : Sciences Anatomiques et Physiologiques,
Occlusodontiques, Biomatériaux
Biophysique, Radiologie

*Nous vous remercions d'avoir accepté si spontanément
de bien vouloir faire partie de notre jury de thèse.*

*Nous vous remercions de votre disponibilité et de tous
vos bons conseils donnés lors de nos stages cliniques
et même lors de nos premiers remplacements.*

*Puissiez-vous trouver dans ce travail, le témoignage
de notre reconnaissance et l'assurance de nos
sentiments respectueux.*

À NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Mathieu BERTRAND

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Vous nous faites l'immense plaisir de siéger au sein de
notre jury.*

*Nous vous prions de trouver ici l'expression de notre
sincère reconnaissance pour la gentillesse, la
pédagogie et le soutien que vous apportez à chacun
d'entre nous en clinique.*

SOMMAIRE

1 L'ADHÉSION AUX TISSUS DENTAIRE MINÉRALISÉS

1.1 Les bases de l'adhésion

1.1.1 Définition et caractérisations d'une surface

1.1.1.1 Définition d'une surface

1.1.1.2 Les caractérisations d'une surface

1.1.1.2.1 La caractérisation chimique

1.1.1.2.2 La caractérisation structurale

1.1.1.2.3 La caractérisation topographique

1.1.1.2.4 La caractérisation énergétique

1.1.2 L'adhésion et l'adhérence

1.1.2.1 Définitions

1.1.2.1.1 L'adhésion

1.1.2.1.2 L'adhérence

1.1.2.1.3 L'adhésif (et/ou colle)

1.1.2.1.4 Le joint de collage et la notion d'interphase

1.1.2.2 Les différentes théories de l'adhésion

1.1.2.2.1 La théorie mécanique

1.1.2.2.2 La théorie chimique

1.1.2.2.3 La théorie électrique

1.1.2.2.4 La théorie de la diffusion

1.1.2.2.5 La théorie thermodynamique

1.1.3 Le contact solide/liquide

1.1.3.1 Le contact et la double couche électrique

1.1.3.2 Le mouillage

1.1.3.3 Le coefficient et la cinétique d'étalement

1.1.3.4 L'équation de Young-Dupré

1.2 Rappels sur les tissus dentaires minéralisés

1.2.1 L'émail

1.2.1.1 La composition

1.2.1.2 La structure

1.2.2 La dentine

1.2.2.1 La composition

1.2.2.2 La structure

1.2.3 La jonction amélo-dentinaire et le complexe dent-restauration

1.3 Les systèmes adhésifs amélo-dentaires

1.3.1 Le cahier des charges des systèmes adhésifs amélo-dentaires

1.3.1.1 La biocompatibilité

1.3.1.2 L'adhésion et l'étanchéité

1.3.1.3 La longévité

1.3.1.4 La simplicité et la fiabilité de mise en œuvre

1.3.2 Les classifications

1.3.2.1 L'approche historique

1.3.2.2 L'approche fonctionnelle

1.3.3 Le système adhésif « idéal » pour le collage des facettes en céramique

1.3.3.1 L'influence de l'acidité de l'agent de mordançage

1.3.3.1.1 L'action de l'agent de mordançage

1.3.3.1.2 L'influence sur l'émail

1.3.3.1.3 L'influence sur la dentine

1.3.3.2 La compatibilité du système adhésif avec le polymère de collage

1.3.3.3 Les considérations pratiques

1.3.3.4 La qualité et la durabilité de l'interface dentine-adhésif

1.3.3.5 Le choix raisonné des systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R) dans le cadre du collage des facettes en céramique

2 LES POLYMÈRES DE COLLAGE

2.1 Les différents types de polymères de collage

- 2.1.1 Définitions
- 2.1.2 Les colles sans potentiel adhésif (associées à un système adhésif)
- 2.1.3 Les colles possédant un potentiel adhésif (contenant un monomère réactif)
- 2.1.4 Les colles auto-adhésives

2.2 Les buts de l'assemblage

- 2.2.1 La rétention
- 2.2.2 L'étanchéité
- 2.2.3 Le caractère visco-élastique

2.3 Le cahier des charges « idéal » pour le collage de facette en céramique

- 2.3.1 La biocompatibilité
- 2.3.2 La mouillabilité
- 2.3.3 La viscosité du matériau/confort d'utilisation
- 2.3.4 L'épaisseur du joint de collage
- 2.3.5 Les qualités optiques
- 2.3.6 La résistance mécanique et l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés

2.4 La photopolymérisation

- 2.4.1 Généralités sur la photopolymérisation
- 2.4.2 Les limites de la photopolymérisation
- 2.4.3 Les conséquences cliniques de la photopolymérisation selon l'intensité de la source lumineuse
- 2.4.4 La photopolymérisation du polymère de collage en clinique

2.5 Le choix du polymère de collage selon la situation clinique

3 L'ADHÉSION AUX CÉRAMIQUES DENTAIRES

3.1 Les céramiques dentaires utilisées pour les facettes

3.1.1 La composition et la microstructure

3.1.1.1 La composition minérale

3.1.1.2 La composition chimique

3.1.2 La microstructure des armatures céramiques

3.1.3 La classification de Ferrari et Sadoun

3.1.4 Les procédés de mise en forme

3.1.5 Les propriétés

3.1.5.1 Mécaniques

3.1.5.2 Physiques

3.1.5.3 Chimiques

3.1.5.4 Biologiques

3.1.6 L'aptitude au collage

3.1.6.1 En fonction de la céramique utilisée

3.1.6.2 Les traitements de surface visant à l'améliorer

3.1.6.2.1 L'acide fluorhydrique

3.1.6.2.2 Les traitements tribochimiques de surface

3.1.7 Les implications cliniques et les indications dans le cadre des facettes en céramique

3.1.7.1 Les céramiques vitreuses

3.1.7.2 Les céramiques alumineuses

3.2 Les silanes

3.2.1 Définition

3.2.2 Le mécanisme d'action

3.2.2.1 L'activation du silane

3.2.2.2 Les conditions pour que la céramique soit réactive

3.2.3 Ses rôles

3.2.4 Le choix et les implications cliniques de l'utilisation d'un silane

4 LE COLLAGE DES FACETTES EN CÉRAMIQUE : LA PRATIQUE

4.1 Les implications cliniques

- 4.1.1 L'influence de la temporisation sur le résultat final
- 4.1.2 Les implications cliniques engendrées par le collage des facettes en céramique
 - 4.1.2.1 La technique adhésive et la résistance de la céramique
 - 4.1.2.2 Les propriétés optiques du composite de collage
 - 4.1.2.3 Le principe du biomimétisme
 - 4.1.2.4 L'élaboration de la facette au laboratoire et la résistance du collage
 - 4.1.2.5 Le sablage de la céramique
 - 4.1.2.6 L'épaisseur de la céramique et du composite de collage
 - 4.1.2.7 Le retrait de polymérisation du composite de collage et les variations thermiques
 - 4.1.2.8 La gestion d'obturation en composite de classe 3 et de classe 4
 - 4.1.2.9 La position de la limite de préparation palatine ou linguale
- 4.1.3 L'influence du collage sur les éléments biologiques
 - 4.1.3.1 En fonction du positionnement de la limite prothétique
 - 4.1.3.2 En fonction de l'étanchéité du joint de collage
 - 4.1.3.3 En fonction de l'état de surface de la céramique
 - 4.1.3.4 En fonction de la précision d'adaptation de la céramique

4.2 Le protocole de collage

- 4.2.1 La taille
- 4.2.2 Le scellement dentinaire immédiat
- 4.2.3 La temporisation
- 4.2.4 La préparation de la surface dentaire
 - 4.2.4.1 Sans exposition dentinaire
 - 4.2.4.1.1 L'essayage
 - 4.2.4.1.2 La mise en place du champ opératoire
 - 4.2.4.1.3 Le nettoyage/décontamination de surface
 - 4.2.4.1.4 La gestion de l'hémostase
 - 4.2.4.1.5 La formation de la couche hybride

4.2.4.2 Avec exposition dentinaire

- 4.2.4.2.1 Face à une exposition dentinaire importante
- 4.2.4.2.2 Face à une exposition dentinaire moindre
- 4.2.4.2.3 La réactivation de la couche dentinaire lors du collage

4.2.4.3 Récapitulatif sur la préparation dentaire

4.2.5 La préparation de l'intrados de la pièce prothétique

4.2.5.1 Le conditionnement en fonction du choix de la céramique

4.2.5.2 La silanisation

4.2.5.3 Récapitulatif sur la préparation de la surface en céramique

4.2.6 Le collage de la restauration adhésive en céramique

4.2.6.1 Le protocole clinique

- 4.2.6.1.1 L'insertion de la facette
- 4.2.6.1.2 L'élimination des excès
- 4.2.6.1.3 La photopolymérisation
- 4.2.6.1.4 L'étape de contrôle, de finition et de polissage

4.2.6.2 Récapitulatif sur l'étape de collage

4.2.6.3 Le choix du composite de collage en fonction du mode de polymérisation et de la teinte

- 4.2.6.3.1 La facette en céramique inférieure à 1 mm
- 4.2.6.3.2 La facette en céramique supérieure à 1 mm
- 4.2.6.3.3 La viscosité du matériau de collage
- 4.2.6.3.4 L'avantage des colles photopolymérisables
- 4.2.6.3.5 Les avantages et inconvénients de différentes colles mises sur le marché
 - 4.2.6.3.5.1 Le composite de restauration
 - 4.2.6.3.5.2 Exemple d'un coffret comprenant un composite de collage : Variolink II® (Ivoclar Vivadent)
 - 4.2.6.3.5.3 Exemple d'un coffret de colle possédant un pouvoir adhésif propre : Panavia F® (kuraray)

4.3 Analyse des études cliniques

4.3.1 Les succès

4.3.2 Les échecs

4.3.2.1 Les échecs esthétiques

4.3.2.2 La rupture du joint

4.3.2.2.1 Généralités

4.3.2.2.2 Le décollement

4.3.2.2.3 Les fractures adhésives

4.3.2.2.4 Les fractures cohésives

INTRODUCTION

Face aux exigences esthétiques croissantes de nos patients ainsi qu'au désir des praticiens d'être le moins mutilant possible dans la réalisation de leurs actes, le traitement par des facettes en céramique prend toute son importance. En effet, les situations cliniques pouvant être traitées par des techniques adhésives sont fréquentes.

Ce projet thérapeutique doit faire suite à une analyse rigoureuse de nombreux facteurs. Celui-ci aboutira au choix des matériaux (le type de céramique, le type de polymère de collage) et des méthodes d'assemblage les plus appropriées.

Actuellement, une multitude de matériaux existent sur le marché dentaire, apportant leur lot de confusion et de complexité. L'« évolution » apportée à ces matériaux par les fabricants (simplification des protocoles, augmentation des propriétés physiques...) peut-elle être perçue comme une amélioration du traitement thérapeutique dans toutes les situations cliniques ?

La gestion de la dentine exposée reste une des principales sources d'échec au niveau de l'assemblage facette/dent. Nous allons voir comment éclaircir cette zone d'ombre.

À travers ce travail, nous allons étudier les principes qui régissent l'adhésion de la céramique sur les tissus dentaires minéralisés.

La compréhension des mécanismes d'adhésion (physiques, chimiques, mécaniques), de la nature et des propriétés des différentes céramiques, des tissus dentaires minéralisés et des différents polymères de collage est essentielle. Ces connaissances vont nous permettre de potentialiser l'obtention d'un lien idéalement adhérent, étanche, fiable et pérenne entre ces deux interfaces (tissu dentaire/polymère de collage et polymère de collage/céramique).

Le choix des matériaux (le système adhésif amélo-dentinaire, le polymère de collage, le type de céramique), des techniques d'activation de surface adaptées et d'élaboration d'un protocole clinique de collage rigoureux doit répondre aux objectifs du projet thérapeutique.

1. L'ADHÉSION AUX TISSUS DENTAIRES MINÉRALISÉS

1.1 Les bases de l'adhésion (COGNARD ; 2000. DEGRANGE ; 1994)

1.1.1 Définition et caractérisations d'une surface

1.1.1.1 Définition d'une surface

La nature de la surface du matériau va jouer un rôle clé dans la tenue de l'assemblage. Une surface représente l'enveloppe d'un matériau. Les éléments (atomes, ions, molécules) qui la composent n'ont pas le même nombre de voisins que les éléments internes. Il en résulte un déséquilibre qui se traduit par :

- des distances inter-atomiques plus grandes,
- des niveaux électroniques différents,
- un état énergétique particulier, plus élevé qu'à l'intérieur du corps.

Ces particularités expliquent la réactivité que présente une surface vis-à-vis de son environnement.

L'ensemble des caractéristiques chimiques, structurales, énergétiques et topographiques de la superficie d'un matériau est regroupé sous le terme d' « état de surface ».

1.1.1.2 Les caractérisations d'une surface

Une surface peut être caractérisée de différentes façons complémentaires les unes des autres

1.1.1.2.1 La caractérisation chimique

Une surface possède une hétérogénéité chimique liée, non seulement à la nature des différentes espèces qui constituent le tissu ou le matériau, mais aussi à la présence d'hétéro-atomes adsorbés. Cette caractérisation est mise en évidence à l'aide d'observations microscopiques et d'analyses spectrométriques.

1.1.1.2.2 La caractérisation structurale

Une surface possède également une hétérogénéité structurale, avec des aspects partiellement amorphes ou cristallins ainsi que des défauts associés (marches, défauts d'empilements, lacunes ...) qui est mise en évidence comme vue précédemment à l'aide d'observations microscopiques et d'analyse spectrométriques.

1.1.1.2.3 La caractérisation topographique

Une surface possède une hétérogénéité morphologique et topographique. Elle n'est jamais idéalement ni lisse ni plane et peut présenter par ailleurs un aspect poreux et absorbant. L'approche topographique d'une surface permet d'apprécier la rugosité, qui reste une bonne estimation de la surface développée réelle du solide et donc de l'aire de contact avec l'adhésif. Celle-ci permet alors d'apprécier la part de l'ancrage mécanique dans l'adhésion interfaciale.

La caractérisation de la rugosité d'un substrat peut se faire à différentes échelles : par des approches macroscopiques (à l'oeil nu), par des approches microscopiques (bi ou tridimensionnelle) ou par des approches à l'échelle du nanomètre à l'aide du microscope atomique de force (ou AFM : Atomic Force Microscope).

Ce dernier est un microscope à sonde locale dont le principe se base sur les interactions entre l'échantillon et une pointe montée sur un microlevier. La pointe balaie (scanne) la surface à représenter, et l'on agit sur sa hauteur selon un paramètre de rétroaction. Un ordinateur enregistre cette hauteur et peut ainsi reconstituer une image de la surface. Cette technologie se base sur le phénomène d'interaction/répulsion entre les atomes surfaciques et la pointe sondeuse. La mesure de la flexion du microlevier (dans un sens ou dans l'autre) donne une mesure directe de la force d'interaction entre la surface sondée et la pointe. Contrairement aux méthodes d'observations électroniques qui requièrent un vide poussé, le microscope atomique peut travailler sous toutes les conditions de pression et dans différents environnements (selon des degrés d'hydratation différents par exemple) (fig.1).

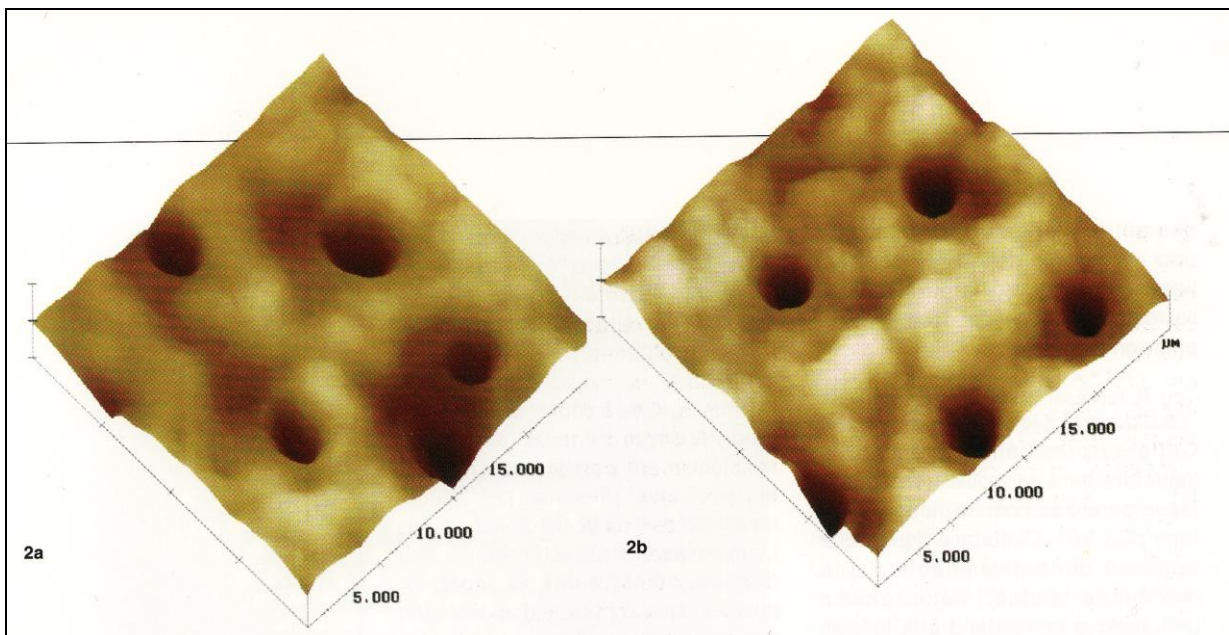


Fig.1. Observation au Microscope Atomique de Force d'un échantillon de dentine traité à l'acide phosphorique puis laissé humidifié (2a) ou déshydraté (2b) (DEGRANGE ; 1994).

1.1.1.2.4 La caractérisation énergétique (COGNARD ; 2000)

Thermodynamiquement, l'énergie échangée au cours d'une transformation menée par petites étapes est égale à la différence entre l'énergie de l'état final et l'énergie de l'état initial. Si la transformation est réversible, l'énergie de séparation de deux corps est égale à leur énergie d'adhésion. Donc l'énergie nécessaire pour créer une surface est celle qu'il faut fournir pour rompre les interactions inter-atomiques (ou moléculaires) qui lient les constituants de part et d'autre de la surface.

Les atomes de surface ont moins de voisins que les atomes situés dans le volume, ce qui leur confère une énergie supérieure (l'énergie de liaison étant négative) (fig.2). Cet excès d'énergie (ou enthalpie) est l'énergie de surface qui en termes physiques, correspond au travail nécessaire (W) pour former une unité d'aire nouvelle du matériau (A) et qui peut être estimée à partir de l'énergie de cohésion des corps. :

$$dW = \gamma dA$$

Où « γ » représente l'énergie libre de surface (ou énergie superficielle ou enthalpie libre) qui correspond à la différence entre l'énergie de surface et la fraction d'énergie immobilisée par l'entropie (grandeur qui permet d'évaluer la dégradation de l'énergie d'un système).

Cette énergie libre de surface est exprimée en J/m².

Une surface cherchera donc naturellement, conformément aux lois de la thermodynamique, à réduire son niveau d'énergie. La rupture accompagnant la formation de la surface produit des radicaux libres très réactifs qui vont se réarranger de différentes façons pour diminuer l'énergie libre de la surface; l'exposition à l'atmosphère est un facteur à prendre en compte dans cette réduction du niveau d'énergie. Ces liaisons d'interfaces correspondent à l'adsorption qui apparaît donc comme un phénomène de liaison strictement interfacial, qu'il convient de distinguer de l'absorption, qui met en jeu des mécanismes d'inter-diffusion.

Selon l'énergie de l'interaction, on distinguera deux types d'adsorption :

- les réactions de chimisorption, qui font intervenir des énergies comparables aux liaisons covalentes, c'est-à-dire à la mise en commun d'électrons ou aux transferts électroniques aux interfaces ;
- les liaisons de surface, qui sont des interactions faibles du type Van-Der-Walls, on parlera alors de physisorption.

Une surface est donc toujours liée à son environnement. En d'autres termes, rien ne distingue la notion de surface de celle d'interface.

En ce qui concerne les liquides, l'énergie superficielle se manifeste par la forme sphérique que prend une goutte de liquide, qui correspond à la géométrie d'une surface minimale pour un volume donné, car les liquides ; contrairement aux éléments qui constituent les surfaces solides ; présentent une liberté de mouvement. Le déséquilibre énergétique à la surface d'un liquide a pour conséquence une surpression interne : Δp .

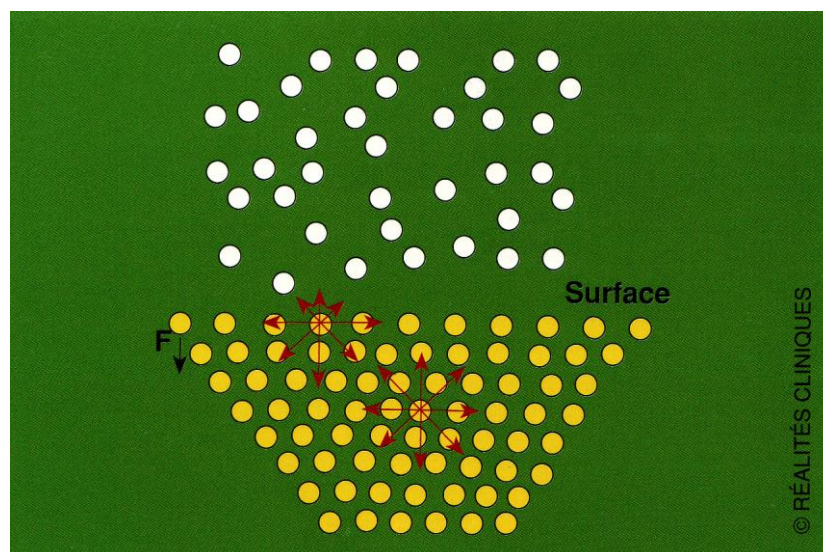
$$\Delta p = 2 \gamma L / r \quad (\text{Laplace})$$

où « γL » représente l'énergie de surface du liquide et « r » le rayon de la goutte.

L'interface liquide/gaz apparaît donc assimilable à une membrane tendue ; cette tension périphérique correspond à la tension superficielle qui, pour un liquide, est assimilable à l'énergie libre de surface.

La tension superficielle qui correspond à une énergie s'exprime en J/m^2 (unité équivalente au N/m) et possède une sensibilité importante face aux impuretés.

La caractérisation d'une surface, du point de vue énergétique, passe donc par des mesures indirectes d'énergie de liaison.



*Fig.2. Un atome à la surface a moins de voisins qu'un atome dans le volume. La résultante des forces (F) est dirigée à l'intérieur du corps, ce qui explique la tension de surface
(DEGRANGE ; 1994).*

1.1.2 L'adhésion et l'adhérence (COGNARD ; 2000) (DEGRANGE ; 1994)

1.1.2.1 Définitions

Selon la définition du dictionnaire Robert qui cite Buffon : « Deux objets adhèrent en vertu de la force d'adhésion et leur union qui en résulte est l'adhérence ».

1.1.2.1.1 L'adhésion

L'adhésion résulte de l'ensemble des interactions qui contribuent à unir deux surfaces entre elles. Plus précisément, elle regroupe les phénomènes d'ancrage mécanique de l'adhésif dans les pores et rugosités du substrat ainsi que les liaisons chimiques intermoléculaires que l'adhésif et l'adhérant sont susceptibles d'échanger.

L'adhésion est difficilement quantifiable, il est possible tout de même de l'estimer partiellement d'une manière prévisionnelle par le biais de l'aptitude au mouillage des surfaces, par leur potentiel d'absorption par calorimétrie ou spectrométrie, ainsi que par leur caractère topographique plus ou moins lisse ou rugueux.

1.1.2.1.2 L'adhérence

Il convient de bien distinguer la notion d'adhésion qui englobe l'ensemble des interactions qui contribuent à lier deux corps ; de l'adhérence qui correspond à la force ou à l'énergie de séparation d'un assemblage collé.

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

1.1.2.1.3 Adhésif (et/ou colle)

Tous les adhésifs (ou colles) sont des polymères mais il existe de nombreuses variétés. Les adhésifs de structure donnent des joints capables de supporter un effort permanent. M. Bolger propose comme définition : « Un adhésif de réaction pouvant établir un joint permanent, capable de supporter une charge entre deux substrats rigides et résistants ».

Les adhésifs peuvent être classés à partir de différents critères :

- par le mode de durcissement (thermofusibles, colles à solvant, adhésifs de réaction) ;
- par la forme sous laquelle ils se présentent (colles en film, colles liquides, adhésifs de réaction monocomposants, adhésifs de réaction bicomposants) ;
- par un caractère de la réaction chimique qui se forme (soit par la fonction chimique réagissante, soit par le monomère composant la résine, soit par la classe de polymère produit).

1.1.2.1.4 Le joint de collage et la notion d'interphase

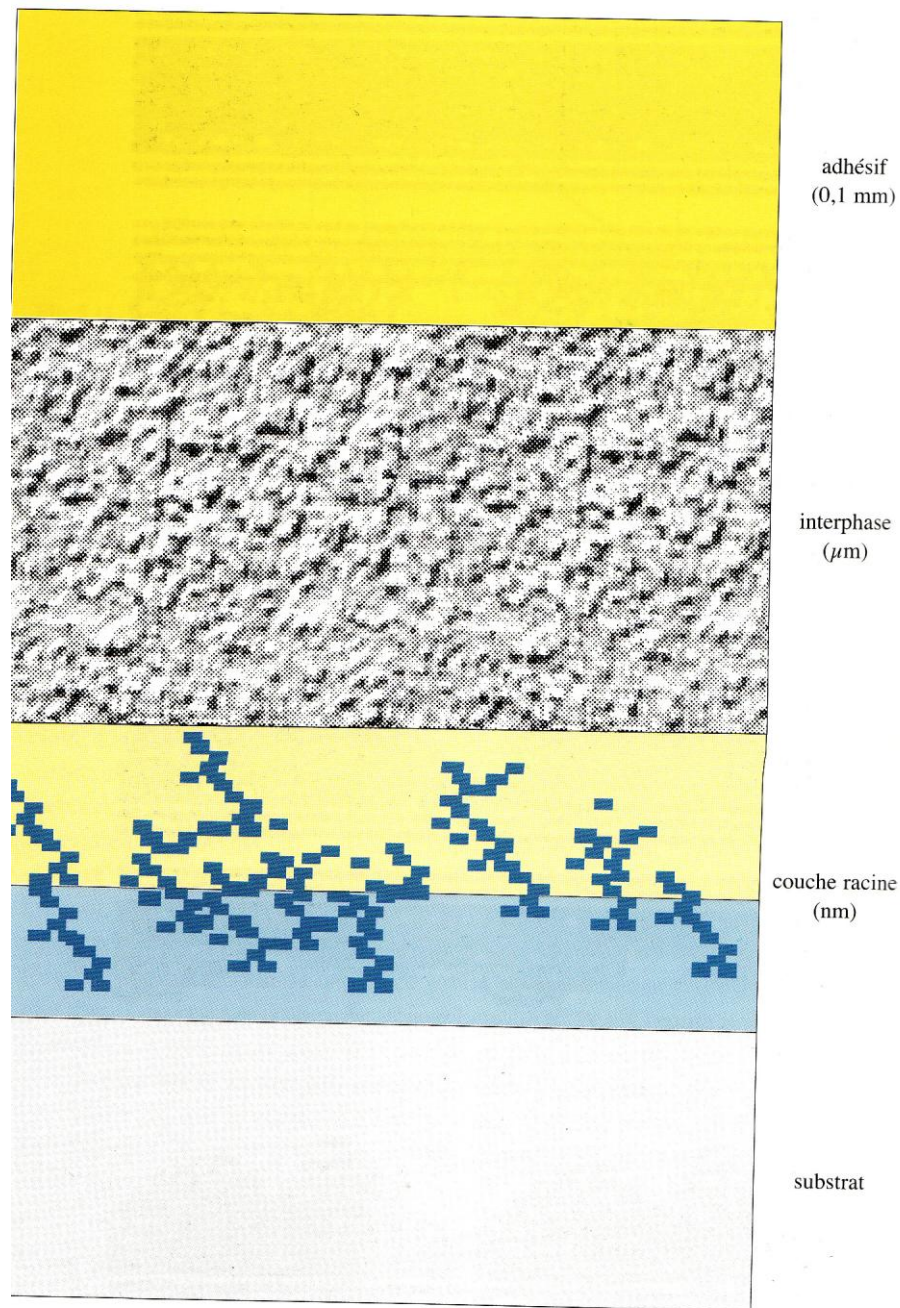
Le contact substrat-adhésif crée une zone endommagée au voisinage de la surface : l'interphase. La grande différence entre le polymère et le joint collé c'est que ce sont les propriétés de l'interphase qui conditionnent le comportement de l'assemblage, notamment la fiabilité et la durabilité des joints collés.

Il faut considérer différentes origines de l'interphase :

- Les interphases d'origine physique : Au contact des solides, les polymères forment des structures transcristallines qui changent selon la température de mise en œuvre, la vitesse de cristallisation et la surface en contact ;
- Les interphases d'origine physico-chimique : La migration de chaînes de bas poids moléculaires à l'interface conduit à la formation d'une couche de faible cohésion qui diminue l'adhérence ;
- Les interphases d'origine chimique : C'est le cas le plus fréquent. Il s'agit des modifications dues aux réactions catalysées par la surface ou aux ions dissous qui produisent, au voisinage de la surface solide, une interphase composite.

Au contact du substrat, les adhésifs forment une couche composée d'oxyde et d'adhésif interpénétrés, de composition indéterminée, de dimension comprise entre quelques nm et 1µm, fortement réticulée que l'on appelle : couche racine.

La structure du joint collé : la couche racine, à la surface du substrat puis une interphase sur lesquelles repose l'adhésif (cf. schéma : A).

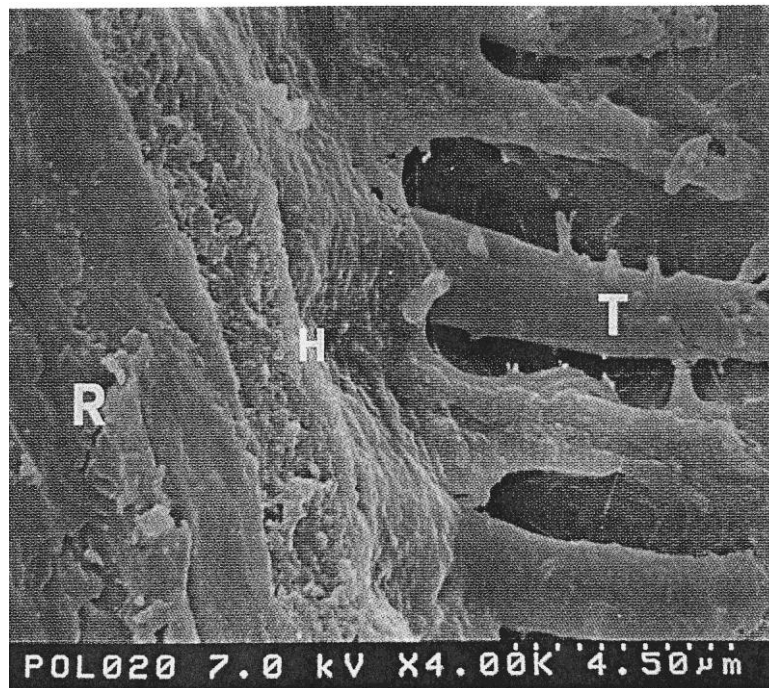


*Schéma A : Structure du joint collé à l'échelle du polymère (10nm à 100μm)
(COGNARD ; 2000).*

1.1.2.2 Les différentes théories de l'adhésion

1.1.2.2.1 La théorie mécanique

Elle correspond à l'ancrage ou à la rétention que procure un matériau de scellement ou de collage après durcissement dans les rugosités du substrat. Cette composante mécanique joue un rôle essentiel, tant dans l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés qu'aux biomatériaux de restauration (fig.3). Dans le cas suivant, l'adhésion est le fait de la création d'une couche hybride associée à la pénétration de la résine adhésive dans la lumière des canalicules dentinaires sous la forme de brides ou « tags ».



*Fig.3. Section d'un joint collé dentine-résine composite (M.E.B.4000X)
R : résine composite,
H : couche hybride,
T : prolongement de résine composite.
(GORACCI ; 1998).*

1.1.2.2.2 La théorie chimique

On peut distinguer :

- les liaisons covalentes et ioniques, dites « liaisons intermoléculaires fortes » intervenant sur de très courtes distances (0.1 à 0.3 nm). Elles correspondent à une mise en commun ou à un échange électronique. L'énergie de ces liaisons est forte (100 à 1000 KJ/mol), elle devrait conférer à l'assemblage une résistance à la séparation très élevée.

En dentisterie, il ne semble pas que les mécanismes d'adhésion des interfaces collées répondent principalement à ce type de liaison et il n'a pas été possible à ce jour de mettre clairement en évidence des liaisons fortes à l'interface dentine-adhésif. Toutefois, la liaison silanique sur les verres présents dans les matériaux céramiques met en jeu ce type de liaison.

- Les forces de Van-Der-Walls et les liaisons hydrogènes dites « liaisons intermoléculaires faibles » interagissent sur de plus longues distances (de 0.2 à 1 nm en terme d'interactions strictement inter-moléculaires) et sur plusieurs dizaines de nanomètres à l'échelle de la surface (*lifschitz*)) et l'énergie de ces liaisons est nettement plus faible (2 à 42 KJ/mole) que celle des liaisons fortes.

Les liaisons de Van-Der-Walls font toutes intervenir des phénomènes électrostatiques. Certaines possèdent un caractère polaire, d'autres, à caractère non polaire, résultent d'interactions ponctuelles des atomes ou molécules présents à l'interface. Ces liaisons dites dispersives (*London*) correspondent au recouvrement partiel des orbitales électroniques au cours des mouvements ou des oscillations des atomes de l'interface.

La liaison hydrogène, qui est fortement polaire en raison de la petite taille de l'atome d'hydrogène, se trouve à la base de la théorie des interactions acido-basiques (en rappelant qu'elle assure la cohésion de l'eau) (fig.4).

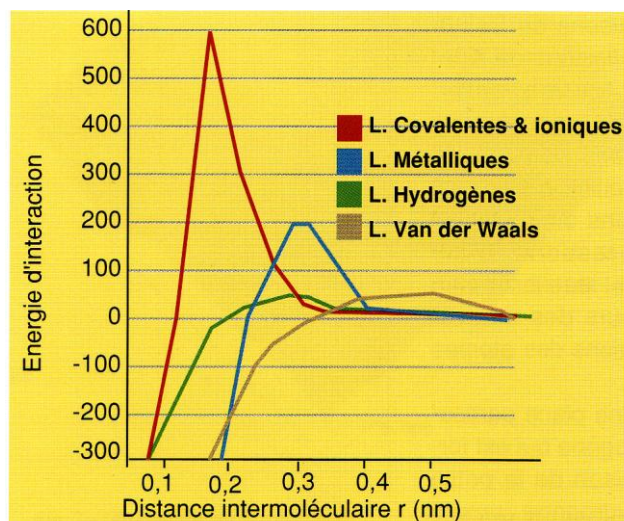


Fig.4. Les différents types de liaisons pouvant unir 2 corps, leurs forces et leurs distances d'interactions

(DEGRANGE ; 1994).

1.1.2.2.3 La théorie électrique

Une surface présente un grand nombre d'hétérogénéités et de défauts. De fait, il résulte des déséquilibres dans la population électronique superficielle qui se traduisent par la formation de charges électrostatiques positives ou négatives générant des champs électriques de faible portée (1 à 2 nm) mais très intenses ($>10^8 \text{ V.m}^{-1}$). Ces champs contribuent à la formation de sites superficiels réactifs donneurs (sites polaires à caractère basique) et accepteurs d'électrons (sites polaires à caractère acide).

Ces sites sont susceptibles de former des liaisons, avec les groupements actifs de polarité inverse de l'adhésif (FOWKES ; 1983). Les liaisons polaires résulteraient donc de transferts de charges entre les sites donneurs du substrat et les sites accepteurs de l'adhésif, et réciproquement. Ceci explique par exemple, l'efficacité des molécules adhésives comportant des acides de type carboxy, en sachant que la dentine présente un caractère basique.

La densité de ces sites dépend naturellement de la nature chimique de la surface du substrat et des traitements que celui-ci a subis. Dans la théorie électrique de l'adhésion (DERYAGIN ; 1948), le système adhésif/substrat se comporterait comme un condensateur constitué d'une double couche électrique.

1.1.2.2.4 La théorie de la diffusion (DARQUE-CERETTI ; 2003)

La diffusion et le transport résultent de sauts individuels des atomes et/ou de défauts ponctuels dans le solide

Pour les inorganiques, chaque antagoniste ne présente qu'un seul type de liaison (métallique, ionique) et les lois classiques de la diffusion atomique peuvent s'appliquer.

Pour les polymères, les antagonistes présentent au moins deux types de liaisons (Van-Der-Waals et covalentes) ; les lois de diffusion sont donc différentes du cas précédent. L'adhésion s'explique par l'inter-diffusion des molécules des deux antagonistes. La diffusion de la totalité de la chaîne des polymères à travers une surface est peu probable ; par contre la diffusion d'une partie de celle-ci se produit ; créant ainsi une interphase. La température et la solubilité ont une influence sur la fabrication du joint. La tenue du joint est reliée aux différences de solubilité entre les polymères. La force de rupture est d'autant plus importante que la différence de solubilité est faible.

1.1.2.2.5 La théorie thermodynamique

Selon cette théorie (appelée également théorie du mouillage), l'adhésion est attribuée aux forces intermoléculaires (Van-Der-Waals), existant à l'interface. Ces liaisons intermoléculaires sont faibles et non dirigées. Elles ont un champ d'action de l'ordre des distances intermoléculaires. De ce fait, pour qu'elles s'établissent, il est nécessaire de créer un bon contact entre les deux surfaces.

1.1.3 Le contact solide/liquide (COGNARD ; 2000) (DEGRANGE ; 1994)

1.1.3.1 Le contact et la double couche électrique

D'une manière plus générale, on peut donc regrouper l'essentiel des interactions se produisant au niveau des interfaces collées sous 2 catégories :

- des interactions non polaires dispersives à caractère hydrophobe,
- des interactions polaires par pontages hydrogènes, mettant en jeu les groupements hydroxy, carboxy, ou amines des adhésifs et qui présentent un fort caractère hydrophile.

La mise en contact d'un solide et d'un liquide est certainement un phénomène important de l'adhésion. Ce serait d'abord la vapeur du liquide ou celle des constituants les plus volatiles qui atteignent la surface du solide. Lorsque le liquide s'étale, c'est aussi par évaporation, puis condensation en avant du liquide. La façon dont la vapeur interagit avec la couche superficielle ne nous est pas connue.

Nous savons cependant, que l'immersion d'un solide dans un liquide s'accompagne d'un dégagement de chaleur. En 1965, Healy l'attribue d'une part au changement d'énergie interfaciale de la surface exposée au liquide et d'autre part à la formation d'une double couche électrique. La contribution de la double couche à l'énergie d'adhésion est soit ignorée, soit considérée comme négligeable. Elle peut expliquer de nombreux cas où l'on observe une variation de l'énergie de surface.

L'interaction entre les charges électriques présentes à la surface du solide et celles distribuées dans le liquide peut être très importante et agir sur une grande distance. Une double couche se forme certainement dans la couche d'eau adsorbée à la surface des solides inorganiques.

1.1.3.2 Le mouillage

La formation de liaisons implique que l'adhésif et le substrat soient en contact sur des distances d'interactions très faibles. En présence d'air, si l'on dépose une goutte de liquide à la surface d'un solide ; celle-ci va perturber la surface d'une quantité inconnue et l'on remarque que soit le liquide s'étale, on dit qu'il « mouille » la surface, soit il forme une goutte faisant un angle de contact θ avec la surface du solide.

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

- l'énergie de surface du substrat en saturation de vapeur de liquide : γ_S ,
- l'énergie de surface ou tension superficielle du liquide : γ_L ,
- l'énergie interfaciale solide-adhésif qui correspond aux liaisons qu'ils échangent : γ_{SL} .

A l'équilibre, la valeur de l'angle de contact θ est reliée à ces trois énergies par l'équation de Young (YOUNG ; 1805) (fig.5) :

$$\gamma_L \cdot \cos\theta = \gamma_S - \gamma_{SL}$$

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

L'expérimentation consiste à déposer sur un substrat, des gouttes de liquide de référence, dont la tension superficielle, γ_L , est connue et à mesurer les angles de contact qu'elles forment sur celui-ci. Si l'on sait calculer l'énergie interfaciale (γ_{SL}), il sera alors possible de déduire l'énergie de surface du substrat (γ_S) de la mesure de l'angle de contact (θ).

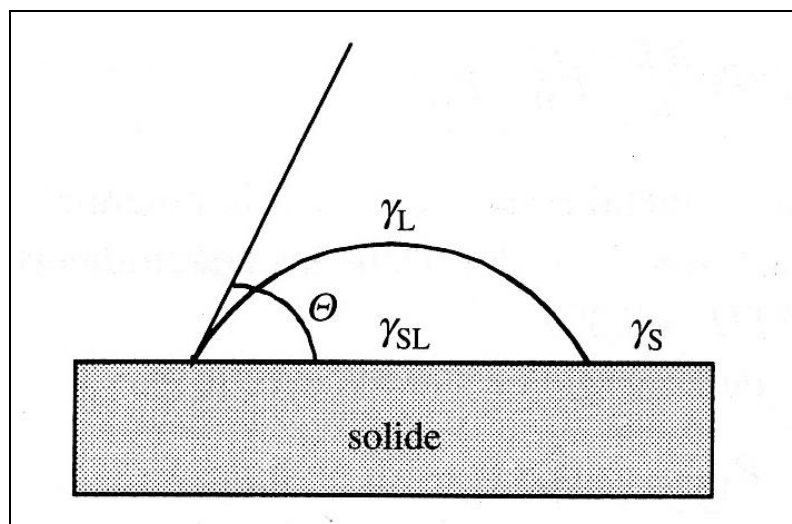


Fig5. Un liquide forme une goutte faisant un angle de contact θ avec la surface du solide

S : Solide

L : Liquide

(COGNARD ; 2000).

La rugosité de la surface influence également le mouillage d'une manière favorable lorsque θ est inférieur à 90° et d'une manière défavorable lorsque θ est supérieur à 90° . L'amélioration de l'étalement sur une surface lisse est proportionnelle à un indice de rugosité, qui correspond à l'augmentation de l'aire réelle de contact que procure la topographie rugueuse (WENZEL ; 1936).

La forte rugosité de surface s'avère donc favorable à l'adhésion : les techniques opératoires devront donc la rechercher et l'optimiser.

1.1.3.3 Le coefficient et la cinétique d'étalement

Il apparaît clairement que la condition du mouillage total requiert que l'énergie superficielle du substrat soit supérieure à la tension superficielle de l'adhésif, car l'énergie interfaciale est faible ; cela peut se traduire par :

$$\gamma_L < \gamma_S - \gamma_{SL}$$

Cooper et Nutall (1915) ont défini la condition du mouillage par le signe du coefficient d'étalement S.

$$S = \gamma_S - (\gamma_{SL} + \gamma_L)$$

S correspond à la variation d'énergie libre lorsqu'une goutte de liquide est déposée sur une surface. Si $S > 0$ le liquide mouille la surface et inversement ; et si $S < 0$, il n'y aura pas étalement.

Notons que, la viscosité n'intervient pas sur l'aptitude au mouillage mais uniquement sur la cinétique d'étalement :

$$V = \gamma_L / 2\xi$$

γ_L représente la tension superficielle de l'adhésif, et ξ sa viscosité.

Il apparaît qu'un adhésif fluide mouillera plus rapidement une surface qu'un adhésif de haute viscosité. L'importance de cette cinétique d'étalement est toute relative, puisqu'au niveau d'un émail mordancé, la vitesse d'écoulement de la plupart des résines de liaison est de plusieurs centimètres par seconde.

1.1.3.4 L'équation de Young-Dupré

Thermodynamiquement, l'énergie échangée au cours d'une transformation menée par petites étapes est égale à la différence entre l'énergie de l'état final et de l'énergie de l'état initial. Si la transformation est réversible, l'énergie de séparation des deux corps est égale à leur énergie d'adhésion W_a .

D'où l'équation établie par Dupré (1869), reliant l'énergie d'adhésion aux énergies de surface des deux corps assemblés :

$$W_a = (\gamma_S + \gamma_L) - \gamma_{SL}$$

Si l'on combine l'équation de Young avec celle de Dupré, on peut écrire :

$$W_a = \gamma_L (1 + \cos\theta) + \pi$$

où π , appelée pression d'étalement, représente la réduction de l'énergie superficielle du substrat due aux adsorbats.

L'équation de Young-Dupré établit clairement la relation directe qui lie la force d'adhésion au mouillage. L'étalement complet de l'adhésif conduit à écrire $W_a = 2 \gamma_L$, ce qui implique que les forces d'adhésion à l'interface collée sont égales ou supérieures à la cohésion de l'adhésif liquide.

Ce qu'il faut retenir :

- **La rugosité s'avère favorable à l'adhésion.**
- **Le contact intime entre l'adhésif et le substrat (le mouillage) améliore l'adhésion.**
- **Plus l'énergie superficielle du substrat est supérieure à la tension superficielle de l'adhésif, plus le mouillage sera favorable ; d'où l'importance des traitements de surface visant à augmenter celle-ci.**

1.2 Rappels sur les tissus dentaires minéralisés

1.2.1 L'émail

1.2.1.1 La composition

L'émail humain mature se compose :

- d'une phase minérale ; représentant 96% en poids, et 87 à 91% en volume ;
- d'une phase organique ; représentant 0.4% en poids et 2% en volume ;
- d'une phase aqueuse ; soit 3.6% (dont 1% d'eau libre) en poids et 7 à 11% en volume (NANCI ; 2001).

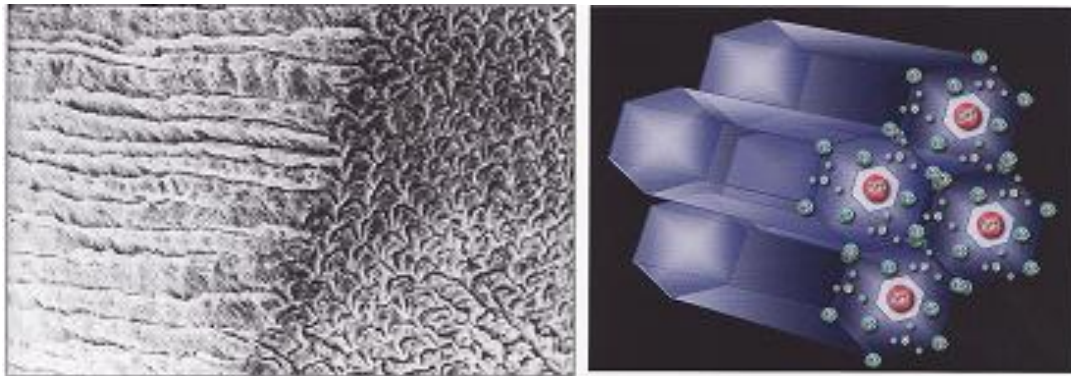
La phase minérale est composée d'un empilement de monocristaux de phosphate de calcium ou d'hydroxyapatite, de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.

La phase aqueuse est liée aux cristaux, comme une couche hydratante.

Les cristaux étant « empaquetés » de manières très serrées, les protéines (les amélogénines et les non-amélogénines ou enamelines) ainsi que quelques hydrates de carbone et des lipides créent le liant organique entre ces cristaux.

1.2.1.2 La structure

Les cristaux d'émail ne sont pas déposés « en vrac » au sein du tissu calcifié mais sont empilés et regroupés au sein des cristallites formant les prismes de l'émail, encore appelés les bâtonnets (fig.6).

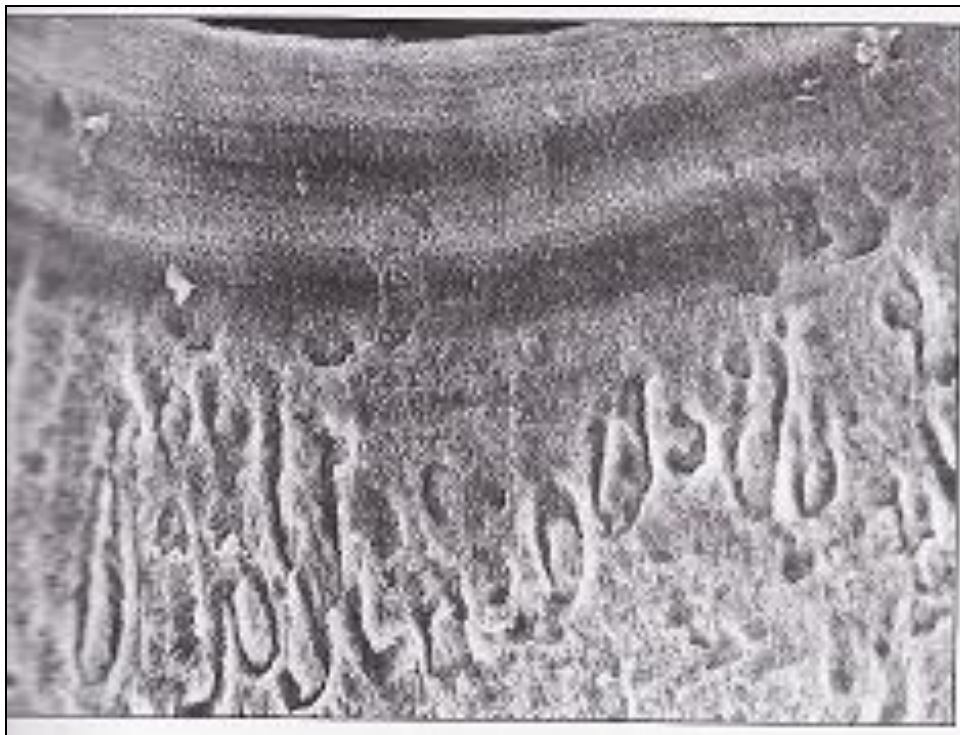


*Fig.6. Organisation prismatique de l'émail sain
(LASFARGUE ; 2009).*

L'émail est produit par les améloblastes, qui sont responsables de sa structure. Ces cellules sécrètent la matrice de l'émail par le prolongement de Tomes. L'émail est donc fait de bâtonnets qui ont pour point de départ la jonction amélo-dentinaire et s'arrêtent environ à 30 μm sous la surface, là où l'émail est « aprismatique » (fig.7). Les cristaux y sont denses et tous perpendiculaires à la surface. Les bâtonnets ont une forme arrondie du centre vers la périphérie, où ils sont en général plus ou moins perpendiculaires à la surface. Leur diamètre est de l'ordre de 5 μm , mais leur forme est irrégulière. Dans les coupes, ils peuvent apparaître sous forme de trou de serrure ou de sabot de cheval. Cette structure est bien mieux visible si l'émail est mordancé à l'acide phosphorique.

La matrice organique est localisée au sein d'espaces non minéralisés formant des micropores ou pores, essentiellement à l'interface entre prismes et substance interprismatique. Ainsi, bien que les cristaux soient compactés dans les prismes, l'émail est criblé de pores intercrystallins, qui forment un fin réseau, voie de diffusion pour l'eau, les espèces ionisées et le matériel organique.

L'épaisseur de l'émail est constituée, dans sa masse, d'une couche prismatique et, à ses deux extrémités, de 2 couches fines (de 20 à 80 μm) aprismatiques interne et externe.



*Fig.7. Coupe au M.E.B. au niveau de la couche aprismatique de surface
(LASFARGUES ; 2009).*

1.2.2 La dentine

1.2.2.1 La composition

La dentine présente une composition chimique très hétérogène : à la partie inorganique d'hydroxyapatite (70%) s'ajoute une partie organique assez importante, constituée de collagène (18%) et d'eau (12%).

1.2.2.2 La structure

L'hydroxyapatite, disposée d'une façon irrégulière, contient la matrice organique composée majoritairement de fibres de collagène.

La dentine est traversée de canalicules ou tubulis, qui contiennent les prolongements des odontoblastes et le fluide pulpaire qui filtre de la pulpe jusqu'à la jonction amélo-dentinaire, avec une pression positive de 25-30 mm de Hg. Les tubulis augmentent en nombre et en diamètre au fur et à mesure que l'on s'approche de la pulpe : à 1mm de distance de la pulpe, on peut compter environ 40000/mm² du côté occlusal et 80000/mm² du côté cervical. Leur diamètre varie de 1.8µm au niveau occlusal jusqu'à 3.5µm au niveau cervical (fig.8).

À l'issue de la préparation mécanique, la surface dentinaire est recouverte d'une épaisse couche polluée (3 à 10µm), composé de débris organiques et inorganiques, produits par le fraisage : la boue dentinaire ou « smear layer ». Ce dépôt pénètre les canalicules et forme des bouchons, encore appelés « smear plug ». La « smear layer » n'est que faiblement adhérente à la dentine (moins de 5 MPa) et constitue en cela un risque d'échec des collages sur le long terme en raison de son décollement potentiel (fig.9).

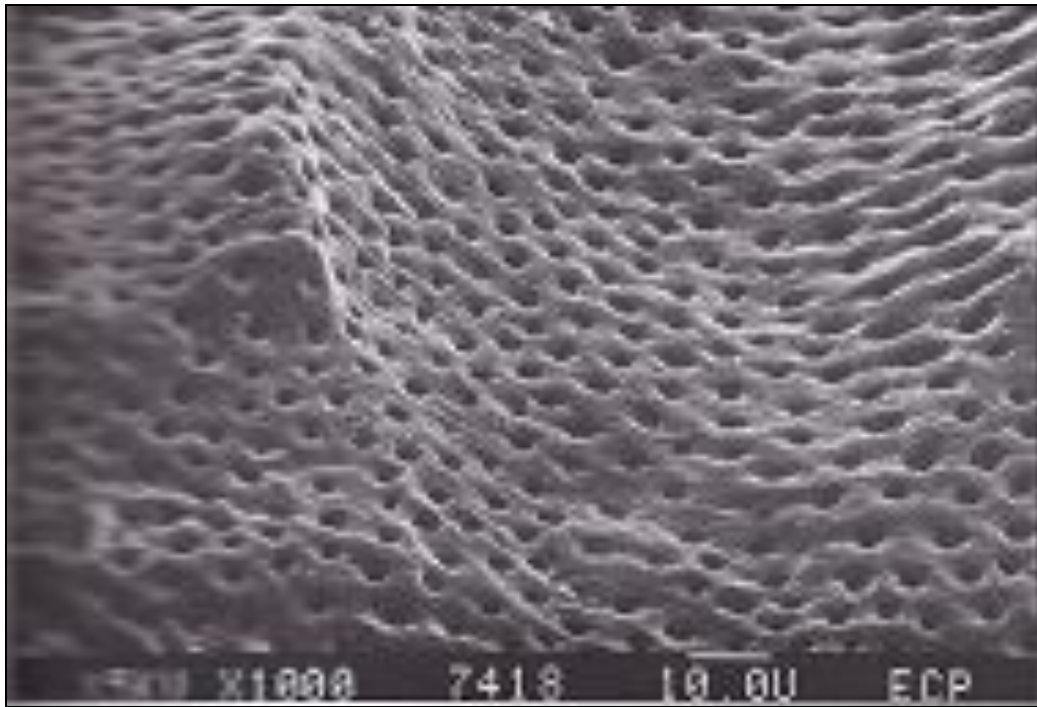


Fig.8. Vue au M.E.B d'une surface dentinaire après élimination de la boue dentinaire, exposant la structure canaliculaire (LASFARGUES ; 2009).

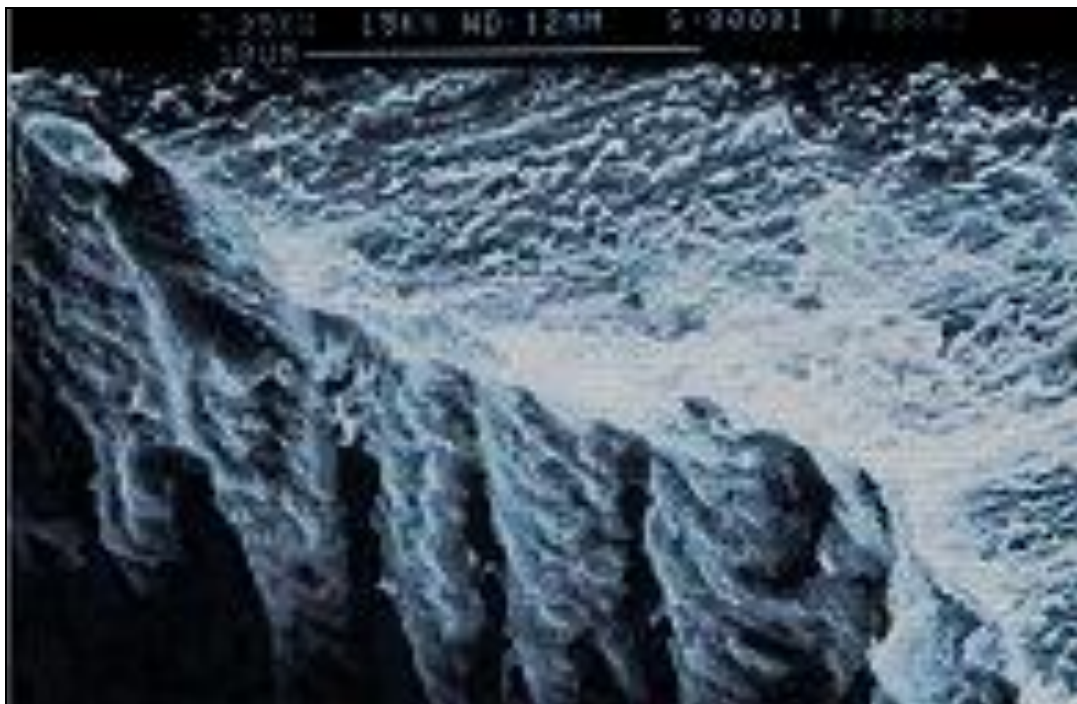


Fig.9. Visualisation de la boue dentinaire après fraisage dentinaire (vue au M.E.B.) (GUREL ; 2005).

1.2.3 La jonction amélo-dentinaire et le complexe dent-restauration

Au niveau de la jonction amélo-dentinaire, des vides formant des buissons et des fuseaux peuvent être mis en évidence par la microscopie électronique à transmission. Ces zones hypominéralisées forment des chenaux plus ou moins obstrués par du matériel organique et des précipitations minérales (PALAMARA ; 1989).

La jonction amélo-dentinaire est une interface modérément minéralisée entre deux tissus fortement minéralisés (l'émail et la dentine). De gros faisceaux de fibres de collagène parallèles forment des poutres massives, qui peuvent dévier et même empêcher la propagation des fissures de l'émail, par leur importante déformation. Cette fusion complexe peut être assimilée à un collage renforcé par des fibres (fig.10).

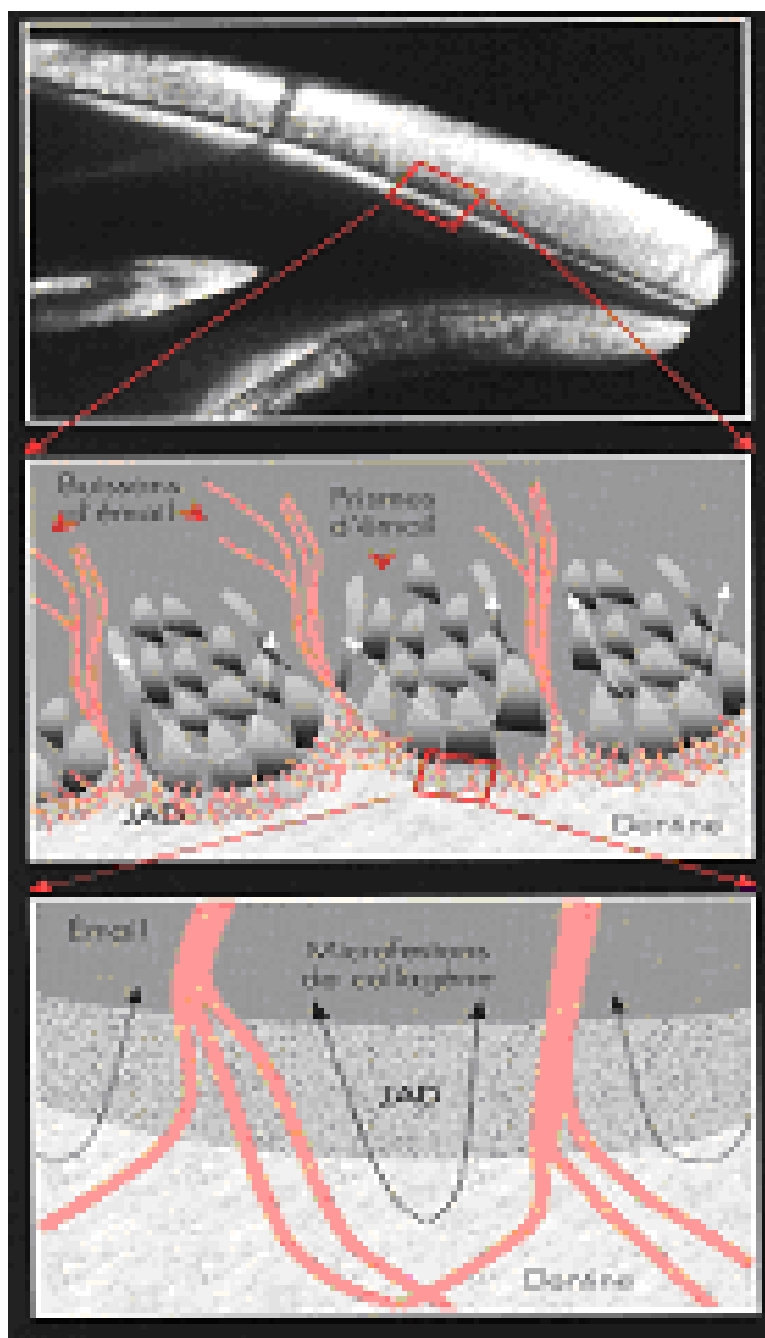


Fig.10 Jonction amélo-dentinaire – Architecture spatiale et formation (MAGNE ; 2003).

Dans l'entité émail/dentine, la dureté de l'émail semble protéger la dentine sous-jacente, qui est plus tendre, alors que cette flexibilité de la dentine et la présence de fibres de collagène à la jonction amélo-dentinaire assurent à toute la dent des propriétés biomécaniques idéales. Celles-ci semblent compenser la nature fragile de l'émail, créant ainsi un excellent compromis entre rigidité, solidité et résilience. Cette capacité de résilience et de flexibilité permet à la dent naturelle d'absorber l'énergie d'une force (fig.11).

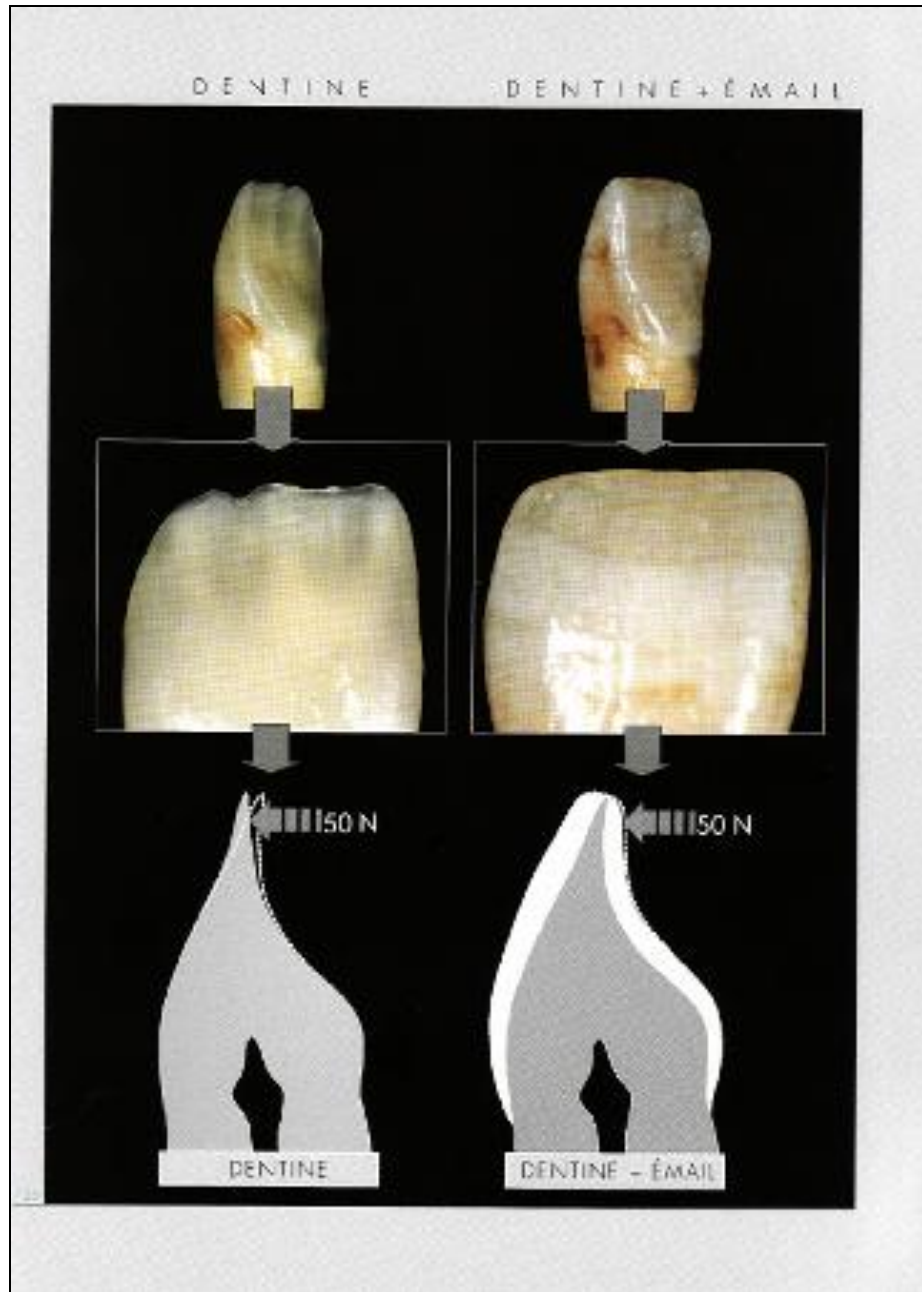


Fig.11. Éléments composants la résilience des dents.

Le noyau de dentine seul est délicat et sa flexion sous une contrainte de 5 kg peut être observée à l'œil nu. La coquille d'émail rend la couronne dentaire plus résistante à la déflexion latérale

(MAGNE ; 2003).

Les études de Reeh et coll. ont montré que la couronne dentaire pouvait récupérer 100 % de sa rigidité lors du remplacement de l'émail par une facette en céramique feldspathique (module d'élasticité d'environ 70Gpa) (REEH ; 1994). Les dents restaurées par des facettes en céramique collées à la dentine ont également prouvé leur comportement biomimétique (MAGNE ; 2003).

Tissus durs de la dent	Module d'élasticité [GPa]	Coefficient d'expansion thermique ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	Résistance à la traction [MPa]	Matériau correspondant	Module d'élasticité	Coefficient d'expansion thermique	Résistance à la traction
Émail	80 ²¹	17 ²²	10 ²³	Céramique feldspathique	60-70 ²⁴	13-16 ²⁵	25-40 ²⁶
Dentine	14 ²⁷	11 ²⁸	105 ²⁹	Composites hybrides	10-20 ³⁰	20-40 ³¹	40-60 ³²

Fig.12. Propriétés physiques et mécaniques des tissus durs de la dent et des biomatériaux correspondant

(MAGNE 2003)

Ce qu'il faut retenir :

- L'émail et la dentine sont deux entités distinctes de part leurs structures, leurs compositions, et leurs propriétés.
- Les propriétés des matériaux de restauration dentaire doivent se rapprocher de celles de ces tissus minéralisés.

1.3 Les systèmes adhésifs amélo-dentaires

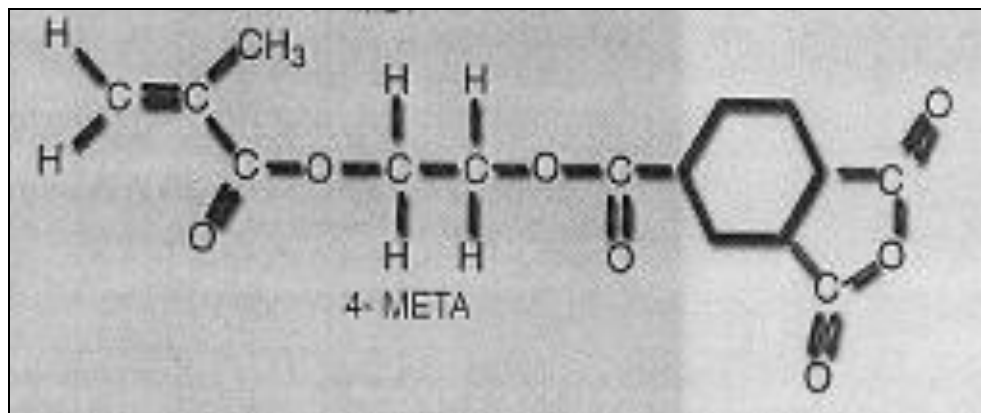
1.3.1 Le cahier des charges des systèmes adhésifs amélo-dentaires (DEGRANGE ; 2005)

1.3.1.1 La biocompatibilité

Un adhésif ne devrait pas induire de réaction néfaste ni pour son utilisateur, ni pour son destinataire.

Sur un plan général, il ne doit idéalement ni être allergisant, ni toxique, ni posséder de potentiel mutagène. Toutefois, tous les adhésifs actuels sont composés de groupements méthacryliques avec des doubles liaisons C = C (fig.13) ; celles-ci pouvant engendrer des réactions allergisantes.

Sur un plan plus local, un adhésif ne doit pas être cytotoxique pour la pulpe.



*Fig.13. Schéma d'une molécule de type méthacrylate : 4-META
(AZEVEDO ; 2005).*

1.3.1.2 L'adhésion et l'étanchéité

Un adhésif doit assurer de manière immédiate un joint adhérent suffisamment fort pour s'opposer aux contraintes de polymérisation du composite que l'on applique à la surface.

Par ailleurs, comme la mise en fonction d'une restauration suit directement le traitement, ce joint doit présenter une résistance précoce suffisante particulièrement lorsque la rétention est faible et que l'essentiel de la tenue est assurée par le collage.

Il est habituellement admis que ce joint formé doit être étanche à l'échelle du microscope qui est celle de la bactérie ; plus précisément à l'échelle du nanomètre pour éviter la pénétration de fluides générateurs de sensibilités post-opératoires au niveau de l'interface adhésif-tissus dentaires minéralisés.

1.3.1.3 La longévité

Les qualités d'adhérence et d'étanchéité doivent non seulement être immédiates mais aussi durables pour éviter les colorations marginales, les caries récurrentes, les sensibilités, voir la perte de la restauration qui sont autant de phénomènes de dégradation limitant la longévité des traitements.

Au niveau des limites amélaire, ce critère apparaît bien établi depuis longtemps, non pas en raison des qualités intrinsèques des adhésifs mais, par le biais du mordantage avec des solutions d'acide phosphorique. Plusieurs études mettent en évidence *in vitro* et *in vivo* au niveau de la dentine, une détérioration de la zone profonde de la couche hybride (HASHIMOTO ; 2000).

1.3.1.4 La simplicité et la fiabilité de mise en œuvre

Dans l'emploi d'un adhésif, tout praticien devrait idéalement pouvoir espérer des résultats thérapeutiques fiables et reproductibles. Ce n'est pas le cas actuellement car la technique adhésive est très sensible à la manipulation. De petits écarts dans la procédure de mise en œuvre sont susceptibles de compromettre la durabilité du collage.

De nombreuses études démontrent que la valeur du collage est plus liée à la qualité du travail de l'opérateur qu'aux performances intrinsèques des adhésifs.

1.3.2 Les classifications (DEGRANGE ; 2005)

1.3.2.1 L'approche historique

Les adhésifs dentinaires de première génération, introduits dans les années 60, ne développaient qu'un faible collage chimique avec le calcium de la partie inorganique de la dentine. Basé sur le NPG-GMA de Bowen (N-phenylglycine glycididil méthacrylate), leur force d'adhésion limitée à 2.5 Mpa s'est révélée insuffisante pour annuler la force de contraction due à la polymérisation, évaluée à 17-20 Mpa.

Les adhésifs de deuxième génération (au début des années 80) agissaient sur une dentine pré-traitée à l'aide de l'EDTA à 0.22 % (Tubulicid®), et réalisaient un collage, toujours chimique, avec les deux parties (organique et inorganique) de la dentine. Les valeurs de la force d'adhésion devenaient faibles (1-10 Mpa), car la liaison s'effectuait principalement avec la « smear layer » : la solution acide, trop faible, n'éliminait que la partie la plus superficielle de la « smear layer » sans atteindre la surface dentinaire sous-jacente.

A la fin des années 80, les adhésifs de troisième génération ouvrent la voie du collage véritable à la dentine, à la fois chimique et micromécanique. Le mordantage était effectué avec des acides à faible concentration (l'acide maléique à 2.5%, du Scotchbond 2-3M® et EDTA à 17%, du Gluma-Bayer®). Ces acides furent choisis pour ôter la « smear layer » en faisant subsister le bouchon et la dentine péricanalaire, toujours dans le but d'éviter des liaisons pulpaire, susceptibles d'être induites par des solutions d'acide trop concentrées.

Dans ces systèmes, la présence d'un primaire d'adhésion, constitué de HEMA (2 hydroxéthyl-méthacrylate), permettait d'augmenter la mouillabilité du substrat dentinaire et, simultanément, de faciliter la pénétration de la résine adhésive (presque toujours du Bis-GMA). Avec ces adhésifs on parvient à obtenir des valeurs d'adhésion à la dentine de 8 à 11 Mpa, bien supérieures aux valeurs obtenues avec les adhésifs des deux premières générations, mais encore insuffisantes pour s'opposer aux forces de contraction.

La quatrième génération d'adhésifs, avec le mordantage total de l'émail et de la dentine (« total etch ») permet finalement d'obtenir des valeurs d'adhésion capables de résister aux forces de contraction de la résine. Ce pré-traitement dentinaire implique l'élimination totale de la boue dentinaire (smear layer et smear plug) et la modification de la couche superficielle de dentine, pour créer un collage micromécanique, ainsi que chimique. Les acides employés autant pour l'émail que pour la dentine, étaient principalement :

- l'acide maléique à 10%
- l'acide orthophosphorique, d'abord à 10%, ensuite à 32-37%,
- l'acide citrique à 10%

Le promoteur d'adhésion est devenu hydrophile, grâce à la présence d'un solvant volatil (alcool ou acétone) afin d'assurer une meilleure pénétration de la résine dans les canalicules dentinaires.

Au milieu des années 90, des systèmes adhésifs plus simples sont introduits sur le marché dentaire (cinquième génération). Ils regroupent en un seul flacon, ce qui était présenté dans les systèmes précédents dans deux conditionnements différents : le primaire et la résine adhésive. Ils nécessitent toujours un mordantage préalable à l'acide phosphorique. Le concept fondamental du collage à la dentine reste inchangé. S'ils sont plus rapides et apparemment plus simples d'emploi, leur pénétration requiert que la surface de dentine déminéralisée présente une certaine humidité résiduelle pour être suffisamment perméable. Ils contiennent tous des monomères hydrophiles, et renferment des solvants organiques et parfois un peu d'eau. Solvants et monomères hydrophiles contribuent à améliorer l'infiltration de l'adhésif.

Une autre révolution est conduite en parallèle à la précédente. C'est celle des adhésifs auto-mordants (sixième génération) développés principalement par l'industrie japonaise. Le premier système de cette catégorie est Clearfil Liner Bond 2® (kuraray). Dans cette classe, ce sont les deux premières étapes du collage qui sont réunies en une seule : le mordantage et le primaire. L'agent de mordantage n'est plus un simple acide minéral ou organique classique. On exploite l'acidité de certains monomères qui sont aptes à déminéraliser et infiltrer simultanément les tissus dentaires calcifiés. L'emploi de ces primaires acides n'est pas suivi de rinçage, puisque ce sont les monomères qu'ils contiennent qui vont secondairement contribuer à la copolymérisation. Leur application est suivie par celle d'une résine adhésive classique à caractère plus hydrophobe capable d'assurer un bon degré de copolymérisation avec le composite.

En 2000, les adhésifs «tout en un» font leur apparition (septième génération), ces produits regroupent en un seul conditionnement ou un seul mélange les 3 étapes du collage. Ils sont théoriquement susceptibles de mordancer et d'infiltrer email et dentine, tout en formant une couche de résine apte à s'unir au composite par photo-polymérisation. Ce sont des mélanges complexes qui contiennent des monomères hydrophiles à caractère acide, avec suffisamment d'eau pour permettre leur ionisation. Ils renferment aussi des monomères hydrophobes qui sont indispensables pour obtenir une bonne réaction de polymérisation avec les matrices des composites. Ils ont également des solvants organiques comme autres constituants.

Par ailleurs, la notion de génération ne prend pas en compte les principes d'action des adhésifs, ni leurs performances et il n'apparaît pas évident que chaque génération présente un apport thérapeutique par rapport à la précédente.

1.3.2.2 L'approche fonctionnelle

Suivant une approche fonctionnelle qui est basée sur les principes d'action des différents systèmes adhésifs et sur le nombre de séquences d'applications (VAN MEERBEEK ; 2003) ; on distinguera deux grandes classes d'adhésifs :

- celles des produits qui requièrent un mordantage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (les systèmes M&R),
- celles des produits que l'on applique directement sur les surfaces dentaires minéralisées sans aucun traitement préliminaire. Cette classe regroupe tous les systèmes auto-mordants (SAM).

On peut distinguer dans chacune de ces classes, deux sub-divisions selon le nombre de séquences de mise en œuvre :

- 2 ou 3 temps, pour les adhésifs classiques nécessitant un pré-mordantage,
- 1 ou 2 étapes pour les adhésifs auto-mordants.

Ce classement simple permet d'intégrer toutes les variétés de produits actuellement commercialisés dans quatre catégories : M&R III, M&R II, SAM II et SAM I (fig.14).

Fig.14. Tableau actualisé des différents systèmes adhésifs amélo-dentaires classés selon le type d'adhésif et la société commerciale
(En rouge, système adhésif avec une prise dual).

Type d'adhésif Société commerciale	MR III	MR II	SAM II	SAM I
3mESPE	Adper Scotchbond Multi Purpose®	Adper Scotchbond 1 XT® Adper Single Bond Plus®		Adper Easy Bond®
Dentsply		XP Bond® Prime & Bond NT®		Xeno V+® Xeno III®
Kuraray		Clearfil Photo Bond® Clearfil New Bond®	Clearfil SE Bond® Clearfil Liner Bond 2V®	Clearfil S+ Bond® Clearfil DC Bond®
DMG	Luxabond Total Etch® Teco®		Contax®	
Voco		Solobond M® Solobond Plus®		FuturaBond M® FuturaBond DCG FuturaBond MR®
SDI		Stae®	Frog®	Go!®
Kerr	Optibond FL®	Optibond Solo Plus®	Optibond XTR®	Optibond all in one®
Coltène Whaledent	ART Bond®	One Coat Bond®	One Coat Self Etching Bond®	One coat 7.0®
Micerium	Rock Bond®	Ena Bond®		
Tokuyama				Tokuyama Bond Force® One Up Bond F Plus®
Heraeus		Iperbond Ultra® (associé à Iperbond Ultra Activator®)	Quickbond® (associé avec Bond Activator®)	Iperbond Ultra® (associé avec Iperbond Ultra Activator®)
GC			GC UniFil Bond® GC FujiBond LC®	GC G-Aerial Bond® GC G-Bond®
Sun Medical				AG Bond Plus® Hybrid Bond®
Sarenco	CMF Adhesive System®		Microbond®	James-2®
Heraeus Kulzer		Ibond Total Etch® Gluma 2 Bond®		Ibond Self Etch®
Bisco	All Bond II® All Bond III®	ACE All Bond® (One Step®) One Step Plus®		
Vita	ART Bond Set®			
Ivoclar Vivadent	Syntac®	Excite F® Excite F DSC®	Adhese® (associé avec Adhese DC Activator®)	Adhese One F®

1.3.3 Le système adhésif « idéal » pour le collage des facettes en céramique

1.3.3.1 L'influence de l'acidité des agents de mordantage (DEGRANGE ; 2005)

1.3.3.1.1 L'action de l'agent de mordantage

L'attaque acide volontaire de l'émail, ou mordantage, produit une altération particulière sous forme de microporosités de 20µm de profondeur tout en augmentant l'énergie libre de surface (fig.15).

Par rapport à une surface non traitée, la surface développée est multipliée par un facteur compris entre 10 et 20. Ces micro-rétentions permettent l'adhérence mécanique par un micro-clavetage de surface des restaurations adhésives (fig.16).

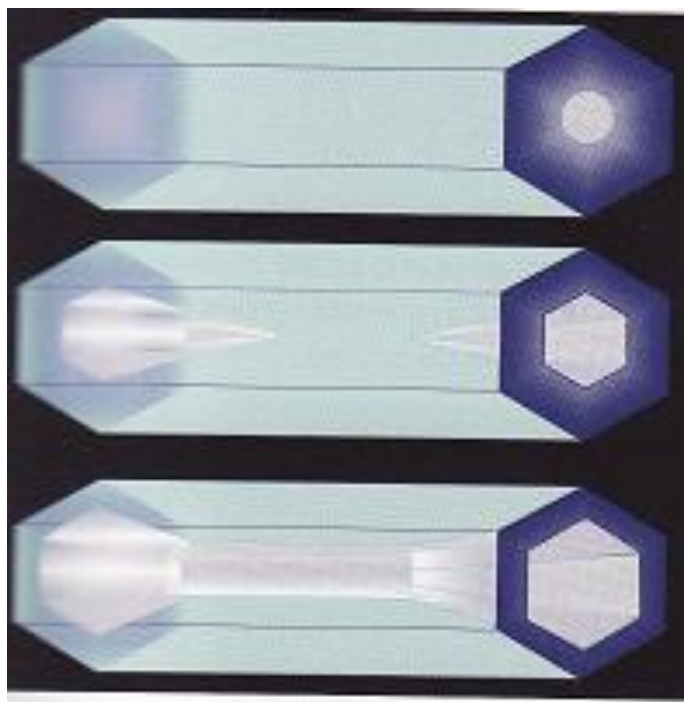
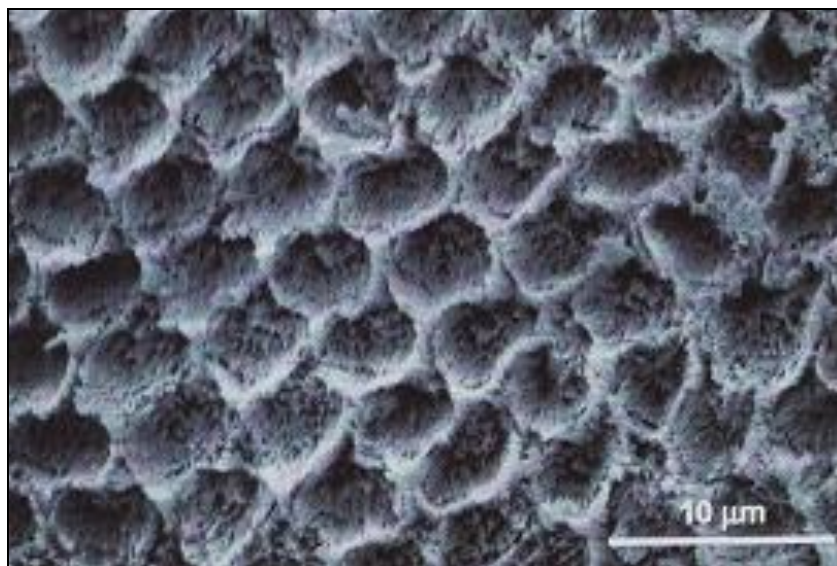


Fig.15. Schématisation du mode de dissolution acide du monocristal d'hydroxyapatite. De haut en bas, commençant par le centre du cristal, puis se propageant vers sa périphérie et s'étendant le long de l'axe

(LASFARGUES ; 2009).



*Fig.16. Vue au M.E.B. d'une coupe d'émail perpendiculaire aux axes des prismes et mordancée à l'acide phosphorique à 37%
(GÜREL ; 2005).*

1.3.3.1.2 L'influence sur l'émail

Au niveau de l'émail, il est admis aujourd'hui que la qualité du mordantage est le principal facteur influençant la valeur de l'adhésion à celui-ci.

La nature de l'acide employé, sa concentration, ses temps d'application et de rinçage sont plus importants que la nature de l'adhésif. La seule exception concerne la situation particulière où il s'avère nécessaire de coller sur l'émail humide, puisque la dentine doit être humide avant l'application de certains systèmes.

Grâce à leurs primaires, certains M&R III procurent une bonne adhérence à l'émail humide. Pour obtenir une liaison fiable et durable sur l'émail, l'acide phosphorique dans une fourchette de composition comprise entre 20 et 40% reste la référence. La qualité de l'adhésion à l'émail des systèmes auto-mordancants reste un sujet très discuté. La plupart des auteurs s'accordent sur un point : les faciès d'attaque générés par les SAMs sur l'émail apparaissent moins rétentifs que ceux que procure l'acide phosphorique (*fig.17*) (PERDIGAO ; 2003).

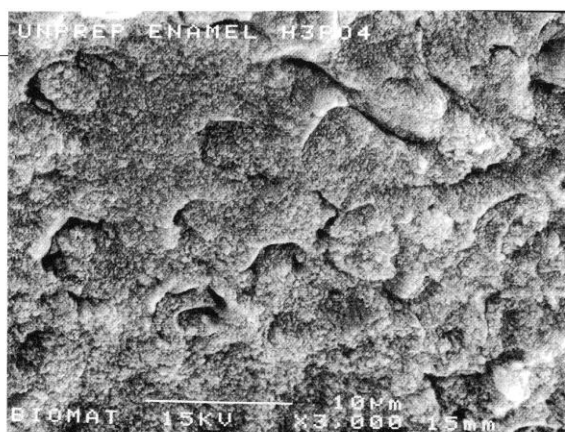
Sur un émail non préparé (non fraisé) les SAMs présentent de faibles valeurs d'adhérence (PASHLEY ; 2001). L'adhérence à l'émail semble en partie liée au pH de la solution de mordantage et à l'amplitude de l'attaque qu'il provoque. La majeure partie des études montre que l'adhérence à l'émail fraisé procurée par les SAMs s'avère réduite par rapport à celle procurée par l'acide phosphorique (DE MUNCK ; 2003) (INOUE ; 2003).

Ces données sont confirmées par une des études *in vivo* disponibles qui montre que l'intégrité des marges d'émail est meilleure avec les systèmes du type M&R (fig.17) (PEUMANS ; 2005).

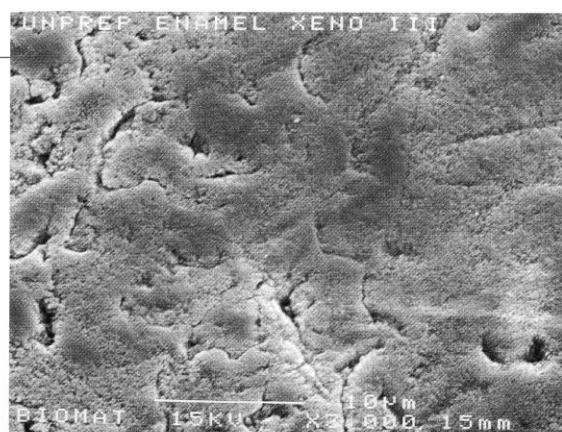
En effet, quelle que soit leur nature (pH différent), les faciès de mordantage que procurent les SAMs apparaissent moins micro-rétentifs. Il est probable que l'adhérence à l'émail répond plus d'une nano-rétention à l'échelle des cristallites que d'une micro-rétention à la dimension du prisme (HANNIG ; 2002).

Mais les valeurs de pH des SAMs ne permettent pas d'expliquer totalement leur performance au niveau de l'émail. On peut raisonnablement supposer que la plus faible composante mécanique de l'adhésion permet mieux de révéler la composante chimique. La capacité des monomères MDP (méthacryloxy déca éthyl phosphate) à se lier à l'hydroxyapatite peut expliquer l'assez bon comportement sur l'émail des adhésifs qui le contiennent (YOSHIDA ; 2004).

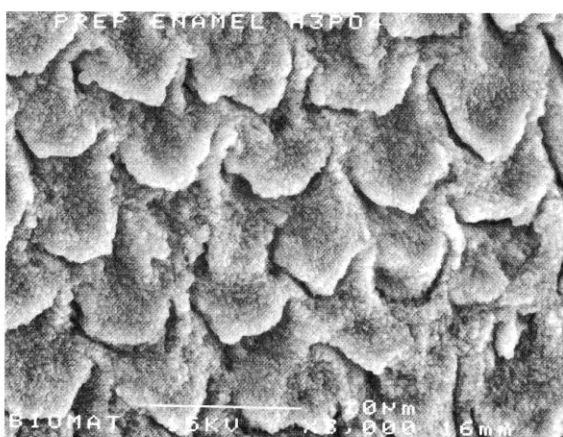
Rien n'empêche toutefois, de mordancer à l'acide phosphorique les marges d'émail d'une préparation, et uniquement l'émail, avant d'appliquer un SAM (PASHLEY ; 2001). Une étude récente montre l'apparition de défauts mineurs ainsi que la tendance à la transformation de certains défauts mineurs en défauts majeurs à moyen terme avec l'utilisation d'un SAM sans mordantage préalable des marges amélaire (VERGNES ; 2010).



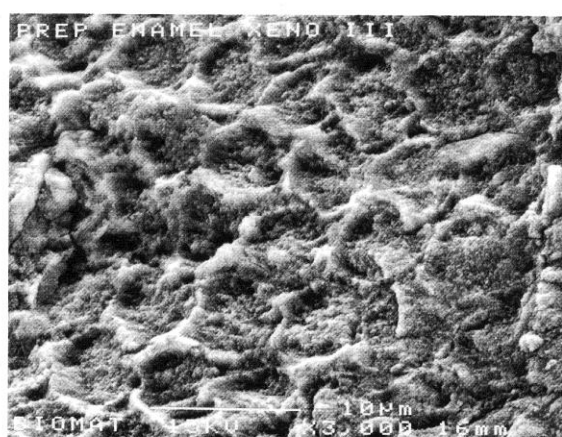
14a



b



15a



b

fig.16 Micrographies électroniques de l'émail d'une dent non préparée. Cette dent a été mordancée sur une partie à l'acide phosphorique (14a) et sur une autre zone avec un système auto-mordant (14b). Les deux reliefs apparaissent assez peu rétentifs. L'attaque à l'acide phosphorique génère toutefois des microrugosités plus favorables à l'ancrage que l'attaque par le SAM I (14b).

Micrographies électroniques de l'émail d'une dent préparée par fraisage avant mordancage pour partie à l'acide phosphorique (15a) et pour une autre partie avec un primaire auto-mordant (15b). Dans cette situation, l'attaque à l'acide phosphorique procure également un relief plus favorable à l'ancrage que l'action du SAM I. (DEGRANGE ; 2005).

1.3.3.1.3 L'influence sur la dentine

Au niveau de la dentine, un temps prolongé de mordantage rend plus aléatoire l'infiltration complète de la zone dentinaire déminéralisée.

L'amplitude de l'attaque dépend du pH et de la force de l'acide employé. Pour le gel d'acide phosphorique à 35-40%, il est conseillé de ne pas prolonger le temps de contact au-delà de 15 secondes.

Si nous avons vu que l'on pouvait optimiser l'adhésion à l'émail des SAMs par un mordantage préalable, cette pratique est tout à fait contre-indiquée au niveau de la dentine. Les monomères des adhésifs auto-mordants ont peu de chance de pénétrer en totalité la dentine déminéralisée.

Lorsque les SAMs sont appliqués directement sur la dentine, on pourrait penser à priori que l'hybridation qu'ils forment est complète puisque les monomères acides polymérisables atteignent nécessairement le front de déminéralisation. En fait, ce n'est pas totalement le cas puisqu'une étude récente a montré que la déminéralisation dentinaire provoquée par un SAM I à caractère acide fort pouvait se prolonger au-delà de leur polymérisation.

Un autre problème que l'on peut rencontrer avec les SAMs est l'épaisseur de la couche de boue dentinaire formée lors du fraisage. L'épaisseur de la boue dépend du type de fraise employée. Elle est de 1 mm après préparation avec des fraises diamantées ultra fines et peut atteindre 2.8 mm avec des instruments à gros grains.

L'influence de cette épaisseur est controversée dans la littérature. Certains auteurs ont noté une diminution de l'adhérence de certains systèmes auto-mordants lorsque l'épaisseur de la boue augmentait. D'autres, à l'inverse, ont montré que les SAMs étaient capables de former une couche hybride quelle que soit l'épaisseur de la boue dentinaire. Cette absence de consensus est probablement liée à la différence d'agressivité des systèmes adhésifs testés dans les expérimentations.

Il semble toutefois prudent de conseiller une finition des préparations avec des instruments à grains fins lorsque l'on emploiera un SAM.

	Avantages	Inconvénients
Adhésif M&R (mordantage et rinçage)	<ul style="list-style-type: none">• très bonne adhésion à l'émail• recul clinique important	<ul style="list-style-type: none">• adhésion à la dentine délicate et donc technique dépendante• plus de manipulation
Adhésif SAM (système automordant)	<ul style="list-style-type: none">• protocole simplifié• adhésion à la dentine très efficace• sensibilités postopératoires faibles	<ul style="list-style-type: none">• acide faible et donc adhésion à l'émail moins efficace

Fig.18. Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs (GUASTALLA ; 2009).

1.3.3.2 La compatibilité du système adhésif avec le polymère de collage (RAUX ; 2007)

Certains systèmes adhésifs s'avèrent incompatibles avec les colles ou composites auto-polymérisables, ou avec certains matériaux « dual » quand le manque ou l'absence d'énergie lumineuse ne permet pas leur activation photonique (SANARES ; 2001).

Il en résulte une zone de faible cohésion, non polymérisée, à l'interphase adhésif-composite chimio-activable, qui est la cause de problèmes cliniques : décollement de reconstitutions corono-radiculaires, de facettes et d'inlays.

Cette incompatibilité est principalement due à la présence d'un taux élevé de monomères hydrophiles polaires et acides dans certains systèmes M&R II et dans la plupart des systèmes SAM I. En effet le fait que ces adhésifs soient suffisamment hydrophiles pour laisser diffuser l'eau contenue dans les tissus dentaires sur toute son épaisseur pose un problème. L'eau aura tendance à se concentrer à l'interface adhésif-composite ; sachant que le composite est de nature hydrophobe, celui-ci sera une barrière à la diffusion de l'eau. Il se forme donc des cloques d'eau entre l'adhésif et le composite affaiblissant, à relativement court terme, le joint collé (TAY ; 2004).

Alors que les systèmes M&R III et SAM II, qui impliquent l'application d'une couche de résine intermédiaire hydrophobe et peu perméable présentent généralement une meilleure compatibilité entre les deux matériaux (CHEONG ; 2003).

Rappelons que ce problème ne survient que lorsque l'on indique un collage avec un matériau auto polymérisable ou avec un matériau dual quand sa prise par la lumière n'est pas possible, ceci ne concerne pas les facettes céramiques possédant une épaisseur inférieure à 1 mm (cf. chap. 4.2.6.3).

1.3.3.3 Les considérations pratiques

Sans l'utilisation d'une digue, la séquence du rinçage après mordantage peut représenter une étape à risque, avec l'apparition de brûlures chimiques des tissus buccaux au contact de l'agent de mordantage ainsi qu'un saignement possible du parodonte marginal inflammatoire suite à la préparation des facettes jouxtant la gencive marginale.

La suppression du rinçage chez les SAMs limite le risque de contamination par le sang ou le fluide gingival.

Outre le gain de temps, les systèmes auto-mordants permettent de réduire très sensiblement le risque de sensibilité post-opératoire en n'éliminant pas les bouchons de la boue dentinaire, mais en les imprégnant.

1.3.3.4 La qualité et la durabilité de l'interface dentine-adhésif

La formation d'un joint réellement étanche au contact de la dentine reste actuellement un problème à résoudre.

Cela tient en premier lieu à la complexité des substrats que l'on rencontre en clinique. L'interphase dentine-adhésif apparaît souvent imparfaite. La zone de dentine déminéralisée peut n'être que partiellement infiltrée par les monomères. Ce différentiel entre l'épaisseur de tissu déminéralisé et l'épaisseur de l'infiltration génère des défauts à la base de la couche hybride, source de nano-fuites (nano-leakage).

C'est la raison pour laquelle il est conseillé de limiter le temps de mordantage de la dentine à 15 secondes pour les systèmes M&R.

Même si la pénétration de l'adhésif peut apparaître, dans certains cas, matériellement complète, la qualité de l'hybridation n'est pas nécessairement bonne. En effet, le réseau de collagène joue le rôle de filtre sélectif conduisant à des séparations de phases de l'adhésif.

Les monomères à poids moléculaire élevé et à caractère hydrophobe ne pénètrent que superficiellement la matrice protéique.

À l'inverse, les monomères hydrophiles à bas poids moléculaire (type HEMA) constituent l'essentiel de la zone d'infiltration profonde. L'imprégnation du collagène à ce niveau est faite par une résine de mauvaise qualité, peu polymérisée et susceptible de s'hydrolyser dans le temps. Le collagène qui n'est plus protégé par une gaine de résine peut, à son tour, être le siège de dégradation par l'action protéolytique d'enzymes d'origine bactérienne, salivaire, voire endogène. La dégradation du réseau protéique peut être due à l'action des métalloprotéases matricielles endogènes, c'est-à-dire d'enzymes originellement présentes dans la dentine. Une étude a mis en évidence la dégradation quasi complète à court terme des composants de la zone profonde de la couche hybride (HASHIMOTO ; 2000).

Ces constatations permettent de mieux prendre conscience de l'importance de la qualité du joint collé à l'émail périphérique, qui peut assurer une protection temporelle de l'interface adhésif-dentine (DE MUNCK ; 2003).

La sensibilité à la manipulation des adhésifs complique encore l'accomplissement d'un joint dentine-adhésif de qualité car une petite erreur dans le protocole de mise en œuvre peut compromettre la valeur de l'adhésion.

Les systèmes simplifiés ne s'avèrent pas plus tolérants que les adhésifs du type M&R III, bien au contraire.

De plus, il semblerait que les systèmes simplifiés semblent restreindre l'efficacité du collage à long terme par rapport au système avec mordantage et rinçage préalable (VAN DIJKEN ; 2004).

1.3.3.5 Le choix raisonné des systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R) dans le cadre du collage des facettes en céramique

Les systèmes M&R III demeurent aujourd'hui les plus performants et les moins sensibles à la technique de mise en œuvre. Le traitement préalable à l'acide phosphorique reste le plus efficace pour obtenir un collage optimal à l'émail (PEUMANS ; 2005).

Cependant cette performance ne peut être obtenue qu'au prix d'une mise en œuvre rigoureuse.

Ce qu'il faut retenir :

- **Il existe de nombreux systèmes adhésifs amélo-dentaires avec des protocoles de mise en œuvre variables (MR III, MR II, SAM II, SAM I).**
- **L'attaque acide augmente l'énergie superficielle de surface et la rugosité.**
- **La structure et la composition de l'émail permettent l'obtention d'une adhérence élevée, fiable et pérenne suite à un mordantage.**
- **Les valeurs d'adhérence sur la dentine sont peu élevées par rapport à celles obtenues sur l'émail: composition et structure complexe, gestion de l'humidité, gestion de la boue dentinaire...**
- **Sur l'émail, les systèmes adhésifs avec mordantage préalable (MR) obtiennent des valeurs d'adhérence nettement supérieure que les systèmes adhésifs auto-mordantants (SAM).**
- **Les systèmes MR III restent à ce jour les plus performants, les moins sensibles à la technique de mise en œuvre et les plus fiables à long terme.**

2 LES POLYMÈRES DE COLLAGE

2.1 Les différents types de polymères de collage

2.1.1 Définitions (CHERON ; 2007)

Les colles sont des polymères organiques constitués d'une matrice d'esters méthacryliques à laquelle est incorporée ou non des charges minérales.

Seules les colles Superbond® (Sun Medical) et MBond® (Tokuyama) ne sont pas chargées. Toutes les colles possèdent un mode de durcissement qui se fait par polymérisation.

La polymérisation leur confère une grande cohésion (ténacité) qui leur permet de résister à de fortes contraintes.

Selon leur nature chimique et selon le fait qu'elles soient chargées ou non, elles auront un comportement spécifique. Elles pourront être rigides, assurant ainsi, par exemple une bonne portance des incrustations en composite ou en céramique. Elles pourront être, à l'inverse, élastiques ou visco-élastiques, comme le Superbond®, offrant au matériau une très bonne capacité de relaxation des contraintes aux interfaces.

Ces colles peuvent présenter trois types de polymérisation :

- une photopolymérisation pure (la colle est alors mono-composant),
- une polymérisation chimique pure,
- une polymérisation dual (une double réaction : chimique et photonique).

La polymérisation chimique implique le mélange de deux composants (une base et un catalyseur) pour être amorcée. Dès le malaxage, les temps de travail et de prise sont fixés par la nature de la réaction et ne sont donc plus sous la dépendance du praticien. À l'inverse, le praticien peut contrôler totalement le temps de mise en œuvre d'une colle photopolymérisable. L'indication d'une colle purement photopolymérisable est extrêmement réduite par la limite de diffusion de la lumière au travers des restaurations.

Notons que la plupart des facettes céramiques autorisent la photopolymérisation du composite de collage (cf.chap : 4.2.6.3). L'avantage des colles duales est d'assurer une bonne qualité de prise sur toutes les surfaces du joint et de permettre au praticien de contrôler le temps de prise à défaut du temps de travail.

La classification des colles pourra se faire sur leur mode d'adhésion, qui sera soit propre, soit nécessitant la mise en place préalable d'un agent de liaison (fig.19).

Les trois sous-classes de colles sont :

- les colles sans potentiel adhésif : résines composites de collage nécessitant l'application d'un agent de liaison.
- les colles possédant un potentiel adhésif : résines composites contenant un monomère réactif
- les colles auto-adhésives : résines composites de collage auto-adhésives.

Les colles - Réaction de prise : polymérisation		
Sans propriété adhésive <i>Duales: requièrent des traitements de surface et l'emploi d'agents de couplage</i>		Duales Variolink (Vivadent) Calibra (Dentsply) Choice (Bisico) RelyX ARC (3M/ESPE) Nexus (Kerr-Hawe) ParaCem (Coltène) Multilink (Vivadent) Dentocem (Itena-GACD)
Avec propriétés adhésives <i>Possèdent des monomères fonctionnels mais requièrent des traitements de surface</i>		Duales Chemo Panavia F2 (Kuraray) Superbond (Sun Med) M Bond (Tokuyama)
Auto-adhésives <i>Ne requièrent aucun traitement préalable</i>		Duales Rely X Unicem (3 M ESPE) Maxcem (Kerr-Hawe) Multilink Sprint (Vivadent) BisCem (Bisico)
La liste des produits cités n'est pas exhaustive		

Fig.19. Classification des colles.

(CHERON ; 2007).

2.1.2 Les colles sans potentiel adhésif (associées à un système adhésif) (CHERON ; 2007)

La très grande majorité des colles sur le marché ne possède pas de caractère adhésif direct au tissu dentaire.

Leur nature est celle d'un composite diméthacrylate , microchargé ou microhybride. Elles se déclinent suivant une large gamme de teintes et de viscosités et sont radio-opaques. L'adhésion est obtenue comme pour les composites de restauration par l'utilisation d'un système adhésifs amélo-dentinaire présent dans un coffret.

Parmi les plus utilisées, on peut citer le variolink II® (Ivoclar Vivadent), Rely X Arc® (3M Espe), Calibra® (Dentspy), Nexus® (KerrHawe) ou Vita Luting Set® (Vita) (fig.18).

Face à la complexité de mise en œuvre et à la sensibilité à l'humidité buccale, ces colles performantes requièrent l'utilisation d'un champ opératoire totalement sec (ce qui signifie une utilisation systématique de la digue).



Fig.20. Coffret de composite de collage :

*à gauche : Rely X Arc® (3M Espe) {1},
à droite : Vita Luting Set® (Vita) {2}.*

2.1.3 Les colles possédant un potentiel adhésif (contenant un monomère réactif) (AZEVEDO ; 2005) (CHERON ; 2007)

Ce sont des résines intrinsèquement adhésives grâce aux groupements réactifs qu'elles contiennent ; tels que :

- les monomères à fonction carboxylique 4-META ou 4-méthacryloxyéthyltrimellitate anhydride (Super-Bond® (Sun Medical), Chemic II® (Sun Medical)) et MAC-10 (M-Bond® (Tokuyama), Bistite II DC® (Tokuyama))
- ou le monomère à fonction phosphatique MDP ou méthacryloxydécaéthyl hydroxyphosphate (Panavia 21® ou F2.0® (Kuraray)) (fig.21) (fig.22).

La déminéralisation peut être obtenue par un mordantage suivi d'un rinçage et/ou par l'action des monomères acides contenus dans la colle.

Elles peuvent également se distinguer par la présence ou l'absence de charges et leur mode de polymérisation chimique ou dual (le Super Bond® et le M Bond® sont non chargés et chétopolymérisants).

L'indication de ces colles par rapport à celles sans potentiel adhésif varie en fonction du type de l'intrados prothétique ; c'est-à-dire en fonction du choix de la céramique. En effet, les groupements fonctionnels du MDP du Panavia® s'avèrent particulièrement efficaces sur l'alumine et la zircone.

Ces familles de polymères nécessitent malgré tout un conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques.

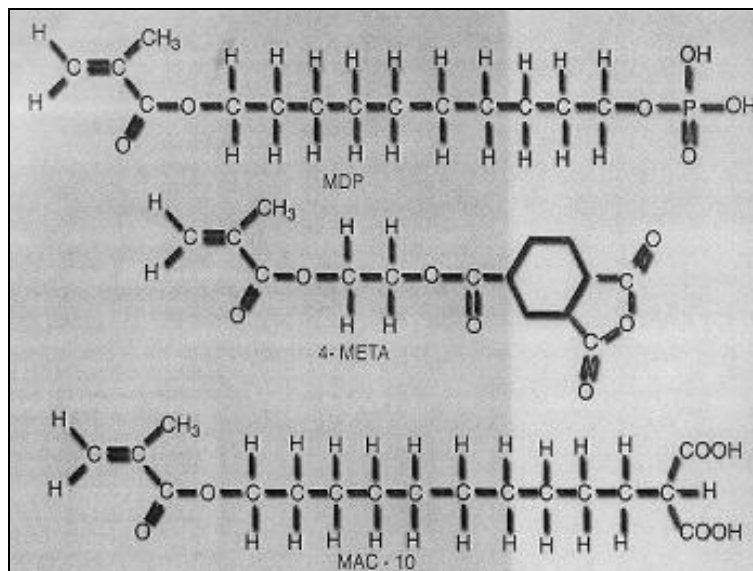


Fig.21. Schéma des formules chimiques des monomères réactifs contenus dans les colles de la deuxième famille (AZEVEDO ; 2005).



Fig.22. Coffret de colle possédant un potentiel adhésif :

En haut à gauche : Panavia F 2.0® (kuraray) {4},

En haut à droite : Superbond® (Sun medical),

En bas : Chemiacle II® (Sun medical) {3}.

2.1.4 Les colles auto-adhésives

Elles sont équivalentes dans leur mode de fonctionnement aux adhésifs en une seule étape et ne nécessitent donc aucun traitement de surface préalable (RelyX-Unicem® (3M Espe), MaxCEM® (Kerr), Clearfil SA Cement® (Kuraray), Smart Cem2® (Dentspy) ou Multilink Sprint® (Ivoclar Vivadent)) (fig.23).

Chimiquement, ce sont des colles diméthacrylates chargées, elles contiennent tous les éléments nécessaires à l'adhésion en un seul matériau. L'absence d'eau dans leur formulation les distingue des CVI-MAR.

Leur pouvoir auto-mordant, leur viscosité, leur taux de charge plus élevé ainsi que leur simplicité d'utilisation en font leur spécificité.

Leur prise se fait initialement par polymérisation, ce qui fait bien d'elles des colles, même si une réaction acido-basique secondaire en présence d'humidité peut contribuer au durcissement final pour certaines d'entre elles. L'adhésion de ces colles aux tissus dentaires peut être qualifiée d'intermédiaire à celles des colles duales classiques et des CVI-MAR.

Toutefois il est conseillé, pour augmenter l'adhésion, de mordancer la surface amélaire, avant le collage, avec de l'acide orthophosphorique à 37% (DE MUNCK ; 2004).

Ces colles sont appliquées sans conditionnement ni traitement des surfaces dentaires et prothétiques mais elles possèdent une moins bonne résistance mécanique que les colles sans potentiels adhésifs ; cela contre indique leur utilisation pour coller des facettes en céramique car le joint subit de trop fortes sollicitations dans cette situation.



Fig.21 Colles auto-adhésives :

*En haut, Clearfil SA Cement® (Kuraray) {4},
Au milieu, Maxcem Elite® (Kerr) {5},
En bas, SmartCem 2® (Dentspy) {6}.*

2.2 Les buts de l'assemblage (AZEVEDO ; 2005) (GERDOLLE ; 2003)

2.2.1 La rétention

La résistance de l'assemblage s'avère fiable lorsque l'ensemble des forces de liaison est supérieur aux contraintes subies par celui-ci dans le milieu buccal. Idéalement, la tenue du joint collé implique une bonne adhésion du matériau d'assemblage, tant au niveau des tissus dentaires minéralisés qu'au niveau de la pièce prothétique, ainsi que des performances lui permettant de résister aux contraintes d'ordre mécanique, physique et chimique.

Du point de vue mécanique, l'occlusion transmet des forces plus répétitives qu'intenses. Ainsi, le risque est d'avantage celui d'une fracture par fatigue que d'une rupture brutale.

Du point de vue physique, on retrouve des sollicitations liées, d'une part au différentiel de coefficient de dilatation thermique entre le matériau et les tissus minéralisés, et d'autre part à la propagation de fractures au niveau des défauts du joint du fait d'une pression osmotique dans cette zone.

Du point de vue chimique, la salive constitue un environnement agressif. La stabilité chimique des matériaux sera dépendante en particulier des propriétés d'absorption et de solubilité en milieux aqueux.

2.2.2 L'étanchéité

Le joint dento-prothétique est soumis dans la cavité buccale, à une multitude d'agressions (salivaires, bactériennes, thermiques, variations de pH) pouvant entraîner dans le temps sa détérioration et l'apparition d'un processus de percolation. Les polymères de collage semblent mieux résister à cette dégradation que les ciments au phosphate de zinc ou les ciments verres ionomères (PIWOVARCZYK ; 2004).

La percolation bactérienne à l'interface dépend donc de l'intimité de liaison entre le matériau et son substrat et de sa résistance à la solubilisation. Le développement de micro-organismes dans la zone du joint peut s'accompagner de caries secondaires et d'une inflammation pulpaire.

Il est admis que l'étanchéité du joint dento-prothétique est meilleure avec une colle qu'avec un ciment traditionnel (MASH ; 1991).

2.2.3 Le caractère visco-élastique

Les colles possèdent des caractéristiques structurales qui leur confèrent une capacité de déformation pseudo-réversible, ce qui leur permet, dans une certaine mesure, de répartir les contraintes reçues sur l'ensemble de l'assemblage grâce à leur comportement viscoélastique (DAVIDSON ; 1984). La capacité de déformation du joint de colle va contribuer à dissiper les contraintes d'origine thermique (coefficient de dilatation thermique), physique (retrait de polymérisation) et mécanique (contraintes liées à la fonction).

2.3 Le cahier des charges « idéal » pour le collage de facette en céramique

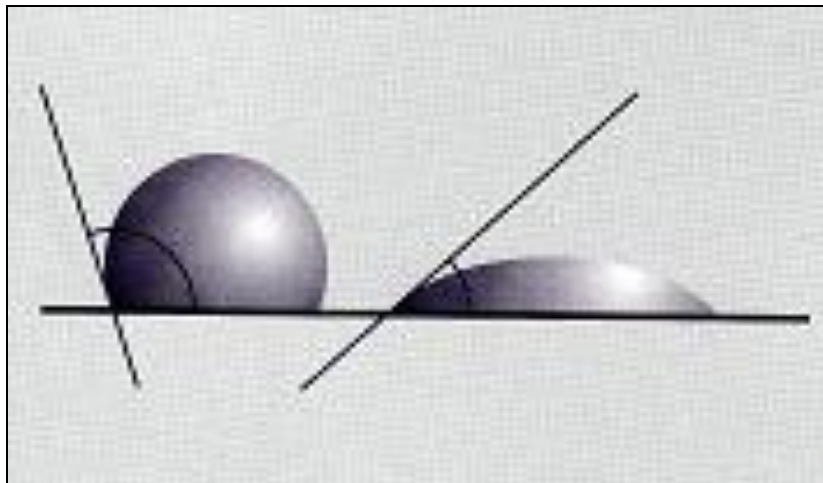
2.3.1 La biocompatibilité

À l'heure actuelle, la recherche d'une bioactivité complète la biocompatibilité de ces matériaux ; c'est-à-dire la capacité à arrêter la prolifération bactérienne en introduisant dans leurs formules des agents anti-bactériens possédant une action rémanente (GEURTSEN ; 1998).

2.3.2 La mouillabilité

L'adhésion apparaît idéalement comme indissociable de l'obtention d'une interface rétentric et étanche. Comme vue précédemment, l'adhésion est assurée par l'imbrication micro-mécanique des structures en contact par le biais de liaisons faibles de type hydrogène.

Cet ancrage dépend des propriétés de mouillage du système adhésif utilisé : la condition d'un bon mouillage étant que l'énergie de surface du substrat soit supérieure à la tension superficielle de l'adhésif ; d'où l'importance de l'activation des surfaces des préparations et de l'intrados prothétique (VAN MEERBEEK ; 1998) (fig.24).



*Fig.24. Angles de contact de liquide mordant (contact faible, à droite) et non mouillant (angle de contact important, à gauche)
(GÜREL ; 2005).*

2.3.3 La viscosité du matériau/confort d'utilisation (GERDOLLE ; 2003)

La viscosité d'un matériau n'est pas seulement dépendante du taux de charges (généralement exprimé en pourcentage de masse), mais aussi de la taille, du type et de la géométrie des particules de charge. Il est impossible, à la lecture du pourcentage en masse de charges (seul renseignement fourni par les fabricants) de distinguer *a priori* la viscosité différentielle des produits : à ce titre l'essai clinique reste un test souverain.

En matière de collage, la viscosité influe sur la balance qu'il existe entre le confort d'utilisation se traduisant par la facilité de l'élimination des excès et l'obtention d'un joint de faible épaisseur. L'élimination des excès, qui reste plus facile avec les viscosités les plus fortes, peut s'avérer dommageable à la qualité du joint dès lors que celui-ci dépasse 100 µm, un fossé étant alors créé au niveau de la ligne de finition.

Les matériaux de viscosité importante (visqueux) apportent un confort d'utilisation, en particulier au niveau de la gestion des débords de matériaux mais une difficulté pour l'obtention d'une parfaite mise en place de la restauration adhésive en céramique. Pour ceux contenant plus de 76% de charge en masse (par exemple Variolink Ultra®, Ivoclar Vivadent), l'utilisation d'une technique d'insertion ultrasonore reste indispensable pour satisfaire aux spécifications de la norme ISO 4049 en matière de finesse de joint (<50µm) (KRAMER ; 2000).

L'utilisation de matériaux de viscosité plus faible (fluides) autorise une insertion « manuelle » aisée pour une épaisseur de joint équivalente ou inférieure. L'élimination plus délicate des excès sera alors grandement facilitée par le caractère radio-opaque du matériau (par exemple Variolink II®, Ivoclar Vivadent), ce qui est le cas notamment des matériaux incluant des sels de baryum et d'ytterbium dans leur formule.

Des matériaux changeant de teinte après polymérisation complète sont à l'étude depuis plusieurs années pour favoriser la précision des gestes de finition. Notons tout de même que dans le cas du collage des facettes en céramique, les qualités optiques des matériaux d'assemblage peuvent avoir une influence non négligeable sur le résultat esthétique final.

2.3.4 L'épaisseur du joint de collage (GERDOLLE ; 2003)

Une épaisseur minimale du joint de collage (100µm environ) doit rester une priorité absolue dans l'esprit de l'opérateur.

Des études montrent que plus l'épaisseur des joints de collage est importante plus les restaurations présentent des défauts de continuité marginale (érosion en fossé, ditching) et plus ceux-ci sont marqués (KRAMER ; 2000). Des études *in vitro* ont montré que la dégradation du joint était directement proportionnelle à son épaisseur au-delà du différentiel de résistance à l'abrasion des produits plus ou moins chargés ; en effet plus les matériaux de collage sont chargés plus ceux-ci sont résistants (KAWAI ; 1994).

De plus dans ces situations et contrairement à une idée reçue, les matériaux de viscosité supérieure ne sont pas plus pérennes (KAWAI ; 1994).

Notons encore que plus le volume du matériau de collage est important, plus le retrait de polymérisation sera dommageable à l'étanchéité marginale (KRAMER ; 2000).

2.3.5 Les qualités optiques

La translucidité, la valeur chromatique et l'indice de réfraction du matériau de collage restent les trois propriétés optiques qui influencent le rendu esthétique final de la restauration prothétique. Toute discontinuité visible entre la reconstitution prothétique et la préparation doit être perçue comme un échec thérapeutique (GERDOLLE ; 2003).

Certains produits (comme par exemple VariolinkII®, Ivoclar Vivadent) permettent d'ajuster la translucidité et la valeur chromatique selon le cas clinique ; l'indice de réfraction demeurant fixe pour un matériau donné.

La teinte du composite de collage peut avoir une influence sur le rendu esthétique final pour une épaisseur de céramique inférieure à 1 mm. Dans cette situation, la teinte du composite de collage est choisie en fonction de la céramique utilisée et du support dentaire (BARATH ; 2003).

Notons tout de même que la teinte du joint doit être stable dans le temps, ce qui n'est pas toujours le cas avec les colles dites duals pouvant contenir certains composants des systèmes d'amorçage de polymérisation (peroxydes, amines) se dégradant dans le temps en brunissant et pouvant entraîner un désagrément esthétique non négligeable.

2.3.6 La résistance mécanique et l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés

Il a été prouvé que les colles « auto-adhésives » possèdent une moins bonne résistance mécanique que les colles classiques ; pour cela l'emploi de ces produits sera contre-indiqué pour le collage des facettes en céramique car dans cette situation le joint dento-prothétique subit d'importantes sollicitations. De plus, ces matériaux ne connaissent pas encore de recul clinique suffisant (LÛHRS ; 2009) (fig.25) (fig.26).

Une étude de Blatz et coll. montre également que le Panavia 21® (colle possédant un potentiel adhésif) présente une résistance significativement moindre que le Variolink II® (colle sans potentiel adhésif) à court et à long terme (BLATZ ; 2004).

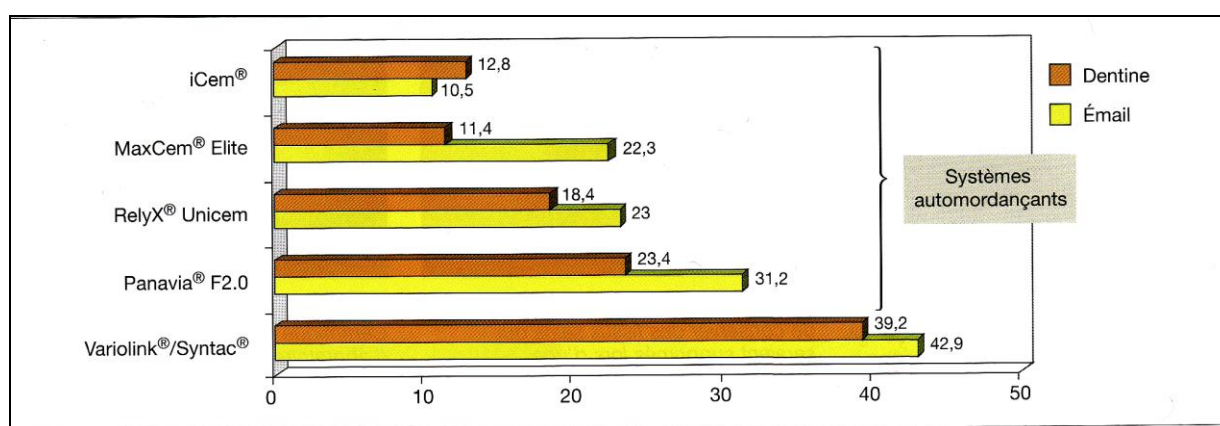


Fig.25. Valeur d'adhérence en MPa sur l'émail et la dentine d'une colle sans propriétés adhésives par rapport à différentes colles automordançantes (GUASTALLA ; 2009).

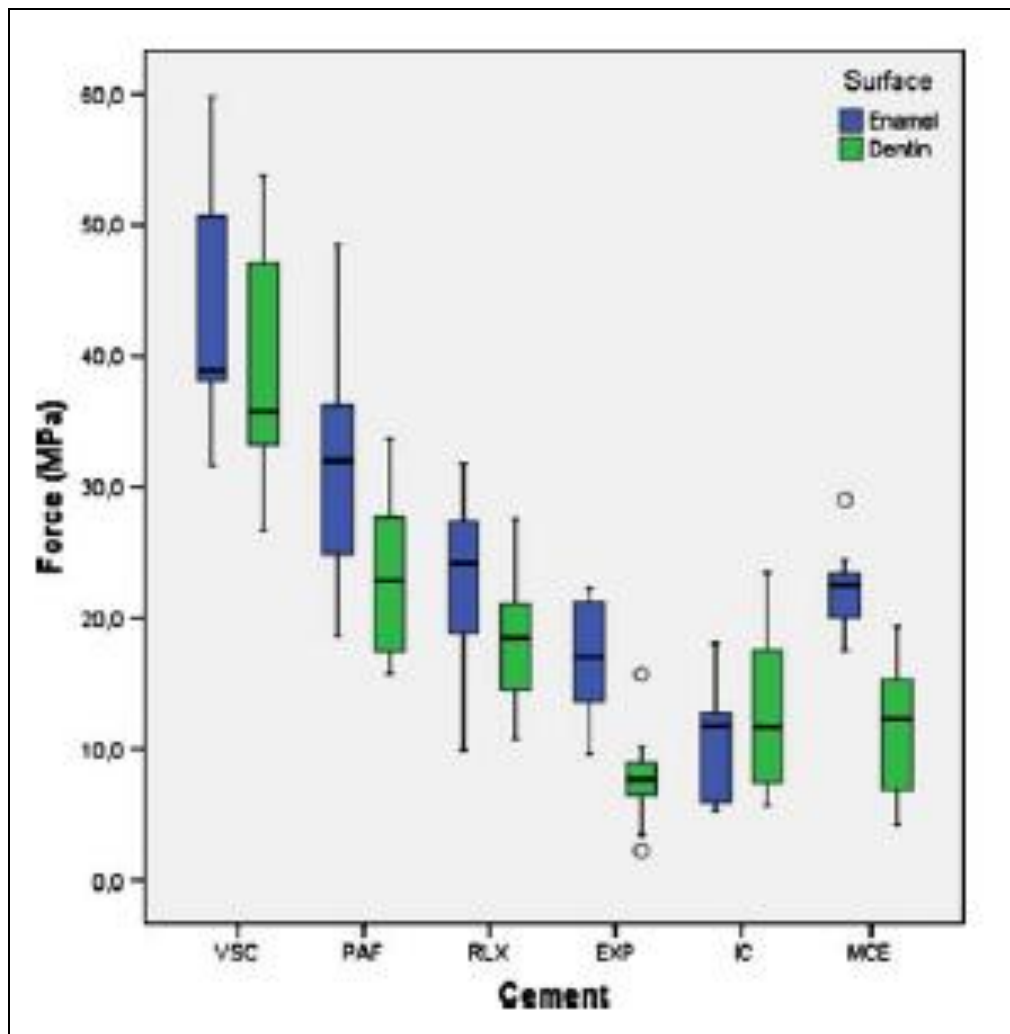


Fig.25. Tableau de la valeur d'adhérence de différents polymères de collage à l'émail et à la dentine.

(VSC : VariolinkII® /Syntac Classic®, PAF : Panavia F2.0®, RLX : Rely X Unicem®, MCE : Maxcem Elite®, EXP : V 35973, IC : ICem®)

(LÜHRS ; 2010).

Hikita et coll. ont évalué la force d'adhérence à l'émail et à la dentine, de différentes colles testées avec différents adhésifs. Les résultats de cette expérience montrent que les valeurs de collage sur l'émail les plus fortes sont obtenues par les composites de collage nécessitant l'emploi d'un système adhésif, d'autant plus si celui-ci est précédé d'un mordantage total. Les moins bonnes valeurs d'adhérence à l'émail sont réalisées par le RelyX Unicem®.

Les valeurs d'adhérences des différentes colles à la dentine sont plus homogènes (HIKITA ; 2007).

Tableau A : Tableau actualisé des coffrets de composite de collage des différentes sociétés commerciales classés selon leur composition

(En rouge, système adhésif amélo-dentinaire à prise dual)

(photo* : photopolymérisable en base seule)

(non* : non présent dans le coffret)

Composition du coffret Nom du coffret (Société commerciale)	Système adhésif amélo-dentinaire	Mode de polymérisation du composite de collage	Teinte (base)	Teinte (catalyseur)	Viscosité	Pâte try-in	Gel de mordançage céramique	Silane	glycérine
Variolink II® (Ivoclar Vivadent)	Excite F® (MR II) Excite DSC® (MR II)	Dual (ou photo*)	6	2	2	oui	non*	oui	oui
Variolink Veneer® (Ivoclar Vivadent)	Syntac® (MR III) Excite F® (MR II)	Photo	7		1	oui	non*	oui	oui
Bifix QM® (VO CO)	Futurabond DC® (SAM I)	Dual	3	1	1	oui	non*	oui	non*
Paracem Universal DC® (Coltene Whaledent)	Parabond® (SAM II)	Dual (ou photo*)	3	1	1	oui	non*	non*	non*
Vitique® (DMG)	non*	Dual (ou photo*)	8	1	2	oui	non*	non*	non*
Vita Luting Set® (Vita)	ART Bond Set® (MR III)	Dual (ou photo*)	1	1	1	non*	oui	oui	oui
Rely X veneer® (3MESPE)	Adper Single Bond Plus® (MR II)	photo	5		1	oui	non*	oui	non*
Rely X Arc® (3MESPE)	Adper Scotchbond 1 XT® (MR II)	dual	2	1	1	non*	non*	oui	non*
Calibra® (Dentspy)	Prime&Bond NTE® Prime&Bond NTE® (MR II)	dual (ou photo*)	5	1	2	oui	non*	oui	non*
Clearfil Esthetic Cement® (Kuraray)	Clearfil DC Bond® (SAM I)	dual	5	1	1	oui	non*	oui	non*
Choice 2® (Bisco)	All Bond 3® (MR III)	photo	3		1	oui	oui	oui	non*

Ce qu'il faut retenir :

- **Il existe de nombreuses colles sur le marché dentaire avec des protocoles de mise en œuvre variables (les colles sans potentiel adhésif, les colles avec un potentiel adhésif, les colles auto-adhésives).**
- **Les colles sans potentiel adhésif obtiennent les valeurs d'adhérence les plus élevées et sont les plus fiables dans le temps.**
- **Ces colles possèdent un large choix de couleur.**
- **Une viscosité basse (fluide) autorise une insertion manuelle aisée et précise de l'élément prothétique mais entraîne une élimination des excès plus complexe.**

2.4 La photopolymérisation

2.4.1 Généralités sur la photopolymérisation

Les objectifs cliniques de la photopolymérisation sont d'obtenir, en un court temps d'illumination, une conversion élevée et homogène du matériau associée à un faible retrait de polymérisation.

Le taux de conversion des résines composites est généralement proportionnel à la fois à la rétraction et à la rigidité du matériau.

Il en résulte donc un paradoxe : tout ce qui améliore le taux de conversion peut affecter négativement la préservation du joint marginal (DAVIDSON ; 1986). En effet, les contraintes secondaires à la rétraction de polymérisation peuvent entraîner des infiltrations à l'interface de collage ou une déformation du complexe composite/dent.

La source lumineuse influe donc sur le développement de cette rétraction.

Une lumière de haute intensité provoque une conversion plus rapide du matériau mais une rétraction plus importante.

Une lumière de faible intensité réduit le taux de polymérisation et les contraintes résiduelles de rétraction mais n'accomplit pas une polymérisation adéquate, à moins de prolonger l'exposition.

Le mode de polymérisation a une influence importante sur les valeurs d'adhésion de la colle via le taux de conversion ou degré de polymérisation.

Des études montrent que la photopolymérisation augmente de manière significative les valeurs de résistance mécanique et d'adhésion pour une même colle, par rapport à une colle uniquement chimopolymérisable.

Cliniquement, la photopolymérisation peut faciliter la mise en œuvre clinique, assurer une stabilité initiale de l'assemblage et peut en périphérie de la restauration permettre une protection précoce de la colle en place sous la prothèse.

2.4.2 Les limites de la photopolymérisation.

Les céramiques absorbent une quantité importante de la lumière émise par une lampe à photopolymériser.

Cette absorption de photons dépend de la structure et de la teinte du matériau et est une fonction exponentielle de son épaisseur.

Au-delà de 1 mm d'épaisseur, l'énergie lumineuse transmise est trop faible pour assurer, à elle seule, une bonne polymérisation ce qui contre-indique l'utilisation d'un matériau uniquement photopolymérisable (FLEITER ; 1990) (CADENARO ; 2005) (ARRAIS ; 2008) (fig.27).

Dans certaines situations, la polymérisation chimique reste donc indispensable du fait de cette absorption de photons. Celle-ci permet également une prise en masse et un taux de conversion constant (LU ; 2005). L'avantage des colles duales est d'assurer une bonne qualité de polymérisation sur toutes les surfaces du joint par une polymérisation instantanée sur les zones directement accessibles à la lumière et retardée de quelques secondes sur celles en profondeur (KAMADA ; 2001).

Toutefois, quand la situation clinique le permet, une colle photopolymérisable pure sera utilisée car celle-ci présente une stabilité colorimétrique plus élevée (cf. 2.3.5).

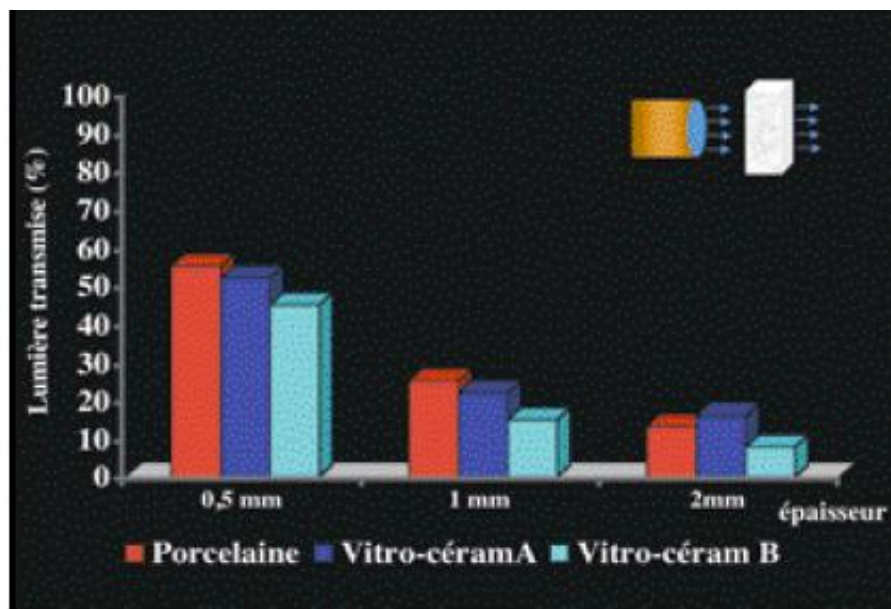


Fig.27. Histogramme illustrant l'absorption de l'énergie lumineuse émise par une lampe à photopolymériser par différentes épaisseurs de 3 céramiques et vitro-céramiques. L'absorbance est exprimée en pourcentage de réduction de l'énergie mesurée au travers des céramiques par rapport à l'énergie en sortie de fibre (d'après FLEITER ; 1990) (DEGRANGE ; 2007).

2.4.3 Les conséquences cliniques de la photopolymérisation selon l'intensité de la source lumineuse

La photopolymérisation induit un retrait de polymérisation qui fait subir des contraintes à la dent restaurée (DAVIDSON ; 1984).

Une initiation de l'illumination à faible intensité lumineuse contribue à diminuer le taux initial de prise en rendant la réaction plus progressive. Ce ralentissement de conversion initiale permet de mieux contrôler les contraintes dues aux retraits de prise (DAVIDSON-KABAN ; 1997) (DAVIDSON ; 2000). En effet, avec des intensités trop fortes, on augmente la dynamique de polymérisation en empêchant la relaxation de la matrice résineuse dans la phase avant gélification et on augmente la rétraction de prise, soit le stress à l'interface des deux phases du matériau composite (LAFON ; 2009).

Cette contraction de prise pourrait être à l'origine de fissures au sein des facettes de très faible épaisseur. L'utilisation d'une lampe à arc plasma ou à xénon est déconseillée dans ce type de traitement créant un retrait de polymérisation important et des contraintes préjudiciables au sein de la facette en céramique (USUMEZ ; 2004).

L'utilisation d'une lampe halogène ou LED à moyenne intensité sera indiquée à une puissance comprise entre 700mW/cm² et 900mW/cm², pendant plus de 60 secondes (APICELLA ; 2005). Notons que certaines lampes LED traditionnelles de première génération sont ciblées uniquement sur l'activation de la camphoroquinone et n'agissent pas sur certains photo-amorceurs présent dans les vernis de recouvrement qui évitent la formation de la couche inhibée sur la dernière couche de composite (par exemple le vernis Biscover®, Bisico) ou sur les teintes bleach des composites (LAFOND ; 2009).

2.4.4 La photopolymérisation du polymère de collage en clinique

L'initiation de l'illumination à partir de la face palatine ou linguale de la dent permet de diminuer le taux initial de prise.

Le temps d'exposition doit être au moins supérieur ou égal à 60s par face (durée largement supérieure à celle recommandée par les fabricants), tout en exerçant une légère pression digitale sur la restauration prothétique lors du collage par photopolymérisation.

Une courte illumination permet le retrait aisé des excès avant de poursuivre la photopolymérisation.

2.5 Le choix du polymère de collage selon la situation clinique

Les colles associées à un système adhésif offrent un rendu esthétique maximal, grâce à un choix de teintes important et la possibilité d'essayer ces teintes à l'aide de pâtes d'essayage à base de glycérine. L'accès aisé du secteur antérieur permet de respecter les différentes étapes de l'assemblage à l'abri de toute contamination salivaire, et d'enlever les excédants de colles (AZEVEDO ; 2005). De plus, cette catégorie de colle entraîne des valeurs d'adhérence maximales (fig.28).

Certaines colles avec un pouvoir adhésif propre (comme par exemple le Panavia F®, Kuraray) possèdent des groupement fonctionnels MDP dans leur composition qui se montrent efficaces sur l'alumine et la zircone.

Notons tout de même que ce travail démontre que l'emploi de facette en céramique alumineuse doit rester une indication exceptionnelle voir inexistante.

Indications Colles	Facette Cm, Co (A)	Inlay/Onlay Cm, Co (B)	Cour/Bridge Cm, Co (C)	Cour/Bridge Ccm, Me (D)	Inlay/Onlay Me (E)	A.C/B.C Me (F)	Tenon Me,Co,Qz (G)
Colles associées à un système adhésif (1)	+++	++	+	-	-	-	+
Colles contenant un monomère réactif (2)	+	+	+	++	++	+++	++
Colles auto- adhésives (3)	+	++	++	++	++	++	+++

Fig.28 Tableau récapitulatif des concordances colles/indications cliniques (AZEVEDO ; 2005).

Ce qu'il faut retenir :

- **Pour coller une facette, une photopolymérisation pure est employée quand la situation clinique le permet (facette fine de moins de 1mm d'épaisseur et peu opaque).**
- **L'initiation de la photopolymérisation à basse intensité assure un meilleur contrôle des contraintes du retrait de polymérisation. L'illumination commencera donc par un abord palatin ou lingual.**
- **L'emploi d'une lampe halogène ou d'une lampe L.E.D. à moyenne/haute intensité est indiqué.**

3. L'ADHÉSION AUX CÉRAMIQUES DENTAIRES

3.1 Les céramiques dentaires utilisées pour les facettes

3.1.1 La composition et la micro-structure (MAHIAT ; 1998)

3.1.1.1 La composition minérale

Les « céramiques vitreuses » possèdent comme composant principal un verre aluminosilicate alcalin. Ces autres composants sont le quartz, les feldspaths et les modificateurs de teinte.

Le quartz (SiO_2) est une des formes polymorphiques de la silice. On l'utilise sous forme de quartzite (grès à ciment siliceux) ou de sable de silice.

Le verre de silice est un corps transparent qui a l'aspect du verre, mais beaucoup plus résistant et dont le coefficient de dilatation thermique (C.D.T) est pratiquement nul. Il est obtenu par fusion du quartz et refroidissement du liquide visqueux qui en résulte. Son point de fusion est très élevé (1800°C). Il est utilisé comme structure réfractaire, et on le retrouve également sous forme cristalline en phases dispersées dans la matrice vitreuse pour élever la résistance à la rupture

Les feldspaths et feldspathoïdes se retrouvent dans la plupart des roches éruptives et métamorphiques (granite, porphyre). Sa plage de fusion est relativement basse (1100 à 1300°C), c'est pourquoi il est utilisée pour abaisser la température et faciliter la fusion des composants mélangés durant la cuisson pour aboutir à un matériau vitreux transparent. C'est le constituant principal (+/- 75%) des céramiques dentaires. Sa viscosité et sa transparence en font le composant idéal de la matrice vitreuse.

Les feldspathoïdes se différencient des feldspaths par leur teneur moins importante en silice telles que les leucites. Ce sont des composés cristallins formés qui contribuent à modifier le comportement dilatométrique de la céramique du fait de leur C.D.T. élevé.

3.1.1.2 La composition chimique

Les céramiques dentaires sont composées essentiellement d'oxydes et, en faible proportion, de fluorures. Elles se présentent sous l'aspect d'une phase vitreuse dans laquelle on retrouve des minéraux cristallins en suspension.

La silice (SiO_2) est le principal composant de la matrice vitreuse (50 à 60%). Elle est caractérisée par un point de fusion élevé et une excellente stabilité chimique. A haute température, sa viscosité est élevée, ce qui permet une bonne résistance à la dévitrification. Son comportement aux chocs thermiques est excellent du fait de son coefficient de dilatation thermique très faible ($5,4 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$). On la retrouve également sous forme cristalline dispersée dans la phase vitreuse dans le but d'améliorer la résistance à la rupture.

L'alumine (Al_2O_3) est un formateur de réseau, sa haute résistance mécanique assure à l'ensemble un renforcement mécanique évident. Elle élève également la température de ramollissement du verre ainsi que son indice de réfraction. Elle est utilisée en faible proportion dans la phase vitreuse (8 à 10%) car elle diminue la translucidité du verre, en plus forte proportion dans les céramiques alumineuses (10 à 20 %) et dans les céramiques opaques (40 %). Dotée d'une viscosité élevée, elle s'oppose également à la dévitrification.

Les alcalins : sodium (Na), potassium (K) et lithium (Li), et les alcalino-terreux : Barium (Ba), Calcium (Ca) et magnésium (Mg) sont utilisés comme modificateurs de réseau. Ils élargissent le réseau de verre tout en abaissant la température de fusion proportionnellement à l'augmentation de la teneur en ions alcalins, et augmentent le coefficient de dilatation thermique. Cette application est toutefois limitée car au-delà de 22 %, ces verres deviennent chimiquement instables et lessivables à l'eau et présentent une plus grande aptitude à la dévitrification.

3.1.2 La microstructure des armatures céramiques (LABORDE ; 2004).

On peut classer les céramiques en trois classes selon leur structure :

- Celles dont la microstructure est de type matrice vitreuse avec phase cristalline dispersée. La céramique de l'armature est de type feldspathique mais renforcée, soit par des cristaux de leucite (Empress®), soit par 60 % de cristaux de dissilicate de lithium (Empress 2®) (fig.29 : 3a).
- Celles dont la microstructure est de type matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée. Contrairement aux céramiques conventionnelles renforcées, les grains ou charges qui occupent la majeure partie du volume sont « soudés » entre eux afin de stopper la propagation de fissure dans la matrice (InCeram®) (fig.29 : 3b).
- Les céramiques polycristallines pures de haute densité, l'absence de phase vitreuse et leur structure polycristalline pure caractérisent la dernière évolution de matériau céramique d'armature (Procera® ainsi que les zircons) (fig.29 : 3c).

A chaque type de céramique d'armature correspond une céramique cosmétique de stratification possédant un Coefficient d'Expansion Thermique adapté (CET).

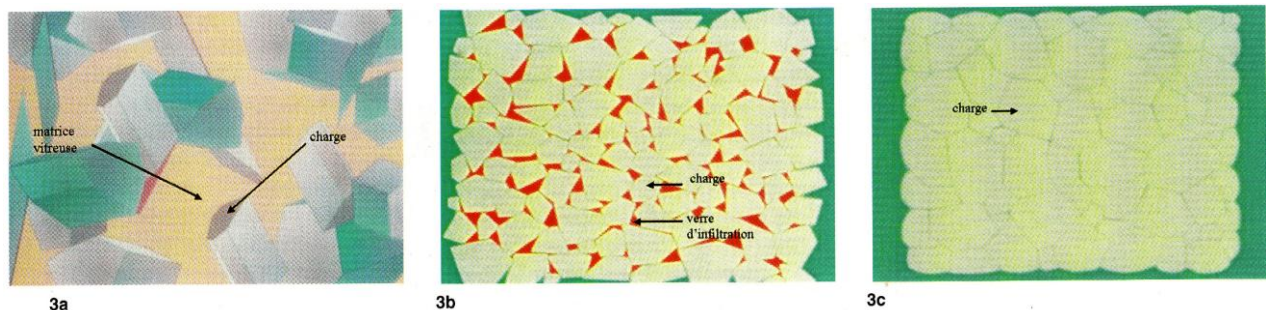


Fig.29 Schéma des types de microstructure des différentes céramiques :

3a. Microstructure schématisée de type matrice vitreuse avec phase cristalline dispersée, caractéristique d'une céramique feldspathique (ex : Empress2®).

3b. Microstructure schématisée de type matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée, caractéristique d'une céramique alumineuse (ex : In Ceram®).

3c. Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (sans phase vitreuse) d'une céramique alumineuse ou d'une zircone dopée à l'yttrium (LABORDE ; 2004).

3.1.3 La classification de Ferrari et Sadoun

Actuellement, on classe les céramiques dentaires en deux familles : « les céramiques vitreuses » et les « céramiques alumineuses » (fig.28).

Les céramiques vitreuses représentent des verres plus ou moins chargés en phases cristallines, elles regroupent les céramiques feldspathiques conventionnelles qui sont composées d'une phase vitreuse de silice et d'une phase cristalline dispersée de quartz. Ces céramiques feldspathiques peuvent être enrichies en cristaux (IPSdSign®, Optec®, Empress®, Empress2®) ; ce qui leur confère des qualités mécaniques et esthétiques accrues.

Les céramiques alumineuses comportent plus de 35% d'oxydes d'alumine qui augmentent les qualités mécaniques (In-Ceram®, Al-ceram®, Procera®). Depuis « les zircons » ont été exploitées en prothèse. La zircone frittée HIP (DC Zircon®, Digident®), ou la zircone préfrittée qui est plus facile à usiner (Lava®, Cercon®), a été proposée pour ses qualités mécaniques encore supérieures à l'alumine avec une mise en forme par CFAO. L'apparition de ces derniers procédés permet de réaliser des infrastructures à haute ténacité en alumine ou zircone qui sont secondairement recouvertes d'une céramique stratifiée cosmétique ; d'où le terme de « systèmes céramo-céramiques ».

La céramique hydrothermale basse fusion LFC dont l'origine est un réseau SiO_2 dans lequel ont été incorporés des ions hydroxyles comme modificateurs de réseau, ne contient pas de phase cristalline. Sa structure monophasée la caractérise comme un verre, elle ne contient donc pas de feldspath. On ne peut pas, de ce fait, la classer parmi les céramiques feldspathiques. Il faudrait lui accorder une classification particulière.

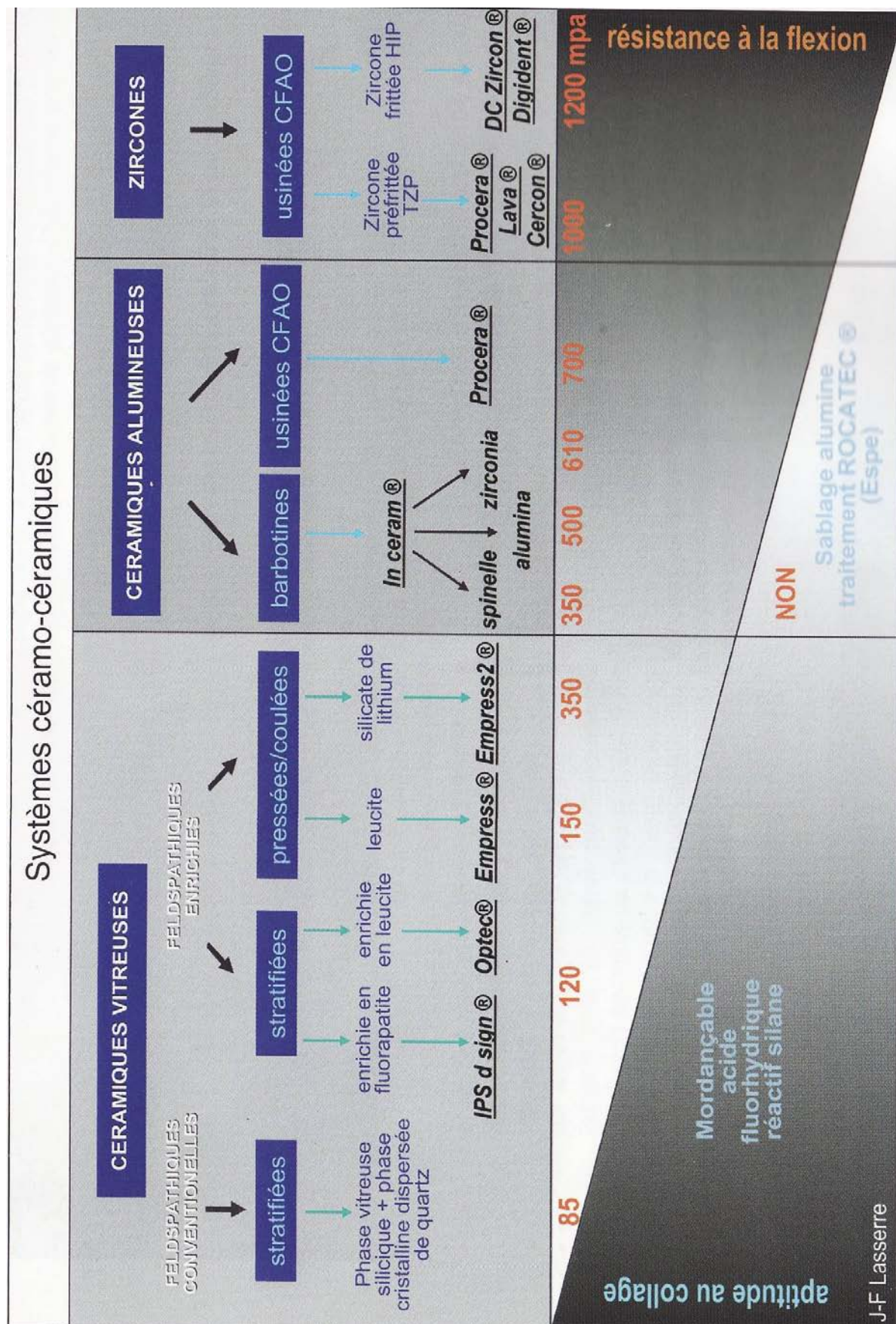


Fig.30 Systèmes céramo-céramiques : aptitude au collage et résistance à la flexion (LASSERRE ; 2005)

3.1.4 Les procédés de mise en forme (LASSERRE ; 2005)

La céramique peut être pressée (Empress2®), obtenue par trempage dans une émulsion céramique dans le procédé de « barbotine/ frittage/ infiltration » (In-Ceram®), ou usinée par fraisage (CFAO) de bloc de céramiques alumineuses ou de zircons (Procéra®, Lava®, Cercon®, DC zircon®, Digident®).

Comparées aux céramiques traditionnelles mises en œuvre par stratification, ces procédures de mise en forme donnent des matériaux d'une meilleure homogénéité avec un faible taux de défauts internes qui contribue à augmenter considérablement leurs qualités mécaniques (fig.32).

Pour la majorité des facettes en céramique, elles sont conçues par une technique de pressée.

La matière première employée est généralement une vitrocéramique renforcée à la leucite (Empress I®) ou au disilicate de lithium (Empress II®), qui se présente sous la forme de lingotins déjà frittés.

Comme pour les infrastructures métalliques, la pressée fait appel à la technique de la cire perdue : après avoir réalisé une maquette en cire de la future restauration puis l'avoir enrobée d'un revêtement à l'intérieur d'un cylindre pour pressée, on procède à l'ébouillantage afin d'éliminer la cire. Ensuite, on introduit le lingotin de céramique, préalablement ramolli, à l'intérieur de l'espace qu'occupait la cire, puis on effectue la pressée (four de pressée Empress®), à une température et une pression de respectivement 1180°C et 5 bars (fig.31).



Fig.31 Le four de pressée et le lingotin de céramique à l'intérieur du cylindre en revêtement réfractaire (HÄMMERL ; 2010).

TABLEAU I - DIFFÉRENTES CÉRAMIQUES ET LEURS PROCÉDÉS DE FABRICATION							
Fabrication	Type de Céramique						
	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃ modifiées	Al ₂ O ₃ Infiltrées par du verre	Al ₂ O ₃ renforcée par du verre	MgAl ₂ O ₄ Spinell par ZrO ₂	ZrO ₂ YTZP
Technique barbotine	X	----	----	X	X	X	----
Pressage	X	----	----	----	----	----	----
Usinage	X	X	X	X	X	----	X
Coulée	X	----	----	----	----	----	----

Fig.32 Tableau relatant les différents procédés de fabrication en fonction des types de céramique (ROULET ; 2000).

3.1.5 Les propriétés (MAHIAT ; 1998)

3.1.5.1 Mécaniques

Les céramiques dentaires, de par leur structure, sont des matériaux à rupture de type fragile.

Il ne peut s'y produire ni dislocation, ni glissement. Aucune déformation plastique n'est donc possible à une température inférieure à la transition vitreuse. Elles ne sont pas résistantes aux contraintes de flexion et de tension. Mises en compression, par contre, leur résistance mécanique est beaucoup plus élevée. La raison de ce phénomène est que, mises sous pression, les fissures en formations tendent à se refermer, alors que soumise à des contraintes de traction ou de cisaillement, elles s'agrandissent et se propagent. Toute fracture a pour origine une fissure et sa propagation, partant d'un défaut dans la céramique comme les porosités ou microfissures (défauts de griffith).

Donc la qualité de la surface de la céramique est primordiale, car sa résistance dépend des défauts qu'elles présentent, tout particulièrement sur sa couche externe, lieu de concentration des contraintes. D'où l'importance du glaçage qui favorise la fermeture des défauts superficiels et d'un bon polissage après retouches, si elles ont été nécessaires. Une céramique dépolie peut perdre jusqu'à 50% de sa résistance à la rupture

Les particules de cristaux d'alumine de 20 à 30 μm des céramiques alumineuses augmentent de façon significative la résistance mécanique de celles-ci.

Lors de leur fusion avec le verre, cette résistance est renforcée, grâce à un accord entre les C.D.T. des deux phases. Ce procédé reste limité car les cristaux d'alumine diminuent la transparence. Leur quantité ne peut dépasser 50 % dans la masse de noyau, 5 à 10% dans la masse dentine et 0 à 1% dans la masse d'émail ou transparent. Lorsque ces trois couches ont fusionné entre elles, elles offrent une résistance à la flexion deux fois supérieure à celle des céramiques feldspathiques conventionnelles. La résistance mécanique augmente avec la quantité d'interface verre-cristal. Ceci explique qu'une céramique composée d'une micro-structure avec une phase cristalline possède une résistance mécanique plus élevée.

Donc en fonction de leur constitution, la force à mettre en jeu pour les rompre est plus ou moins importante et la céramique est dite plus ou moins résistante. La résistance à la fracture définit la ténacité du matériau, elle correspond à la résistance à la propagation d'une fissure.

Expérimentalement, on a l'habitude d'évaluer deux caractéristiques de ces matériaux : la résistance à la flexion exprimée en Mpa et la résistance à la propagation d'une fissure, exprimée en $\text{Mpa}\cdot\text{m}^{1/2}$ (fig.38).

3.1.5.2 Physiques

Au niveau optique, la connaissance du niveau de translucidité du système permet de rechercher un effet masquant ou, au contraire, d'aller vers une translucidité extrême capable de véhiculer les rayons incidents jusque dans les tissus marginaux et ainsi d'éviter l'obscurcissement des tissus mous périodentaires que l'on retrouve avec les systèmes céramo-métalliques.

Le comportement optique des céramiques varie linéairement en fonction de leur épaisseur ; celles qui sont translucides restent plus sensibles à ce phénomène que les semi-translucides.

Le classement des céramiques (de la plus translucide à la moins translucide, en tenant compte de l'épaisseur) est le suivant : (HÄMMERLE, 2010) (fig.33) (fig.34).

- céramique cosmétique (ép : 0.5 mm),
- Empress I® (ép : 0.5mm),
- In-Ceram® Spinell (ép : 0.5 mm),
- Empress II® (ép : 0.5 mm),
- Empress I® (ép : 0.8 mm),
- Procera® (ép : 0.5mm),
- Empress II® (ép : 0.8mm),
- ZrO2 (ép : 1mm),
- In-Ceram® alumine (ép : 0.5mm),
- In-Ceram® zircone (ép0.5mm).

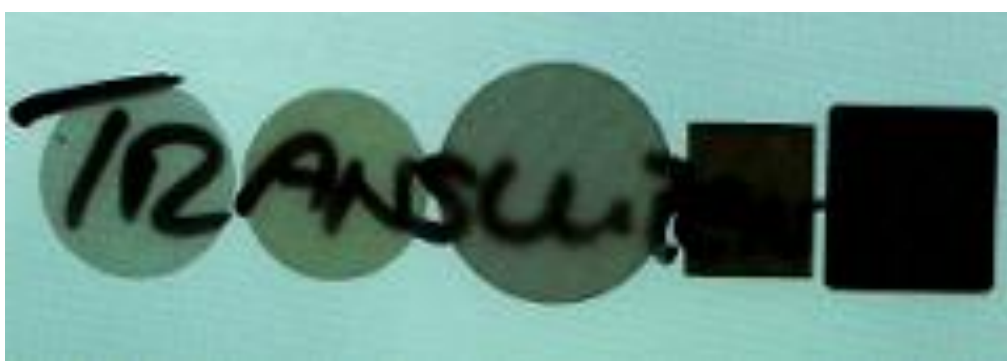


Fig.33 La translucidité de différents échantillons de céramique, tous de même épaisseur (0.5mm).

De gauche à droite : céramique cosmétique (dentine), Empress I®, Zirconie (ZrO₂), In-Ceram® alumina et In-Ceram® zirconia
(HÄMMERLE, 2010).

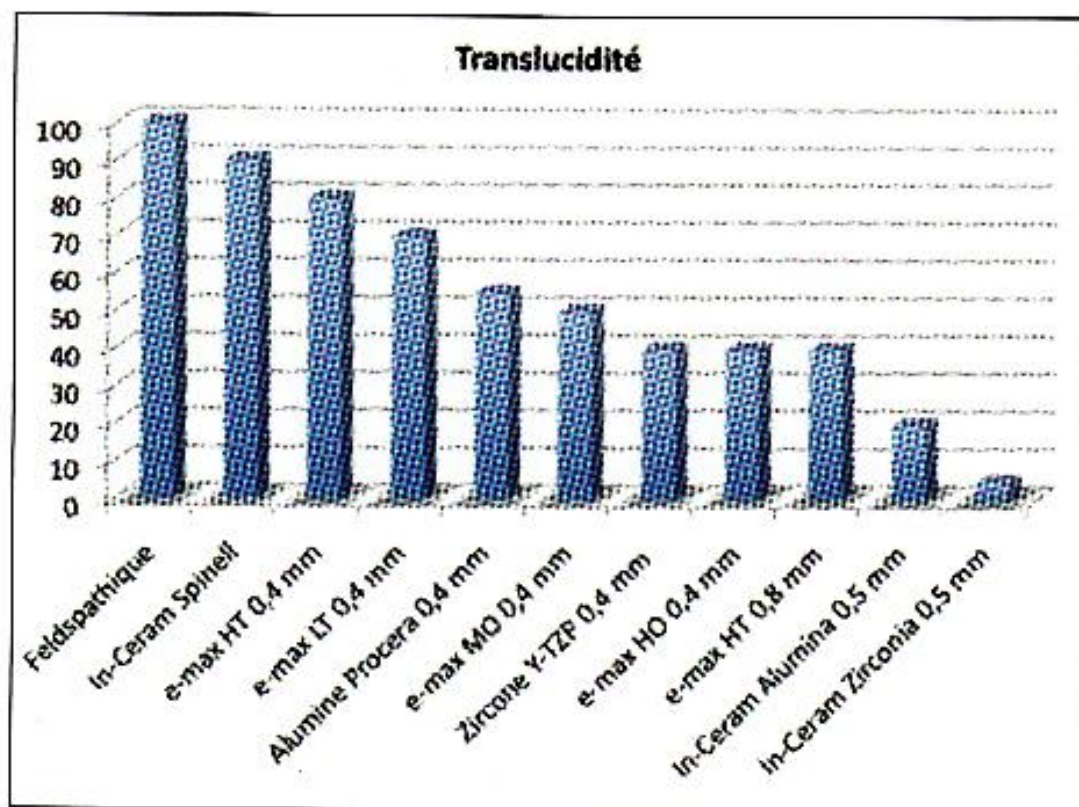


Fig.34 Translucidité des différentes céramiques en fonction de leurs constitutions et de leurs épaisseurs
(MARGOSSIAN ; 2010).

3.1.5.3 Chimiques

Les restaurations céramiques possèdent un effet de lixiviation, c'est-à-dire de l'extraction de parties solubles d'un corps au moyen d'un solvant.

Dans le milieu buccal, la salive représente le solvant. Ce lessivage de la céramique entraîne une diminution des qualités mécaniques du matériau, une détérioration de la surface qui lui donne un aspect rugueux et qui peut accentuer les défauts de Griffith. Cette altération de surface aboutie à une modification de ses qualités optiques.

3.1.5.4 Biologiques

Les céramiques utilisées en odontologie prothétique sont des matériaux bio-inertes (inertie chimique, électrique, thermique). Leur structure chimique leur confère une grande stabilité et donc une bonne biocompatibilité. Elles sont beaucoup plus stables que les métaux et les résines et ne présentent pas de dégradation par corrosion. L'inertie chimique de ces matériaux permet de minimiser les réactions de l'organisme. L'inertie thermique permet d'isoler le complexe pulpo-dentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température.

L'excellence des états de surface entraîne une faible adhésion de la plaque dentaire et donc une bonne tolérance parodontale.

L'adaptation marginale est précise ; l'évaluation *in vitro* sur des modèles positifs unitaires, est de 55 à 65 µm pour le système alumine haute densité Procéra® et de 40 à 70 µm pour certains procédés de céramique zircone à hautes performances mécaniques.

Les céramiques possèdent donc une excellente tolérance biologique, pulpaire et parodontale.

3.1.6 L'aptitude au collage

3.1.6.1 En fonction de la céramique utilisée

L'aptitude au collage d'une céramique diminue au fur et à mesure que sa matrice devient cristalline. Le terme de « céramiques cristallines » est une dénomination parfois donnée aux céramiques alumineuses et aux zircons dont la matrice est une agrégation cristalline par opposition à la matrice vitreuse amorphe d'une céramique traditionnelle (fig.35).

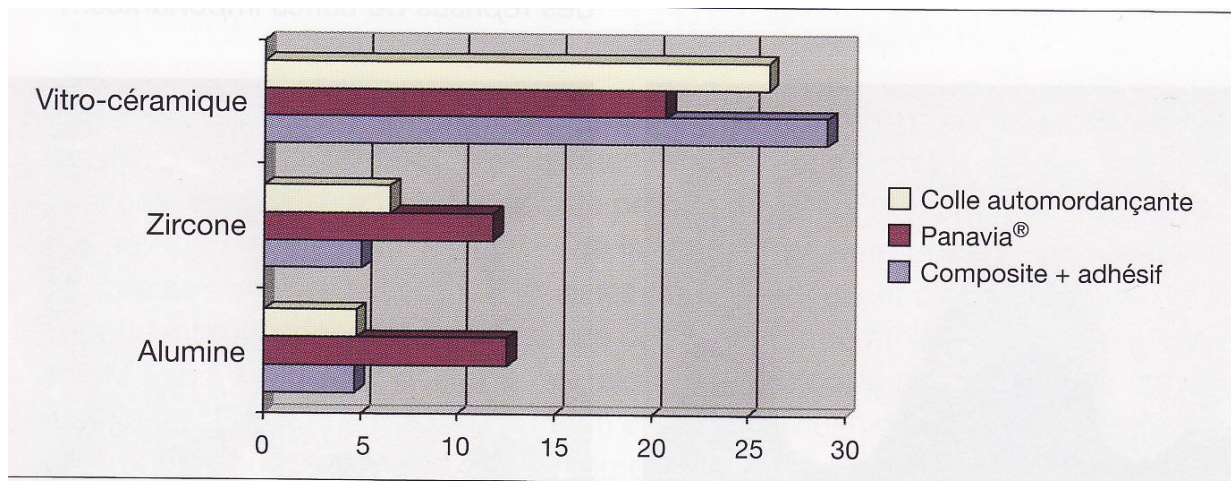


Fig.35 Synthèse des valeurs d'adhérence de différents systèmes céramiques en fonction du protocole adhésif. Les valeurs ne peuvent être comparées directement, les études utilisant différents matériels et méthodes. On retiendra les ordres de grandeurs (valeurs en MPa) (GUASTALLA ; 2009).

3.1.6.2 Les traitements de surface visant à améliorer l'aptitude au collage

3.1.6.2.1 L'acide fluorhydrique (LASSERRE ; 2005).

Le protocole de préparation au collage d'une surface de céramique vitreuse (céramique feldspathique) utilise un gel d'acide fluorhydrique qui attaque la matrice vitreuse puis un silane qui crée des ponts organo-minéraux avec l'adhésif et le composite de collage.

Sorensen et coll. ont montré que l'utilisation de l'acide fluorhydrique est indispensable. Celui-ci augmente significativement les forces de collage de la plupart des céramiques feldspathiques (SORENSEN ; 1991). Ce traitement de surface est très peu efficace avec l'In-Ceram® qui ne comporte que 5% de verre d'infiltration et reste totalement inefficace sur les chapes d'alumine pure ou les chapes de zircon.

3.1.6.2.2 Les traitements tribochimiques de surface

L'adhésion à l'alumine et à la zircone peut poser des problèmes car ni le traitement à l'acide fluorhydrique, ni les silanes ne sont efficaces sur ces substrats.

Donc lorsqu'un véritable collage est souhaité pour des restaurations avec ce type d'infrastructures comme le collage des facettes réalisé sur des coquilles Procera® (99.5% d'alumine) ou In-Ceram® ; deux procédés permettent de recouvrir une surface prothétique de verre de silice.

Le procédé Silicoater® (Pyrosil pen® sous son nom commercial) possède pour principe la projection de tétraéthoxysilane dans une flamme de propane. L'énergie thermique permet la formation de groupements SiOx-C à la surface de la céramique.

Le procédé Rocatec® de laboratoire ou Cojet® au fauteuil consiste à réaliser un sablage réactif avec des particules d'oxyde d'aluminium recouvertes de silice projetées sous une pression de 3 bar minimum. Ce traitement tribochimique suivi d'une application de silane augmente l'adhérence de 25 à 75% selon les auteurs (ÖZCAN ; 2003) (fig.36).

Ce traitement permettrait d'augmenter significativement l'adhérence immédiate, même si l'on observe une baisse des performances dans le temps (PIWOWARCZYK ; 2004). Cependant, sur un assemblage alumine-silice-silane-résine, il existe deux points faibles où la fracture peut intervenir : la liaison alumine-silice (on ne connaît pas le mode d'adhésion des particules de silice à la surface du matériau sablé) ou dans les différentes couches du silane, puisque certaines sont inutiles et peuvent même gêner le collage (HOOSHMAND ; 2004) (BALLANGER ; 2005).

De ce fait, les fabricants préconisent d'utiliser pour ces dernières un scellement au ciment verre ionomère modifié à la résine comme le Fuji plus®. Il peut être précédé d'un sablage de l'intrados à l'alumine.

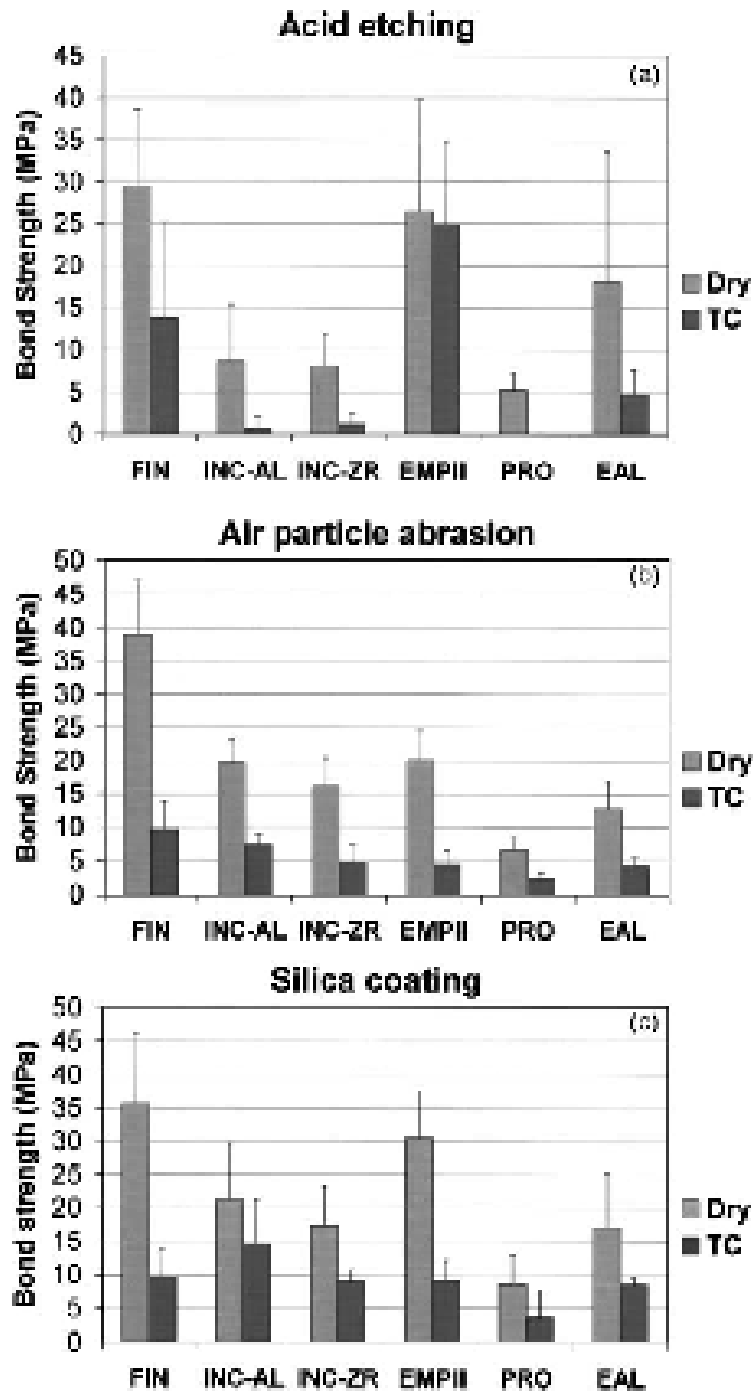


Fig.33 Effets de différents traitements de surface sur l'adhérence de différentes céramiques collées :

- a (mordançage à l'acide fluorhydrique) ;
- b (sablage par des particules d'alumine) ;
- c (procédé tribochimique : rocatec®).

Les échantillons sont testés dans deux situations : environnement sec (DRY) et suite à un thermocyclage (TC).

FIN : céramique renforcée en leucite,

INC-ZR : In ceram® zirconia,

EAL : céramique expérimentale (alumine à 99.7%)

INC-AL : In ceram® alumina,

EMPH : EmpressII®,

PRO : Procera®,

(ÖZCAN, 2003).

3.1.7 Les implications cliniques et les indications dans le cadre des facettes en céramique

3.1.7.1 Les céramiques vitreuses

Les systèmes translucides regroupent la totalité des céramiques vitreuses ainsi que l'In-Ceram® Spinell. Ces systèmes translucides ne permettent pas l'obtention d'un pouvoir masquant et sont donc contre indiqués sur un support dentaire possédant une dyschromie élevée ou sur un support métallique.

En effet, seule une épaisseur de 2mm d'Empress-1® ou de 1.5mm d'Empress-2® est capable d'avoir un pouvoir masquant suffisant ; si l'on y ajoute l'épaisseur de la céramique cosmétique, cela rend le système inutilisable. Au niveau d'épaisseur recommandée par le fabricant (0.8mm) pour une résistance mécanique suffisante, ce système laissera transparaître un substrat coloré.

Pour les facettes en céramique sur les dents antérieures pulpées, il est souvent difficile d'obtenir des épaisseurs de réduction suffisantes pour mettre en place un matériau d'armature et un matériau cosmétique, sans prendre le risque de créer un surcontour ou de rendre des restaurations monochromatiques par une présence trop marquée du matériau d'infrastructure. Le meilleur choix semble être la céramique feldspathique.

L'état de surface de la céramique joue un rôle important dans l'interprétation optique de l'observateur, la surface de la restauration doit s'inspirer grandement de l'état de surface controlatéral afin de simuler le mieux possible la réflexion lumineuse.

L'influence de la couleur de l'agent d'assemblage sur le résultat global varie, selon les estimations, de 10 à 15% sur les systèmes translucides (TOUATI ; 1993). Toutefois, sur une épaisseur de joint dento-prothétique minimale (60µm) celui-ci n'influence en rien le résultat optique obtenu.

L'utilisation de la céramique feldspathique sur matériau réfractaire offre les meilleurs résultats esthétiques. Cette technique est opératoire dépendant (mise en œuvre très complexe par le prothésiste dentaire) pouvant imiter parfaitement le comportement optique d'une dent et reste réservée à des prothésistes dentaires aguerris.

Les céramiques pressées aboutissent à de bons résultats esthétiques et leur mise en œuvre reste beaucoup plus aisée pour le laboratoire (fig.37).

Technique	Céramo-métal	Facettes feldspathiques	Empress2	In-Ceram® Spinnelle	In-Ceram® Alumina	In-Ceram® Zirconia	Procera®	Zircone préfritée TZPLava®	Zircone frittée HIP Digident®
Résistance mécanique	++++	--- collées ++	-	-	+	++	++	+++	+++
Biocompatibilité	-	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++	+++
Mimétisme	-	+++	+	++	++	+	++	+	+
Opacité	+++	---	-	-	+	++	+	±	±
Économie tissulaire	--	+++	--	--	--	--	--	--	--
Indications	C B>3	F	F C B3	C	F± C B3	C B>3	F± C B3	C B>3	C B>3

Fig.37 Tableau comparatif des qualités et indications des systèmes céramiques utilisables pour le secteur antérieur.

F = facettes.

(LASSERRE ; 2010)

Tableau II -					
Matériaux	Composition	Flexion MPa	Ténacité MPa / m2	Translucidité armature	Assemblage
Céramique feldspathique	Silice	90	1,6	+++	Mordancage Collage +++
Empress II® (98)	+ dissilicate de Lithium	350	1,6	+	Mordancage Collage +++
In-Ceram® Spinnell (93)	MgAL ₂ O ₃ + infiltration	350	2,2	+++	Scellement adhésif +/-
In-Ceram® Alumina (89)	AL ₂ O ₃ + Infiltration	500	4,5	-	Scellement adhésif +/-
In-Ceram® Zirconia (99)	AL ₂ O ₃ /ZrO ₂ + infiltration	700	6,2	--	Scellement adhésif +/-
Procera® Alumine (99)	AL ₂ O ₃ + infiltration	700	4,5	+/-	Scellement adhésif +/-
Y-TZP (00) HIP ou non	ZrO ₂ /Y ₂ O ₃ 3 mol %	1100	9,5	+	Scellement adhésif +/-

Fig.38 Tableau des propriétés des différents systèmes céramo-céramiques.
(MARGOSSIAN ; 2010).

3.1.7.2 les céramiques alumineuses

Elles doivent rester indiquées seulement lorsque le support dentaire présente une dyschromie importante ne pouvant pas être masquée par une céramique de type vitreuse afin de respecter le principe d'économie tissulaire. En effet, leurs propriétés physiques ne répondent pas au principe biomimétique et leur aptitude au collage est jugée insuffisante lorsque une facette en céramique est indiquée (MAGNE ; 2003) (fig.38).

Ce qu'il faut retenir :

- Les céramiques feldspathiques ou feldspathiques renforcées par des cristaux de leucite ou de dissilicate de lithium sont les plus adaptées dans la réalisation des facettes.
- Les céramiques feldspathiques renforcées par des cristaux et réalisées par une technique pressée (procédé Emax®, Empress®...) sont les plus employées. Les céramiques feldspathiques montées par stratification demandent une mise en œuvre extrêmement complexe et sont réservées à des prothésistes dentaires aguerris.
- Ces céramiques de type matrice vitreuse avec phase cristalline dispersée possèdent une excellente aptitude au collage et une translucidité importante.
- L'acide fluorhydrique attaque la matrice vitreuse. Le couplage acide fluorhydrique et silane reste à ce jour le meilleur traitement de surface de ce type de céramique.
- Les céramiques sont des matériaux à rupture de type fragile (non résistant aux contraintes de flexion et de tension).
- Au niveau optique, ces systèmes translucides possèdent un pouvoir totalement masquant du support ainsi que du polymère de collage au delà de 1.5mm à 2mm d'épaisseur. Toutefois la couleur de l'agent d'assemblage peut faire varier le rendu final de 10% à 15% dans certaines situations (facette fine de moins de 1mm et peu opaque).

3.2 Les silanes (FRON ; 2009)

3.2.1 Définition

Un silane est une molécule organique comprenant une ou plusieurs liaisons vinyliques d'une part qui assure la jonction avec la colle composite, et d'autre part un ou plusieurs groupements trialkoxysilanes qui réagissent avec des substrats inorganiques comme des charges de verre de la céramique ou du métal (fig.39).

Les silanes sont des agents de couplage se liant d'un côté à la céramique contenant de la silice et à la colle composite de l'autre.

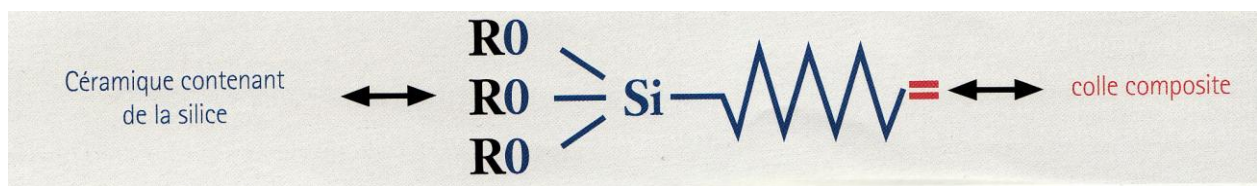


Fig.39 Schéma simplifié d'un silane.

Au niveau du groupement organique, la double liaison (à droite) va permettre une liaison à la colle composite (par co-polymérisation).

Au niveau du groupement trialkoxysilane (à gauche) vont pouvoir se former des liaisons covalentes – appelées siloxanes – avec une phase minérale (comme des charges de verre, de la céramique). RO est un alkoxy (par exemple méthoxy = CH₃O)

(FRON ; 2009).

3.2.2 Le mécanisme d'action

3.2.2.1 L'activation du silane

Pour pouvoir réagir le silane doit être hydrolysé : cette réaction produit du silanol ainsi que de l'alcool libre mais n'est possible qu'en présence d'un milieu acide (fig.40).

Le silanol ainsi que la surface inorganique de la céramique contiennent chacun des groupements hydroxyles qui réagissent entre eux en créant des liaisons covalentes appelées aussi liaisons siloxanes par une réaction de condensation qui confère une importante stabilité à l'ensemble. Néanmoins, cette réaction libère de l'eau (fig.41).

De plus, Hooshmand et coll. ont prouvé que plus la couche de silane déposée sur la surface inorganique est fine plus celle-ci possède une stabilité importante (HOOSHMAND ; 2004).

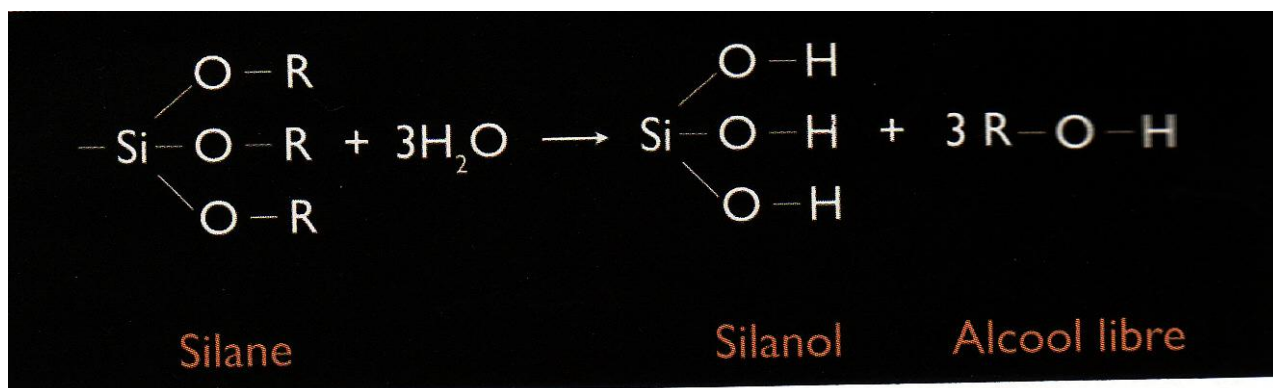


Fig.40 Principe de l'hydrolyse du silane à pH acide.
(FRON ; 2009).

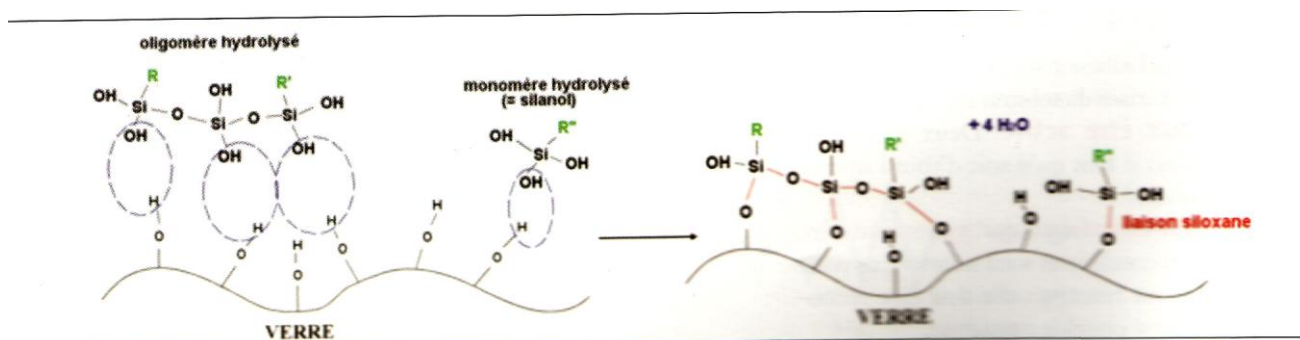


Fig.41 Réaction de condensation du silane hydrolysé (ou silanol) sur la surface inorganique avec formation de liaisons siloxanes.

À droite de chacun des deux schémas, on observe le mécanisme de condensation d'un silane hydrolysé (ou silanol) isolé. Mais les silanols isolés – ou monomères – peuvent également réagir entre eux pour former de plus grands silanols – encore appelés oligomères, comme on peut le voir sur la gauche des schémas. Ces oligomères peuvent eux aussi réagir avec le verre de la surface inorganique. R, R' et R'' sont des radicaux organiques avec groupement vinylique qui se lieront avec la colle

(FRON ; 2009).

3.2.2.2 Les conditions pour que la céramique soit réactive

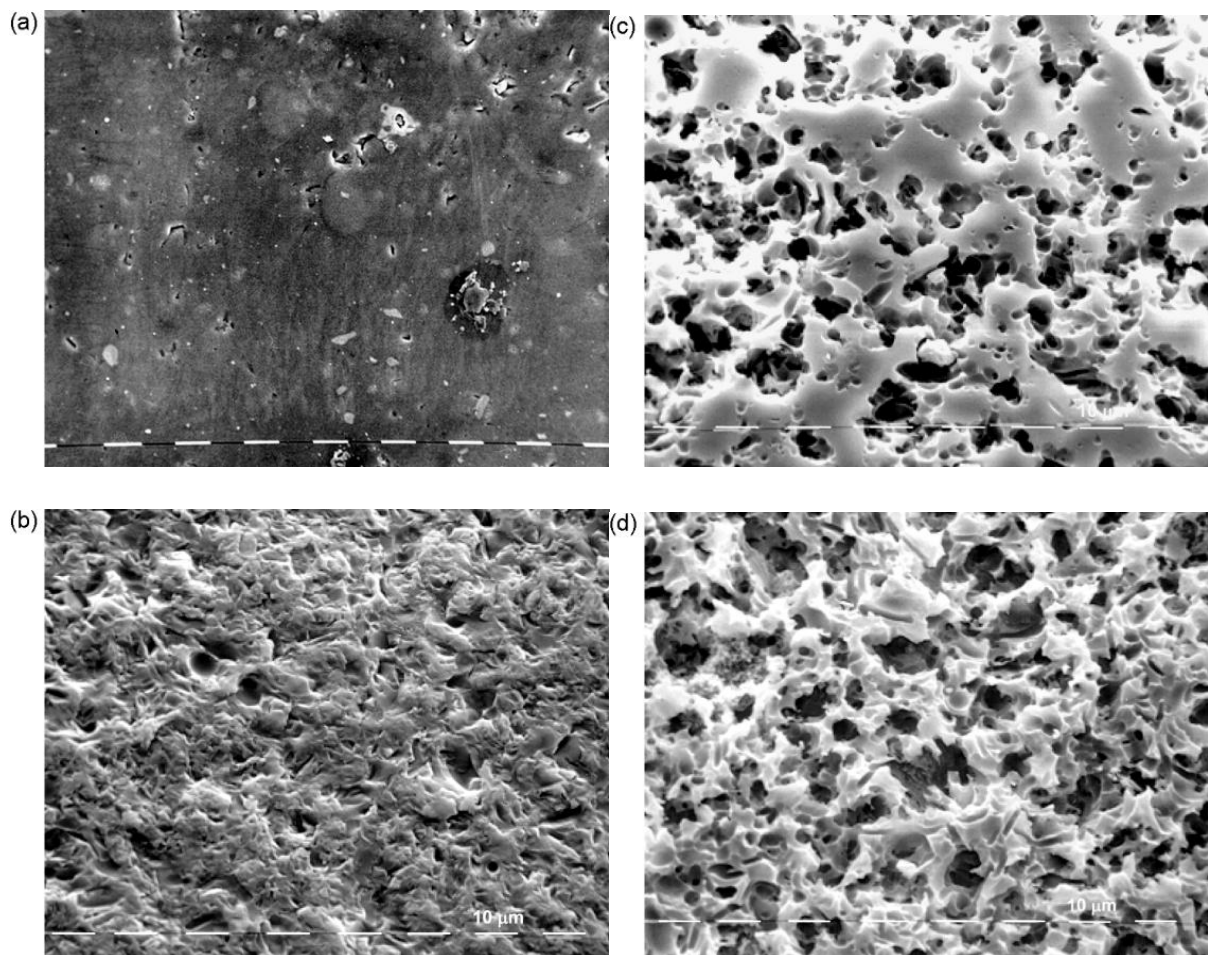
Pour réagir avec le silane, la surface de céramique doit être recouverte de verre.

Si le matériau comporte suffisamment de verre à sa surface, il n'est pas nécessaire de réaliser un traitement de surface préalable à l'application du silane. C'est le cas des céramiques feldspathiques et des vitrocéramiques. Ces matériaux contiennent de la silice, dont les atomes de silicium s'hydrolysent facilement et se recouvrent alors de radicaux $-OH$.

Si le matériau ne comporte pas ou peu de verre à sa surface, il est alors indispensable de réaliser un traitement de surface tribochimique avant le dépôt du silane. C'est le cas des céramiques infiltrées, de la gamme In Ceram® (Vita) qui, même si elles sont infiltrées par un verre, ne contiennent pas de silice en surface en quantité suffisante.

Rappelons que la teneur en verre d'infiltration est importante pour In Ceram Spinell®, peu importante pour In Ceram Alumina® et encore moins importante pour In Ceram Zirconia® (autour de 4 %). Plus le verre se fait rare plus ce traitement tribochimique possède une importance. Celui-ci devient indispensable pour les céramiques polycristallines (alumine et zircon) dont la surface ne comporte pas de verre du tout. Une petite réserve concerne le sablage de la zirconie qui entraîne des modifications structurales néfastes à ses propriétés.

La surface de la céramique doit de préférence être rugueuse, la rugosité créant une rétention mécanique. Celle-ci est obtenue pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques par un traitement à l'acide fluorhydrique et pour les autres céramiques par le traitement tribochimique qui présente une étape de sablage (fig.42).



*Fig.42 Vue au M.E.B. de la surface d'une céramique :
 (a) céramique polie, (b) céramique sablée, (c) céramique mordancée, (d) céramique sablée
 et mordancée.*

(HOOSHMAND ; 2002).

3.2.3 Ses rôles

Le silane influe donc sur le collage en créant des liaisons covalentes : des liaisons siloxanes avec les radicaux hydroxyles de la céramique et des liaisons carbonées par copolymérisation avec la phase organique du composite de collage. Celui-ci empêche l'apparition d'un hiatus de rétraction de polymérisation qui pourrait se former sans cette étape de mise en place du silane. De plus, l'application d'un silane augmenterait de façon significative la mouillabilité d'une surface.

L'adhérence d'une surface céramique silanée peut être jusqu'à 7 fois supérieure après thermocyclage à celle d'une céramique non silanée (traitée seulement à l'acide fluorhydrique) (BRENTTEL ; 2007).

3.2.4 Le choix et les implications cliniques de l'utilisation d'un silane

Actuellement, il existe des silanes en un ou deux flacons sur le marché.

Pour le système deux flacons ; le premier contient du silane en solution stable, et le deuxième de l'acide (en majorité de l'acide acétique). Lors de la procédure clinique de silanisation, il faut engendrer la réaction d'hydrolyse en mélangeant le silane avec l'acide ; mais le temps d'hydrolyse prend plusieurs minutes (PLUEDDEMANN ; 1991). Il est donc recommandé de débiter la séance de collage de l'élément prothétique par cette étape et de couvrir afin d'éviter l'évaporation.

Le système mono-flacon contient du silane dans une solution acide ce qui le rend pré-hydrolysé et permet une utilisation clinique immédiate. Par contre, la durée de conservation se voit fortement amoindrie, jusqu'à un an à température ambiante (HOOSHMAND ; 2004).

Aujourd'hui le silane à base de MPS (3- methacryloxypropyltrimethoxysilane) est le plus couramment rencontré (Monobond S® (Ivoclar Vivadent), Clearfil Porcelain Bond Activator® (Kuraray), Ceramic Bond® (Voco)...). Celui-ci se retrouve généralement dilué dans une solution d'eau et d'éthanol à moins de 2% tamponnée à l'acide acétique de façon à obtenir un pH de 4 à 5 (fig.43).

Cliniquement, il est recommandé d'appliquer une seule couche de silane à l'aide d'une brosse ou éventuellement d'un pinceau pour obtenir une plus grande stabilité de cette couche (l'immersion de l'élément prothétique n'est pas envisageable pour obtenir un résultat fiable). De plus, Hooshmand et coll. ont prouvé que plus la couche de silane déposée sur la surface inorganique est fine plus celle-ci possède une stabilité importante (HOOSHMAND ; 2004).

Les réactions d'activation du silane entraînent donc un dégagement d'alcools libres ainsi que de l'eau qui devront être éliminés afin d'obtenir un bon collage, le séchage à chaud à 45°C provoque l'évaporation de l'eau ainsi que des alcools libres. Cliniquement, certains auteurs conseillent l'utilisation d'un sèche cheveux ; une méthode efficace, simple à mettre en oeuvre et économe en temps (SHEN ; 2004).

En ce qui concerne le moment de silanisation, il existe deux possibilités en rapport avec la réalisation du traitement de surface et de l'essai clinique.

Si le conditionnement de surface est réalisé au laboratoire, il est préférable que le dépôt de silane le soit aussi sachant qu'après la réaction de condensation cette couche de silane se trouve extrêmement stable ; à ce jour aucune étude ne montre que la décontamination par un solvant (acétone ou alcool) et le nettoyage aux ultrasons ne nuit au film de silane déposé.

En revanche, il reste préférable de réaliser le traitement de surface au cabinet dentaire suite à l'essai clinique et à la décontamination de la pièce prothétique, pour ensuite réaliser le traitement de surface et terminer par le dépôt de silane dans l'intrados de la facette, avant le collage.

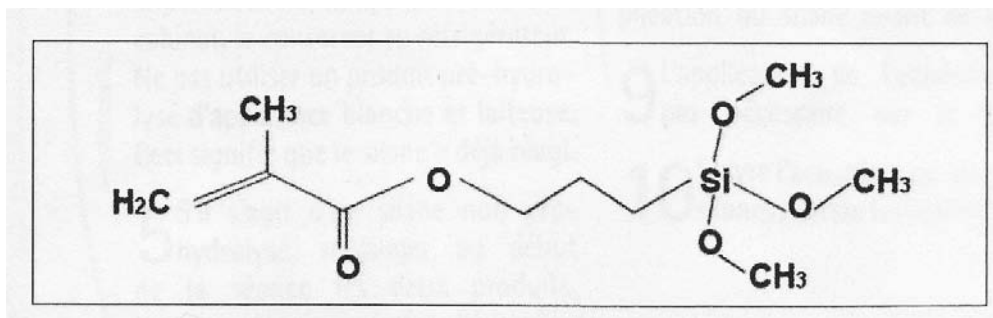


Fig.43 Schéma de la molécule de MPS ou 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (silane monofonctionnel)

(FRON ; 2009).



Fig.44 Exemple de silane en un ou deux flacons existants sur le marché :

En haut : Clearfil Procelain Bond® (kuraray) (MATSUMURA ; 2006), Monobond S® (Ivoclar Vivadent) {7}, Ceramic Bond® (Voco) {8},

En bas : Vita Ceramics Etchs® (Vita) {2}, Porcelain Liner M® (Sun Medical) {3}.

Tableau B. Tableau actualisé des silanes existants sur le marché classés selon le type de silane et la société commerciale.

<i>Type de silane</i> <i>Société commerciale</i>	<i>Mono-composant</i>	<i>Bi-composant</i>
Ivoclar Vivadent	Monobond Plus®	
3M Espe	3M Ceramic Primer®	
Dentsply	AgentSilantation Calibra®	
Kuraray	Clearfil Ceramic Primer®	
DMG		DMG Silane®
Voco	Voco Ceramic Bond®	
Ultradent	Silane etfil®	
Micerium	Tender Bond Metal & Ceramic Primer®	
Tokuyama		Tokuso Ceramic Primer®
Itena	Silane ad®	
Sun Medical		Porcelain Liner M®
Saremco		CSP Ceramic Silane Primer®
Vita	Vitasil®	
Bisco	Z-Prime Plus®	Bond Silane®

Ce qu'il faut retenir :

- **Plus la couche de silane est fine plus la stabilité de celle-ci est importante.**
- **Après l'application de celui-ci sur la céramique, un séchage à chaud (sèche cheveux, mini-four...) potentialise son efficacité.**
- **La réalisation de la silanisation après l'essai clinique et la décontamination de la pièce prothétique reste préférables.**

4. LE COLLAGE DES FACETTES EN CÉRAMIQUE : LA PRATIQUE

4.1 Les implications cliniques

4.1.1 L'influence de la temporisation sur le résultat final

Les résidus de ciment provisoire nuisent à la qualité du collage final (TERATA ; 2000).

Pendant de nombreuses années, il a été admis que l'eugénol qui est un phénol (insoluble dans l'eau) inhibait la polymérisation des méthacrylates et altérait la mouillabilité et la réactivité de la dentine. Toutefois de nombreuses études récentes ont montré que les produits contenant ou libérant de l'eugénol n'altéraient pas le collage si celui-ci était éliminé efficacement (ABO-HAMAR ; 2005) (SARAC ; 2005) (KANUKARI ; 2005).

En effet, il a été démontré que les résidus de ciments provisoires étaient responsables d'une diminution du collage, bien plus que l'eugénol.

Aykent et coll. ont également montré que l'utilisation d'un désensibilisant dentinaire couplé à un ciment résineux provisoire diminuerait l'adhérence de la restauration finale d'une manière significative (AYKENT ; 2005). En effet, le désensibilisant dentinaire pourrait altérer de manière négative l'action du *primer*.

Il a été prouvé que l'utilisation d'un agent nettoyant à base d'acétone ou d'éthanol Sikko Tim® (Voco) pour éliminer les résidus de ciment augmentait de manière significative l'adhérence sur la dentine de l'élément prothétique. Le passage d'instrument rotatif (comme l'Opticlean®, Kerrdental) ne possède pas d'effet sur l'élimination des résidus de ciment temporaire qui bouchent les canalicules dentinaires (SARAC ; 2005).

Toutefois, l'utilisation de ce type d'agent nettoyant risque de dégrader la couche de résine adhésive après la réalisation d'un scellement dentinaire immédiat.

Il sera donc indiqué avant tout collage sur la dentine, de réaliser :

- l'éviction de la couche superficielle de ciment temporaire par un excavateur ou un sablage à l'alumine,

- le passage d'un agent nettoyant à base d'acétone et d'éthanol : Sikko Tim® (Voco) ou à défaut le passage d'une boulette imprégnée d'alcool et le mordantage à l'acide phosphorique lors du collage élimineront la couche profonde de ciment temporaire.

4.1.2 Les implications cliniques engendrées par le collage des facettes en céramique

4.1.2.1 La technique adhésive et la résistance de la céramique

Les sollicitations de la céramique à sa surface entraînent des contraintes en traction qui peuvent engendrer la propagation des micro-fissures allant jusqu'à la fracture du matériau (fig.45). Ce phénomène est d'autant plus important pour les céramiques vitreuses, pauvres en cristaux.

La technique adhésive, le mordantage de la céramique ainsi que la pénétration d'une matrice résineuse, renforce la résistance de la céramique à la fracture (GÜREL ; 2005).

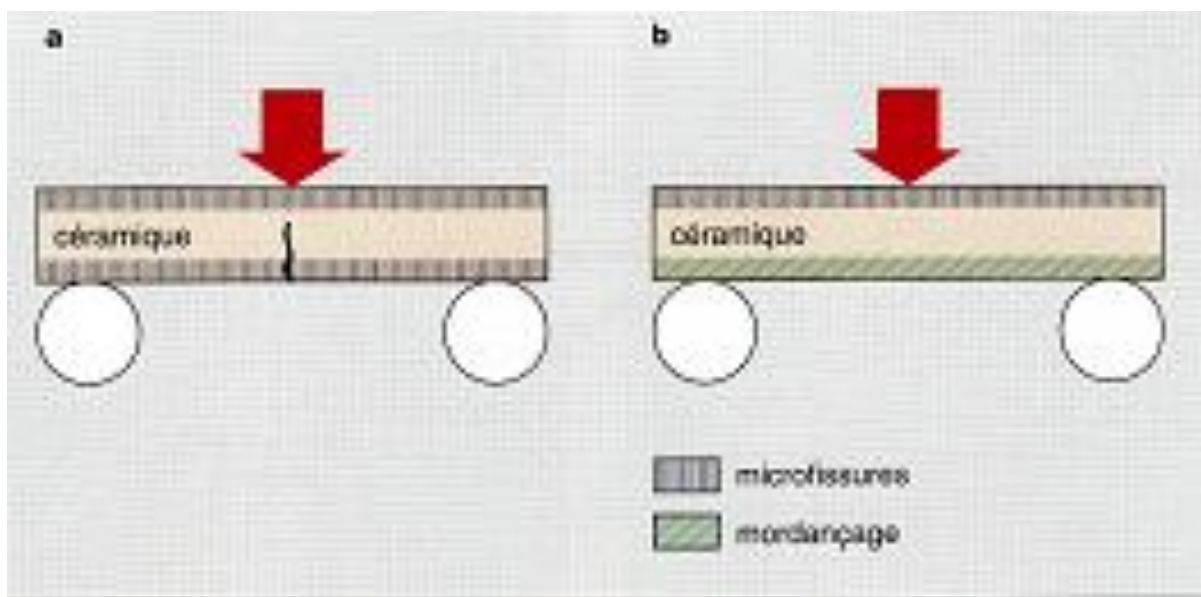


Fig.45 Schéma de la propagation d'une fissure dans un barreau de céramique :

- (a) Si le barreau est soumis à une charge, sa partie inférieure est sous traction, là où la fissure débute.*
- (b) En mordançant la partie inférieure du barreau, les fissures initiales sont éliminées. De plus le composite infiltré, qui est moins fragile, diminue la propagation des fissures*

(GÜREL ; 2005).

4.1.2.2 Les propriétés optiques du composite de collage

Le matériau de collage de la restauration en céramique doit posséder des propriétés optiques particulières afin d'obtenir un résultat esthétique optimal : translucidité, incidence de réfraction, valeur chromatique. Le collage à l'aide d'une résine composite reste la solution de choix.

Une large gamme de couleurs permet de pouvoir améliorer voire de corriger un très léger défaut de couleur de la céramique pour parfaire le résultat final.

Le composite de collage doit pouvoir conserver ses qualités optiques. La teinte d'un composite de collage photopolymérisable est jugée plus stable que celle d'un composite dual ; c'est pour cela qu'une photopolymérisation pure sera indiquée quand cela est possible (cf. 2.4.2).

En effet, les composites de collage à photopolymérisation dual contenant des amines entraînent une instabilité colorimétrique qui aboutit à une coloration jaune brunâtre du composite de collage dans le temps.

4.1.2.3 Le principe du biomimétisme

Le principe du biomimétisme conduit à la recherche des matériaux qui simuleront au mieux le comportement de l'émail et de la dentine (fig.12). En effet, les propriétés de la céramique et du composite de collage doivent se rapprocher respectivement de l'émail et de la dentine.

L'application du principe biomimétique permet de conclure que la recherche de l'obtention de la restauration la plus résistante ne doit pas être une priorité mais plutôt la recherche d'une restauration compatible avec les propriétés mécaniques, biologiques et optiques des tissus sous-jacents.

En effet, l'utilisation de matériau très résistant comme les céramiques polycristallines, ne semble pas nécessaire pour être conforme à ce principe.

4.1.2.4 L'élaboration de la facette au laboratoire et la résistance du collage

L'application d'un vernis d'espacement appliqué sur le die permet de simuler l'espace qui sera occupé ultérieurement par le composite de collage. En effet, ce vernis facilite la mise en place de la restauration lors du collage et le fluage du ciment en excès.

Il a été montré que l'application d'un verni d'espacement influence la résistance au cisaillement des facettes collées. D'après cette étude, la présence de deux couches de verni procure des résistances au cisaillement des collages les plus élevées, alors que sans une application de verni la qualité du collage s'avère être la plus faible. Un nombre supérieur de couches n'améliore pas les valeurs d'adhérence et augmente l'espace occupé par le collage en engendrant des conséquences négatives du point de vue physique sur la pérennité de la restauration (MAGNE ; 2009) (Cf.4.1.2.6). Notons tout de même que lors de cette étude, un seul type de verni (Nice Fit, gold®, shofu inc.) a été testé et que l'épaisseur du verni varie en fonction du fabricant (CHO ; 2006).

La qualité des préparations (les contours arrondis, l'absence de contre-dépouille) et des empreintes facilitent le travail du céramiste, ce qui conduit à une utilisation minimale de verni d'espacement.

4.1.2.5 Le sablage de la céramique

Le sablage de l'intrados de la céramique avec des particules d'alumine abouti à une diminution de l'épaisseur des facettes et donc à une augmentation de l'espace libre pour le collage pouvant avoir des conséquences négatives sur la restauration prothétique.

Cette diminution de l'épaisseur des facettes sous l'action de la sableuse dépend de la pression et de la distance du jet air/poudre.

Cho et coll. ont montré qu'un sablage de 5 secondes à 1 bar de pression et à une distance de 2 cm entraîne une variation d'épaisseur de la céramique la plus faible (CHO ; 2006).

Il a été montré que rajouter un sablage d'alumine avec des particules de 50µm à l'étape mordantage-silanisation n'apportait pas de différence significative sur l'efficacité du collage (GUREL ; 2005).

4.1.2.6 L'épaisseur de la céramique et du composite de collage (MAGNE ; 2003)

Des essais expérimentaux et numériques ont démontré que la propension à la fissure de la céramique peut être mise en rapport avec les épaisseurs respectives du composite de collage (CRP) et de la céramique (CER) (MAGNE ; 1999).

En effet, cette étude sur le rapport (CER/CPR) montre que celui-ci possède une influence déterminante sur la répartition des contraintes dans les facettes en céramique en raison de la contraction de polymérisation du composite de collage et de la disparité des coefficients d'expansion thermique des deux matériaux de restauration (fig.46).

Une précision d'adaptation ainsi que l'obtention d'une préparation dentaire contrôlée et uniforme garantissent un joint de collage fin. Ces éléments aboutissent à une épaisseur optimale et régulière de céramique. Cette précision donnera une restauration de configuration favorable (rapport CER/CRP élevé) pérenne dans le temps.

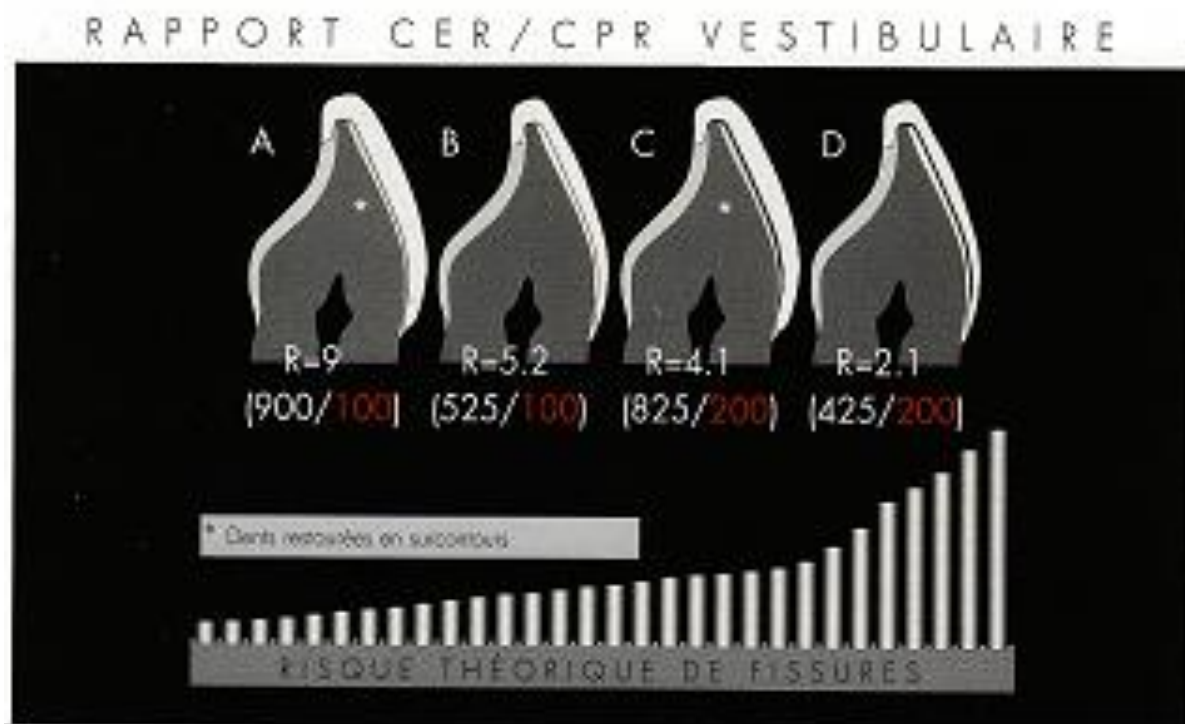


Fig.46 Épaisseur des matériaux de restauration et propension aux fissures :

Les épaisseurs de céramique (CER) et de composite de collage (CPR) ont été modifiées pour simuler quatre cas cliniques représentatifs (A à D). Le rapport CER/CRP (R) est donné avec l'épaisseur moyenne de matériaux de restauration entre parenthèses (en microns). Les quatre préparations dentaires sont identiques. Les facettes A et C sont plus épaisses pour simuler un contour additif (wax-up), alors que les facettes B et D sont plus fines et reproduisent le volume original de la dent. L'épaisseur du composite de collage est de 100 µm pour A et B, et de 200 µm pour C et D. Le risque d'échec est moindre pour les facettes épaisses (> 600 µm) avec un joint de collage fin (< 200 µm), ce qui correspond à un rapport CER/CRP élevé (> 3,0)

(MAGNE ; 2003).

4.1.2.7 Le retrait de polymérisation du composite de collage et les variations thermiques

Rappelons que la céramique est un matériau fragile dont la résistance en compression est plus forte que la résistance en traction.

La rétraction du composite de collage met l'élément en céramique en état de compression temporaire. En effet, ces contraintes créées ne semblent être que temporaires car tous les matériaux résineux absorbent de l'eau, ce qui conduit au relâchement complet des contraintes de rétraction (MAGNE ; 2003).

Par contre, les contraintes thermiques retrouvées dans l'environnement buccal (température différentes des aliments et des boissons ingérées) restent non négligeables et peuvent facilement provoquer des contraintes en traction à l'intérieur de la restauration en raison de la forte expansion thermique du composite de collage. Ce phénomène semble être plus nocif que les forces dues à la rétraction de polymérisation.

4.1.2.8 La gestion d'obturation en composite de classe 3 et de classe 4

Dans la plupart des cas, la dent support de la facette en céramique présente des obturations en composite. Comparée à la relative inertie chimique des céramiques dentaires, les composites présentent un faible module d'élasticité qui en font un support trop flexible pour la céramique.

Dans les cas de présence de lésions de classe 4, on retrouve une perte importante de tissus dentaires qui peut être restaurée par une facette en céramique seule. En effet, il est préférable d'éviter des volumes importants de composite sous les facettes en céramique car la rétraction de polymérisation et la forte expansion thermique de certains de ces matériaux peut s'avérer problématique (fig.47).

Il a été montré qu'une reconstitution préalable en composite ne permet pas d'augmenter la résistance du complexe dent-restauration, mais peut être considérée comme un composant flexible favorable seulement si celui-ci est utilisé comme substitut dentinaire (MAGNE ; 1999).



Fig.47 Le composite de classe 4 est totalement supprimé afin de favoriser le collage de la facette en céramique sur les tissus dentaire (LASSERRE ; 2010).

En présence d'obturations de classe 3, la gestion de l'espace dentaire ainsi que la situation des bords reste une problématique.

Une étude numérique a démontré que l'enveloppement partiel ou total des obturations en composite est indiqué pour minimiser les contraintes thermiques (MAGNE ; 1999). Avec des enveloppements proximaux en céramique de type moyen ou long, une partie du volume de composite se trouve remplacée par de la céramique. L'influence de l'expansion et de la contraction de l'obturation en composite sous jacente se voit diminuer dans ce cas (fig.48). La rétraction de polymérisation ainsi que les contraintes thermiques extrêmes (créant des variations dimensionnelles thermiques) peuvent s'aggraver en présence de composite de classe 3.

Notons qu'il est toujours indispensable de déposer les anciennes restaurations et de supprimer les tissus pathologiques pour réaliser de nouvelles obturations présentant une bonne fiabilité de collage

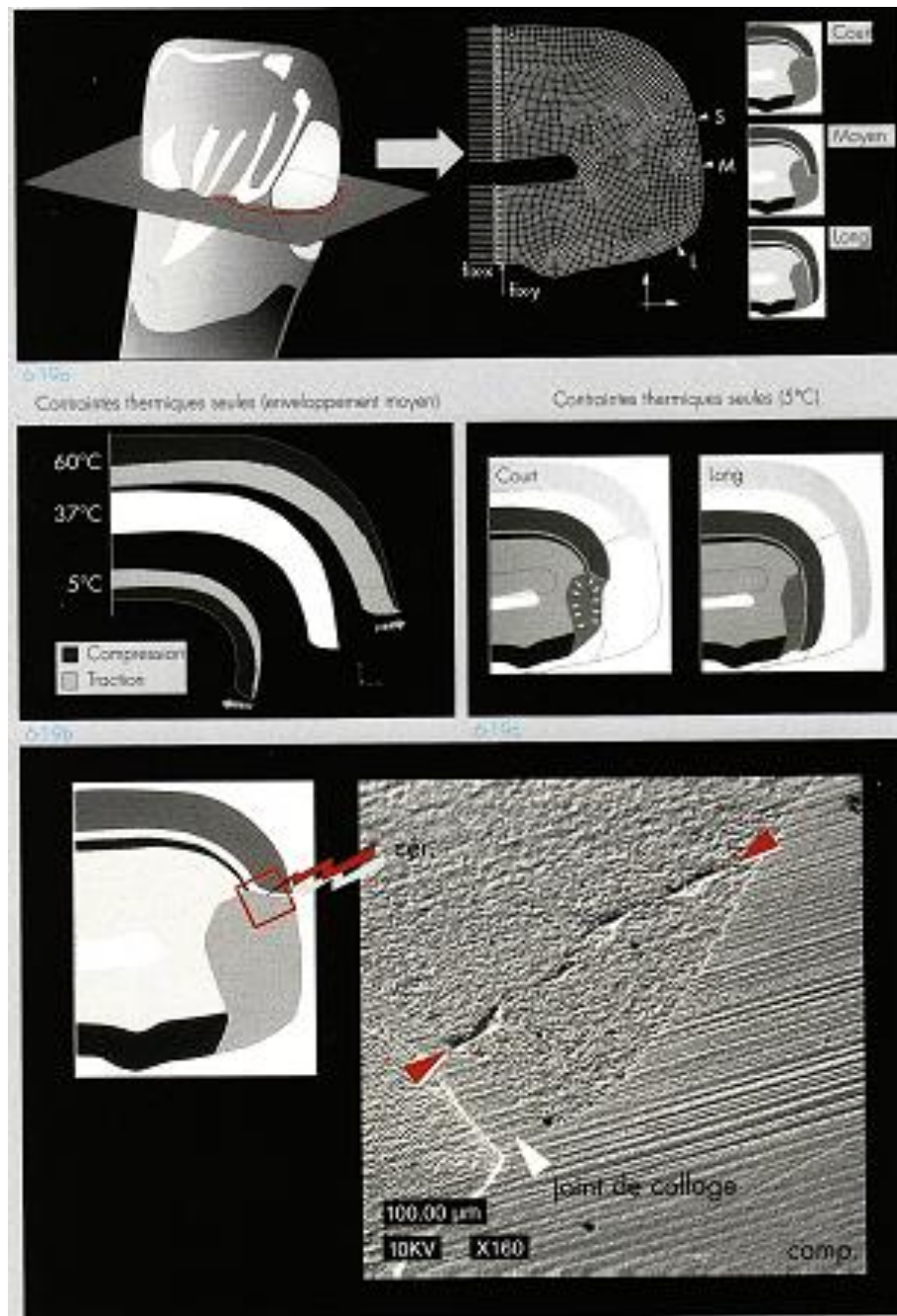


Fig.48 « Analyse bidimensionnelle par éléments finis des contraintes thermiques en présence d'obturation en composite de classe 3.

La situation du bord interdentaire de chaque facette (court (S), moyen (M), long (L)) est indiquée sur le modèle (en haut, à droite). La déformation de la facette à faible enveloppement n'est pas uniforme : le volume de la restauration en composite crée un pôle de contraction (flèche) et provoque la flexion de la facette. La déformation de la facette à enveloppement important est plus uniforme (moins de moment de flexion) en raison du volume réduit du composite sous jacent.

Vue au M.E.B. d'une coupe horizontale de la jonction facette-obturation de classe 3 en composite (en bas, à droite). Cette facette à faible enveloppement présente une fissure induite par la température ; cette craquelure se trouve précisément dans la zone de contraintes maximales trouvées dans le modèle par éléments finis au-dessus »

(MAGNE ; 2003).

4.1.2.9 La position de la limite de préparation linguale ou palatine

Le type de préparation dentaire doit être guidé en fonction du projet thérapeutique.

La gestion de la préparation dentaire de la face palatine est délicate. En effet, d'importantes contraintes en traction s'exercent au niveau de la concavité palatine lors de la fonction ; altérant ainsi la pérennité de la restauration prothétique (Fig.49) (MAGNE ; 2003).

Pour cela le bord palatin ne devra jamais se trouver au niveau de la concavité palatine.

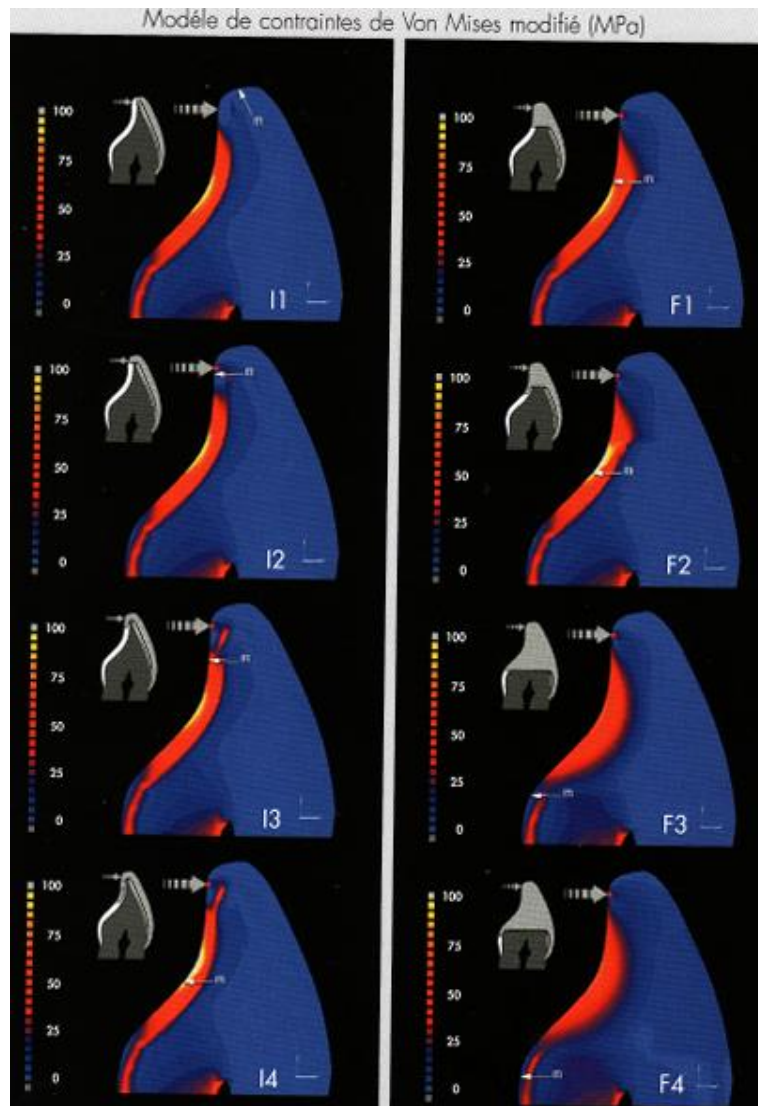


Fig.49 « Répartition des contraintes de Von Mises modifié dans une coupe vestibulo-linguale d'incisives restaurées :

Les flèches épaisses pointillées montrent la localisation et la direction de la charge. Les flèches fines montrent la localisation du bord (m).

(Colonne gauche, I1 à I4) La situation du bord est très favorable pour I1 et I2, moins favorable pour I3 et néfaste pour I4. Les contraintes dans la concavité palatine dépassent nettement 100 MPa pour I4.

(Colonne droite F1 à F4) La situation du bord n'est pas idéale mais acceptable pour F1 et néfaste pour F2. Les contraintes dans la concavité palatine sont nettement supérieures à 100 MPa pour F2. La situation du bord et la forme globale de F3 et F4 sont très favorables ; l'interface dent-restauration et la restauration elle-même ne sont pas soumises à des contraintes élevées »

(MAGNE ; 2003).

4.1.3 L'influence du collage sur les éléments biologiques

Au niveau de l'organe dentaire et du parodonte, les avantages biologiques obtenus par le collage d'élément prothétique collé sont dépendants de plusieurs facteurs:

4.1.3.1 En fonction du positionnement de la limite prothétique

Jusqu'alors la limite sous-gingivale permettait de masquer la limite cervicale par le parodonte, celle-ci créant une inflammation inévitable à moyen ou long terme. Avec l'avènement des techniques de collage (composite de collage translucide possédant différentes teintes) ainsi que des céramiques vitreuses, il est tout à fait possible de rendre « invisible » la transition entre la céramique collée et les structures dentaires. C'est pourquoi, il est préconisé de réaliser une limite juxta ou supra gingivale avec un profil en forme de congé afin de préserver le parodonte (FLEITER ; 1992).

4.1.3.2 En fonction de l'étanchéité du joint de collage

L'indication d'une limite supra ou juxta gingivale augmente les possibilités d'existence d'un bandeau amélaire périphérique large améliorant l'étanchéité du joint obtenu. Une étanchéité optimale est recherchée afin d'éviter un phénomène de percolation (infiltration de fluides buccaux contenant des micro-organismes) pouvant entraîner une irritation pulpaire ainsi qu'une diminution des propriétés du composite de collage du point vue mécanique et optique (BLANCHARD ; 1996).

4.1.3.3 En fonction de l'état de surface de la céramique

L'excellence de l'état de surface de la céramique (glacé de surface) entraîne une faible adhésion de la plaque bactérienne et donc une bonne tolérance biologique, pulpaire et parodontale. En effet, la quantité de plaque sur une couronne vitrocéramique peut être jusqu'à sept fois inférieure par rapport à la dent naturelle (KOUBI ; 2009).

Magne et coll. ont montré une excellente réponse du parodonte après le collage de céramique (MAGNE ; 2005). Une hygiène médiocre n'est donc pas une contre-indication à l'emploi de restauration adhésive en céramique (BUKIET ; 2002) ; même si l'on peut émettre quelques réserves quand à la pérennité du joint de collage.

Les rugosités et les porosités qui caractérisent l'état de surface entraînent une rétention de plaque. Il est donc primordial de respecter les règles d'élaboration et de finition de la céramique ainsi que les étapes de finition après le collage de l'élément céramique afin d'obtenir une surface optimale et par conséquent une bonne intégration par le parodonte de l'élément prothétique. Pour cela, les étapes d'élimination des résidus de pâte de collage au niveau du sulcus seront réalisées exclusivement à l'aide d'instrument manuel (lame de bistouri n°12, curettes...) utilisé en traction afin de préserver ce glacé de surface.

L'état de surface de la céramique a un impact majeur sur la résistance à la fracture. En effet, des micro-fissures à la surface du matériau auront tendance à s'agrandir et se propager en subissant les différentes contraintes physiques et mécaniques du milieu buccal (ADDISON ; 2003).

4.1.3.4 En fonction de la précision d'adaptation de la céramique

Une étude récente montre une précision d'adaptation de la céramique pressée (Empress Emax®, Ivoclar Vivadent) quasi équivalente à des systèmes céramiques usinés (Procera®, Lava®) (KOUSMENKO ; 2006) (fig.50).

Notons que le système Empress Emax® existe en version usinée sous le nom de Empress Emax CAD®.

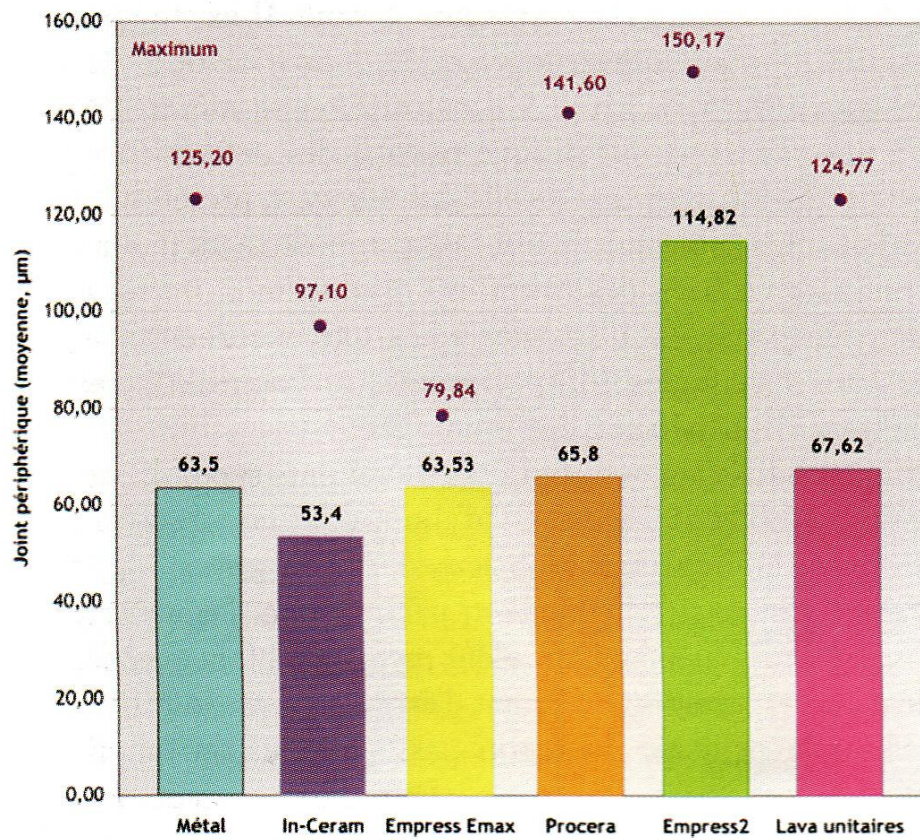


Fig.50 Tableau comparatif de la précision d'adaptation de différents systèmes céramo-céramiques (KOUBI ; 2009).

Ce qu'il faut retenir :

- **La couleur d'un composite de collage photopolymérisable est jugée plus stable dans le temps que celle d'un composite de collage dual.**
- **Ajouter un sablage d'alumine avec des particules de 50µm à l'étape mordancage/silanisation n'apporte pas de différence significative sur l'adhérence et peut fragiliser la micro-structure des céramiques feldspathiques.**
- **La précision d'adaptation et l'obtention d'une préparation dentaire contrôlée et uniforme garantissent un joint de collage fin.**
- **Un joint de collage fin assure une étanchéité fiable et diminue le risque de propension à la fissure de la céramique.**
- **La précision d'adaptation du système pressé Emax® (Ivoclar Vivadent) se rapproche de celle des systèmes usinés ; garantissant un joint de faible épaisseur.**
- **Des limites juxta ou supra gingivales en forme de congé assurent une préservation du parodonte et améliorent l'étanchéité. Au niveau palatin, les limites de la préparation ne doivent jamais se retrouver au niveau de la concavité palatine.**
- **Un état de surface poli augmente la résistance à la fracture de la céramique et diminue l'adhésion de la plaque bactérienne.**

4.2 Le protocole de collage

4.2.1 La taille

La taille de la dent s'inscrit dans un projet thérapeutique qui répond à des règles précises que l'on ne détaillera pas.

L'analyse des structures résiduelles face aux objectifs spécifiques de résistance mécanique à long terme doit rester une priorité dans ce projet. En effet, plus que le type de matériau utilisé, c'est le mode d'assemblage et l'intégration des propriétés propres à chaque matériau (les phénomènes d'adhésion possibles entre les divers matériaux, la contraction de polymérisation des résines composites) qui vont réellement conditionner les spécificités inhérentes aux préparations pour les facettes en céramique (LABORDE ; 2010).

Le choix entre une facette vestibulaire simple, une facette à biseautage ou une facette avec retour palatin, dépend de la nécessité de rallonger le bord incisif, de l'état de délabrement de la dent, de la présence d'obturations composites et de l'occlusion du patient. Le retour palatin doit de préférence se situer au 1/3 incisif ou aller jusqu'au cingulum car la situation au milieu de la concavité palatine est d'un point de vue biomécanique très défavorable et doit être évitée au maximum (LASSERRE ; 2010) (fig.49) (fig.51).

Notons qu'il est possible de réaliser un fraisage de repositionnement sur la face vestibulaire de la dent afin de stabiliser et d'être sûr du bon positionnement de la facette lors de l'étape de collage. Cette astuce est utile dans le cas de préparation pour facette vestibulaire et n'influence pas le résultat esthétique final.

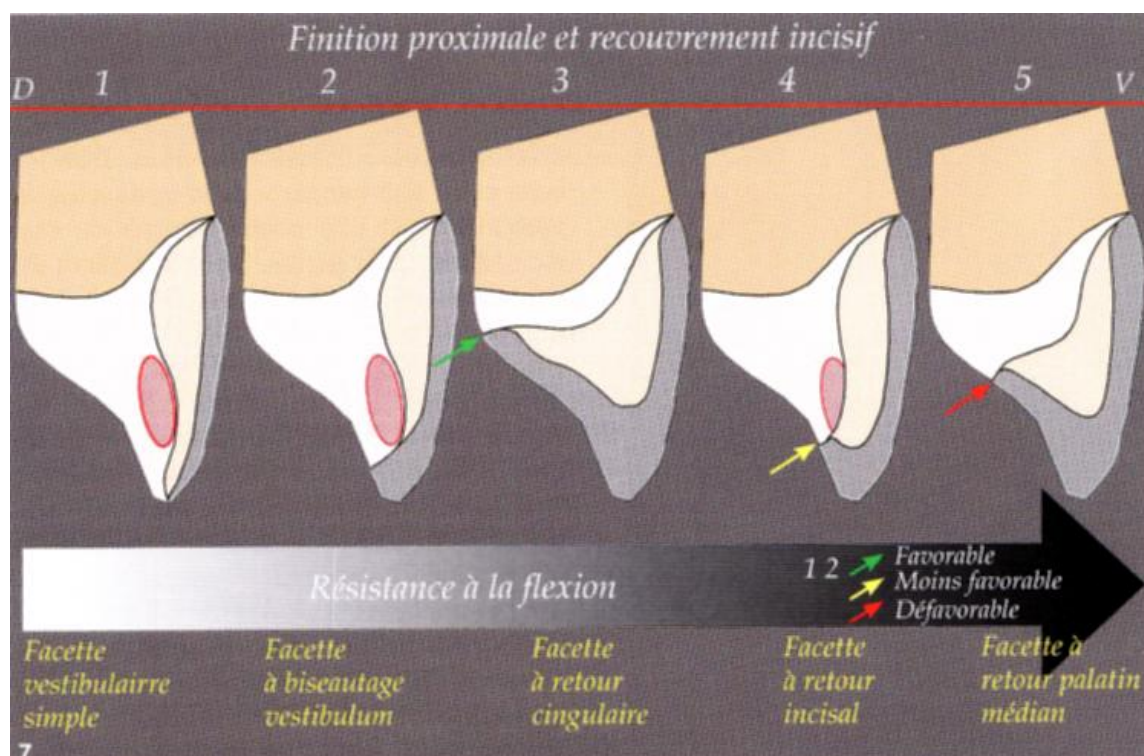
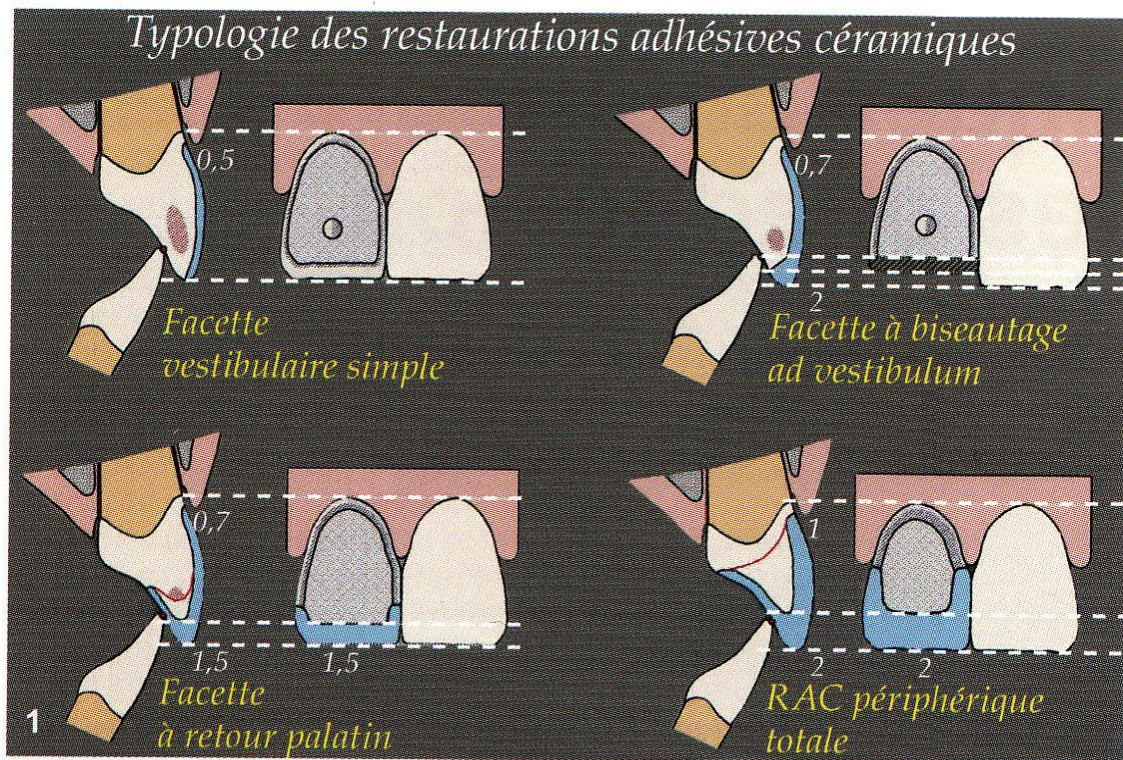


Fig.51 En haut, les quatre préparations types pour les restaurations adhésives en céramique de la moins mutilante à la plus mutilante.

En bas, la résistance à la flexion de la reconstitution prothétique en fonction du type de préparation (finition proximale et recouvrement incisif)

(LASSERRE ; 2010).

4.2.2 Le scellement dentinaire immédiat

Après la taille, un scellement dentinaire immédiat peut être indiqué lorsque les plages de dentine exposées représentent plus de 20% de la surface préparée (cf. chap : 4.2.4.2).

Le protocole clinique préconisé est le suivant :

- le mordançage à l'acide orthophosphorique à 37% pendant 15 secondes (fig.52 : 6-22m), suivi d'un rinçage abondant et d'un séchage non vigoureux pour ne pas entraîner le collapsus du réseau collagénique exposé. La dentine peut être réhydratée à l'aide d'une substance à base de digluconate de chlorhexidine (de 0,2% à 2 %) qui évite une dégradation prématurée de la couche hybride (HEBLING ; 2005).
- l'application du monomère hydrophile (primaire) (fig.52 : 6-22n) suivi d'un séchage doux sous aspiration afin d'évacuer le solvant. La surface doit apparaître lustrée après séchage sinon l'opération est renouvelée (fig.52 : 6-22o)
- l'application de l'adhésif, suivi d'un séchage léger afin d'uniformiser la couche hybride (fig.52 : 6-22p). Le choix d'une résine adhésive chargée (comme l'Optibond FL®) est recommandée car elle est jugée plus résistante lors de l'étape de réactivation de cette couche lors du collage final (cf. chap : 4.2.4.2).
- la photopolymérisation de la résine adhésive pendant 30 secondes.
- l'élimination des excès de résine adhésive à l'aide d'une fraise diamantée à grains fins (au collet) et des embouts oscillatoires (en interdentaire) à faible vitesse (fig.52 : 6-22q).
- la surface de la couche d'adhésif ne doit pas présenter de couche d'inhibition due à l'oxygène afin d'éviter toute interaction avec le matériau d'empreinte ; un gel de glycérine est donc appliqué sur la couche d'adhésif puis photopolymérisé.
- les cordonnets de rétractions gingivales sont mis en place pour la prise d'empreinte (fig.52 : 6-22r).



*Fig.52 Les étapes du collage dentinaire immédiat avant la prise d'empreinte
(MAGNE ; 2003).*

Lors de ce scellement dentinaire, la couche d'adhésif tend à s'accumuler sur la limite cervicale, provoquant une ligne de finition en lame de couteau et donc un manque de précision.

Le passage d'une fraise diamantée à grains extras fins et à bout arrondi permet d'obtenir un bord d'émail vif et un congé marqué pour la réalisation de l'empreinte (fig.53) De la dentine marginale peut être ainsi de nouveau exposée, elle sera alors traitée à nouveau au moment du collage de la facette céramique (sans polymérisation préalable de l'adhésif).

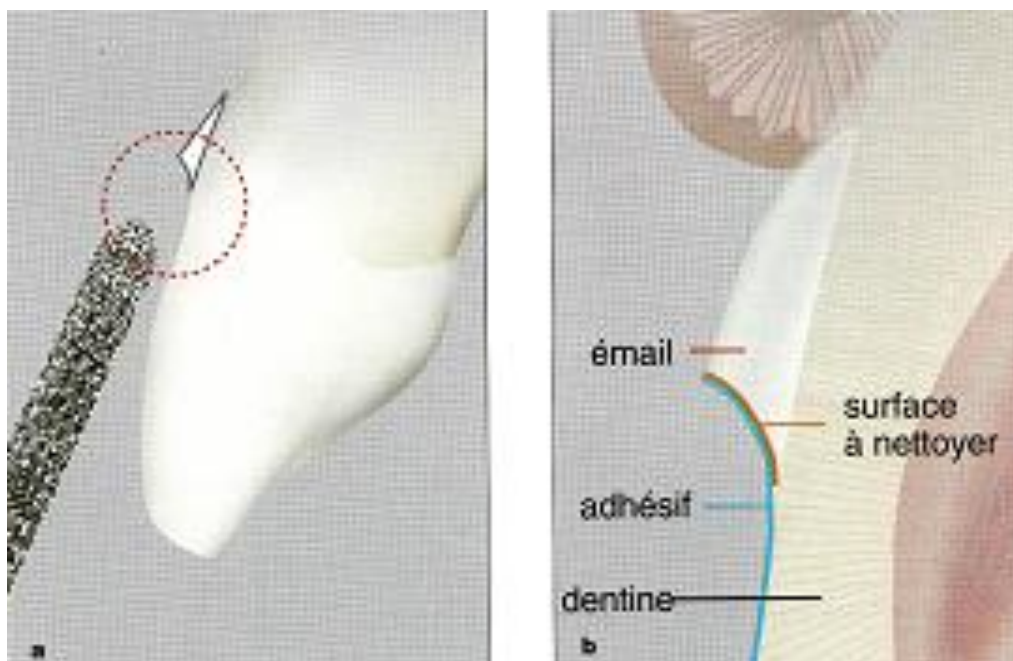


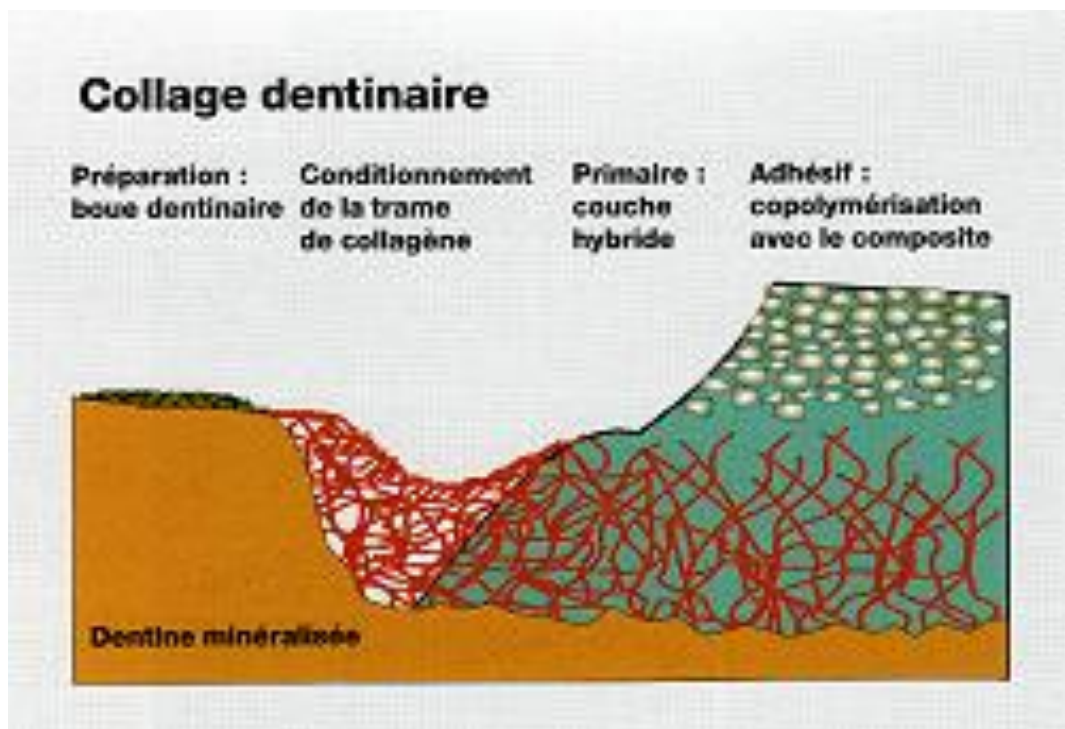
Fig.53 L'élimination des excès d'adhésif

L'adhésif qui a été déposé sur la limite cervicale est éliminé à l'aide d'une fraise diamantée à grains extra-fins

(GÜREL ; 2005).

Pour optimiser le collage à la dentine, il est essentiel :

- d'agiter la flacon d'adhésif avant usage pour l'homogénéiser (il contient au moins cinq composants de densités différentes) ou d'utiliser des unidoses,
- de l'appliquer avec une bonne pression préférentiellement avec une micro-brosse (le pinceau est jugé trop souple),
- de suivre les indications du fabricant sur les durées d'application ainsi que sur les procédures de séchage (DEGRANGE ; 2007) (fig.54).



*Fig.54 Les principes du collage dentinaire
(GÜREL ; 2005).*

4.2.3 La temporisation

L'exposition de plages dentinaires entraîne des plaies biologiques qui nécessitent une hybridation des tissus dentaires immédiatement après l'étape de la taille afin de protéger la dent contre un risque de percolation des tubules dentinaires (cf chap : 4.2.4.2). Lorsque les préparations restent strictement amélaire, aucune étude ne montre que cette protection temporaire est utile.

L'utilisation d'une facette provisoire reste nécessaire afin de protéger les tissus dentaires minéralisés sous jacents et la gencive. Cette prothèse provisoire apporte également un confort esthétique pour le patient.

Le mode d'assemblage provisoire reste un point critique du traitement car les formes des préparations ne sont pas rétentrices. Plusieurs choix restent à notre disposition :

- l'utilisation d'un ciment provisoire résineux présentant un potentiel adhésif (Systemp Link® (Ivoclar Vivadent) ; Dentotemp® (Iténa) ; Temp Bond Clear® (Kerr)) peut être utilisé lorsqu'un scellement dentinaire immédiat a été réalisé (fig.55).



*Fig.55 Temp Bond Clear® : ciment translucide provisoire
(MAGNE, 2003).*

- l'utilisation d'une résine adhésive non chargée que l'on polymérise à travers la restauration provisoire peut être envisagée, après le mordantage de l'émail en plusieurs points. Ce type de collage ne doit pas être utilisé sur des plages de dentine exposées afin d'éviter les interactions entre l'adhésif et la résine de collage provisoire (fig.56).

Une meilleure stabilité peut être obtenue en exploitant les embrassures palatines lors de la réalisation de la facette provisoire ou en maintenant celles-ci solidarisées, dans le cas de facettes multiples.



Fig.56 En haut, les préparations sont mordancées à l'acide phosphorique à 37 % appliqué de façon punctiforme.

En bas, une résine photopolymérisable non chargée est appliquée au pinceau (HÄMMERLE ; 2010).

4.2.4 La préparation de la surface dentaire

4.2.4.1 Sans exposition dentinaire

4.2.4.1.1 L'essayage

La facette provisoire est déposée et la préparation est nettoyée à l'aide d'appareil ultrasonique qui élimine les résidus de ciment de scellement provisoire.

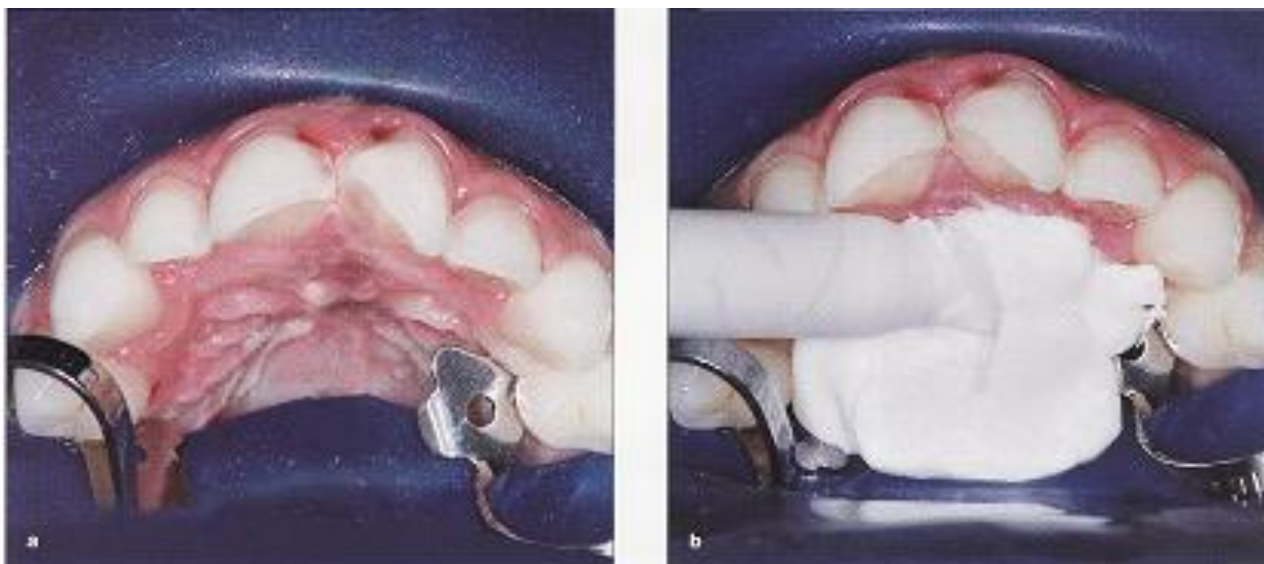
Ensuite la céramique est essayée afin de contrôler l'adaptation marginale ainsi que les contacts proximaux, la forme, la teinte... Il existe chez certains fabricants des pâtes d'essais (pâte try-in) à base de glycérine qui permettent de simuler les caractéristiques optiques des composite de collage (Vitique® (DMG) ; Variolink II® (Ivoclar Vivadent)).

Lorsque l'on doit coller plusieurs facettes; celles-ci sont essayées les unes après les autres afin d'effectuer un meilleur contrôle.

4.2.4.1.2 La mise en place du champ opératoire

L'isolation du site de collage par la mise en place d'une digue individuelle en caoutchouc maintenue par une ligature est un préalable indispensable à la réalisation d'un collage (fig.58). Cette digue peut être extrêmement complexe à installer ; surtout dans le cas de collage d'éléments multiples. Une digue découpée maintenue par des clamps sur les molaires et associée à des cordonnets de rétraction gingival peut également jouer le rôle de barrière aux fluides buccaux, à l'humidité, au mouvement de la langue et des joues (fig.57).

Cette prévention du risque de pollution évite la dégradation du matériau et du joint. La digue en caoutchouc doit assurer une vision, une ergonomie et un accès amélioré aux limites de la préparation ainsi qu'une préservation des points de contact.



*Fig .57 a. La digue découpée est posée, les clamps sont d'abord placés sur les molaires maxillaires et la digue est passée dessus.
b. De la mousse est appliqué dessus
(GÜREL ; 2005).*



*Fig.58 Champ opératoire optimal pour la réalisation du collage d'une facette : pose d'une digue individuelle, mise en place de coins de bois et de matrice transparente dans la région interproximale
(MAGNE ; 2003).*

4.2.4.1.3 Le nettoyage/décontamination de surface

La surface amélo-dentinaire subit un second nettoyage afin d'éliminer le gel d'essai hydrosoluble ou d'éventuel résidus de ciment provisoire. Cette décontamination est obtenue à l'aide d'un appareil ultrasonique ou d'un disque abrasif à faible vitesse qui élimine les résidus de ciment visibles, puis par la réalisation d'un microsablage (particules d'alumine de 25 à 50 μm à 2 ou 3 bars : Cojet® (3M ESPE)) ou par le passage de la ponce sur une cupule en silicone souple afin d'obtenir une surface propre et améliorer l'ancrage mécanique (fig.59) (fig.60).

Dans certaines situations, l'utilisation d'un solvant de résine (acétone, éthanol) permettra de décontaminer la surface dentaire en profondeur (cf chap : 4.1.1).



*Fig.59 Microsablage réalisé par le système Cojet®
(GÜREL ; 2005).*



*Fig.60 Nettoyage des préparations à l'aide d'une pâte abrasive douce sur une cupule en caoutchouc
(MAGNE ; 2003).*

4.2.4.1.4 La gestion de l'hémostase

Cette étape doit être réalisée soigneusement afin d'éviter de provoquer le saignement des tissus gingivaux. Dans ce cas l'hémostase doit être traitée avant de réaliser le collage de l'élément prothétique : l'utilisation d'un laser arrête immédiatement tout saignement en gardant une maîtrise totale des contours tissulaires (fig.61).

Un défaut d'adaptation de la facette provisoire au niveau de la préparation amélo-dentinaire peut entraîner une hyperplasie gingivale provoquant un saignement (fig.61).

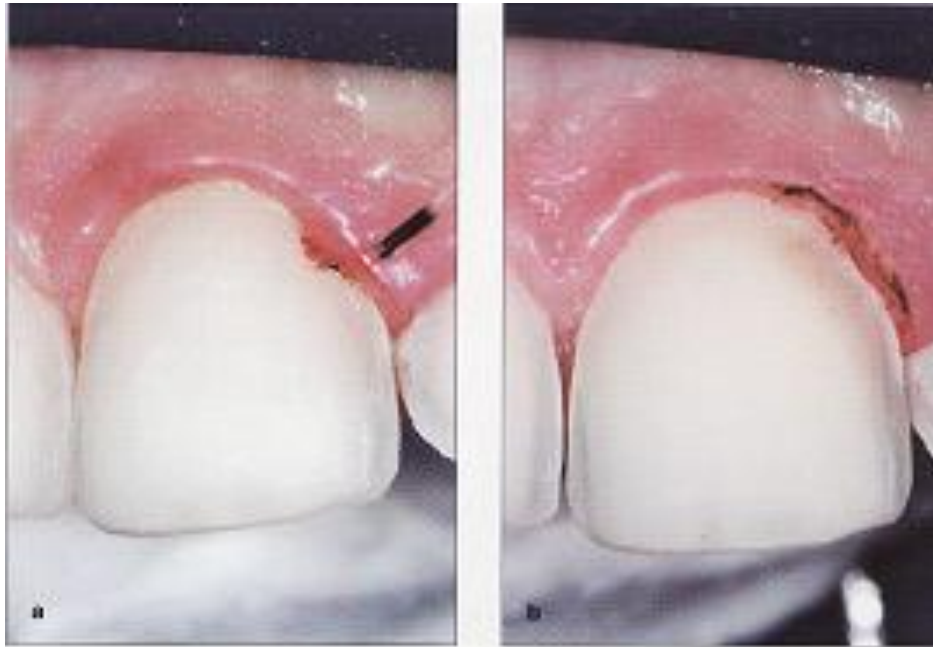


Fig.61 Hémostase tissulaire réalisée par l'utilisation d'un laser (Biolase®), notons l'élimination de l'hyperplasie gingivale (GÜREL ; 2005).

4.2.4.1.5 La formation de la couche hybride

La couche hybride est réalisée par un système adhésif amélo-dentinaire avec un mordantage et un rinçage préalable (MR3) (cf. chap : 1.3.3.5).

Le mordantage est réalisé avec la méthode standard : application d'un acide orthophosphorique à 37% (comme par exemple Ultratech®, Ultradent) sur l'émail pendant 30 secondes ; suivi d'un rinçage abondant (30 secondes) et d'un séchage.

Ensuite le *primer* est appliqué en plusieurs couches à l'aide d'une brosette qui sert de molécule tensioactive favorisant la pénétration de la résine. Cette application est suivie d'un séchage vigoureux afin de faire évaporer le solvant contenu dans le *primer*.

Puis la résine adhésive est appliquée et légèrement séchée sous une aspiration douce afin de ne pas créer de surépaisseur. À ce stade, il est important que la résine ne soit pas photopolymérisée jusqu'à la mise en place de la facette sur la dent qui doit intervenir immédiatement après cette étape. De plus, on détourne le scialytique des préparations afin d'éviter la polymérisation involontaire de l'adhésif avant la mise en place de la facette.

En effet, il est contre indiqué de photopolymériser l'adhésif avant la mise en place de la facette car l'épaisseur totale du joint final augmenterait ; ce qui d'une part aurait des conséquences négatives du point de vue mécanique sur des facettes fines et d'autre part pourrait empêcher la mise en place précise de la facette sur la dent (cf chap : 4.1.2.6).

Une étude récente montre que sur l'émail, il est possible de polymériser en même temps l'adhésif et le composite sans compromettre la résistance du collage ce qui n'est pas le cas sur la dentine (CHAPMAN ; 2007).

4.2.4.2 Avec exposition dentinaire

4.2.4.2.1 Face à une exposition dentinaire importante

Si d'importantes plages de dentine sont exposées (plus de 20% de la surface préparée), il est essentiel de réaliser un scellement dentinaire immédiat afin de protéger le complexe dentino-pulpaire contre les contaminants extérieurs pour éviter les sensibilités post-opératoires et réaliser un collage fiable.

En effet les travaux de Magne et coll. ont prouvé l'efficacité de ce scellement dentinaire immédiat en comparaison à la méthode traditionnelle où les plages de dentine exposées étaient ignorées jusqu'à l'étape finale du collage de l'élément en céramique (fig.62) (MAGNE ; 2005).

Avec cette nouvelle méthode d'application de l'agent de collage dentinaire, il n'existe aucune discontinuité dans l'interface dentine-résine ou entre l'adhésif prépolymérisé et le composite de collage (fig.62). Cette méthode améliore les forces de collage probablement parce qu'elle fixe la couche hybride et évite l'effondrement de la couche de dentine mordancée sous l'effet de la pression exercée par la mise en place du composite et de la restauration indirecte.

Toutefois avec cette nouvelle approche, l'espace occupé pour le collage est plus épais car la couche d'adhésif prépolymérisé (environ 80µm) s'ajoute à la couche du composite de collage (environ 120µm).

4.2.4.2.2 Face à une exposition dentinaire moindre

Dans le cas d'une exposition dentinaire peu profonde et superficielle, l'application et la polymérisation de l'agent de collage dentinaire ne doit pas diminuer l'espace restant pour la céramique afin de ne pas réduire le rapport d'épaisseur céramique/composite de collage ; cela aurait des conséquences négatives sur la répartition des contraintes dans la céramique (cf. chap : 4.1.2.6).

L'approche classique (collage sans exposition dentinaire) sera privilégié dans ce cas car la couche d'adhésif dentinaire non polymérisé est amincie sous la pression du composite plus visqueux lors de l'insertion de la restauration (espace de collage d'environ 120µm).

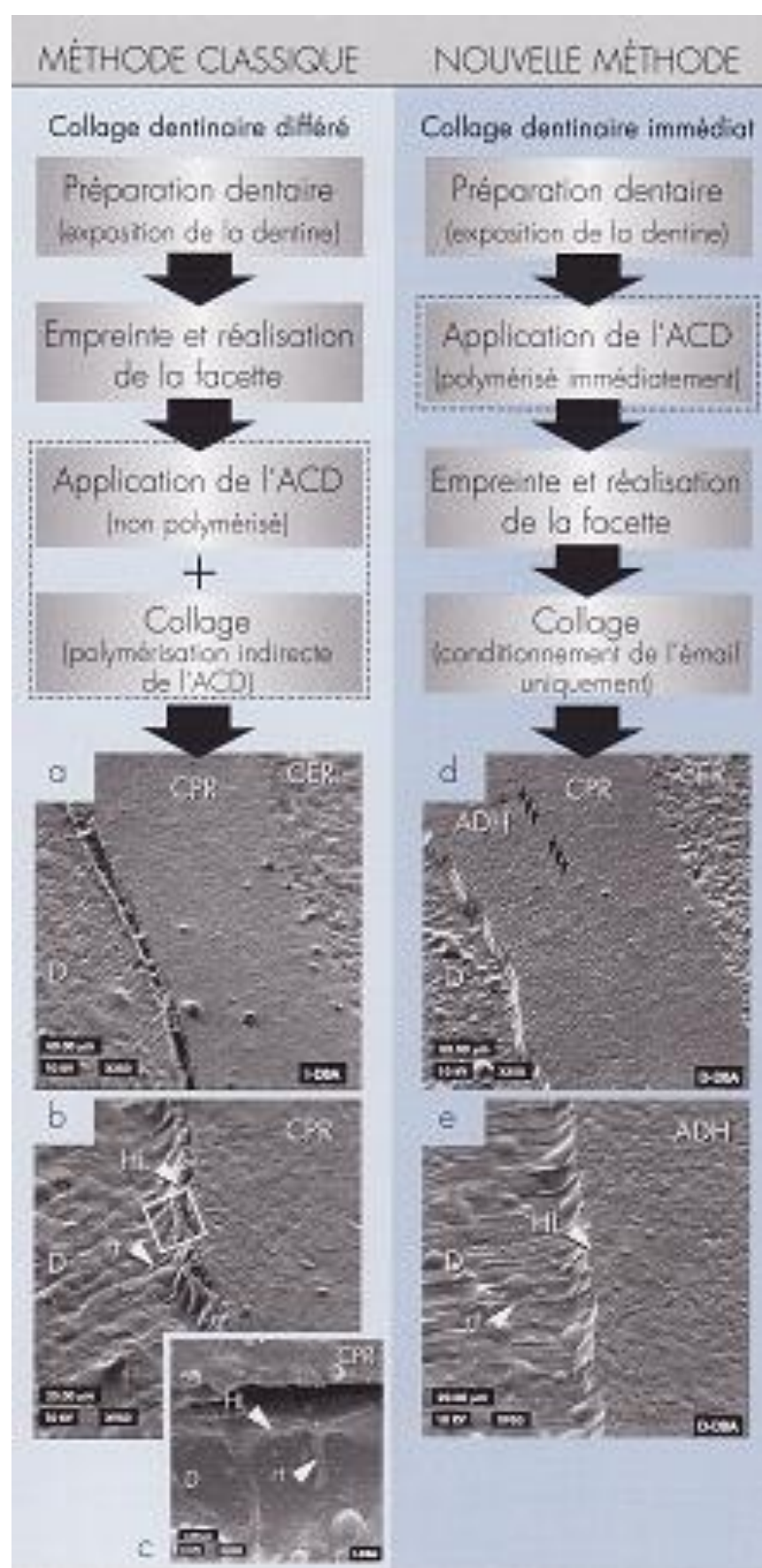
L'utilisation de cette méthode dans le cas d'une exposition large et profonde de dentine nuit à la constitution d'une couche hybride adéquate (MAGNE ; 2005).

Fig.62 « Modes de collage dentinaire et vues au M.E.B correspondantes.

Description chronologique des deux modes d'application du même adhésif dentinaire (en haut) a à c : vue au M.E.B d'une réplique d'une coupe d'échantillon déminéralisé pour le mode d'application classique de l'agent de collage dentinaire. Le composite de collage (CRP) est bien connecté à la céramique (CER), mais un hiatus peut être observé entre le composite et la dentine (D). Un fort grossissement (b, c) montre le composite et la couche hybride (HL) acido-résistants. Quelques tags de résine (rt) pénètrent dans la dentine déminéralisée. Le fort grossissement (c) montre la continuité entre la couche hybride (HL) et la dentine (D), et le hiatus au sommet de la couche hybride.

d et e :vue au M.E.B d'une réplique d'une coupe d'échantillon déminéralisé pour la nouvelle méthode de collage dentinaire. La jonction entre le composite de collage (CRP) et l'adhésif prépolymérisé (ADH) est à peine visible (flèches) et aucun hiatus n'est détecté entre l'adhésif et la dentine (D). Un fort grossissement E montre les couches hybrides (HL) et l'adhésif (ADH) acido-résistantes en contact intime et révèle de longs tags en résine (rt) dans la dentine (D). »

(MAGNE ; 2003).



4.2.4.2.3 La réactivation de la couche dentinaire lors du collage

Lors du scellement dentinaire immédiat, il n'existe pas d'interface visible au M.E.B. (fig.62) entre l'adhésif prépolymérisé et le nouvel adhésif appliqué lors du scellement. Toutefois, il est recommandé de réaliser un protocole de réactivation de cette couche d'adhésif prépolymérisée. Celle-ci est rendue rugueuse par le passage d'une fraise diamantée à gros grains à très faible vitesse ou par la réalisation d'un microsablage juste avant le collage et séchée à sa surface par de l'alcool (fig.60) (fig.61).

Ces recommandations sont basées sur l'utilisation d'un adhésif chargé (Optibond FL®, Kerr...) car ce protocole de réactivation peut facilement détruire une couche hybride fine et fragile si on utilise un agent de collage dentinaire non chargé.

Le protocole de collage proprement dit est ensuite limité à la préparation de l'émail. C'est-à-dire par un mordantage à l'acide phosphorique, suivi d'un rinçage, d'un séchage à l'alcool et de l'application de l'adhésif (cf. chap : 4.2.4.1).

4.2.4.3 Récapitulatif sur la préparation dentaire

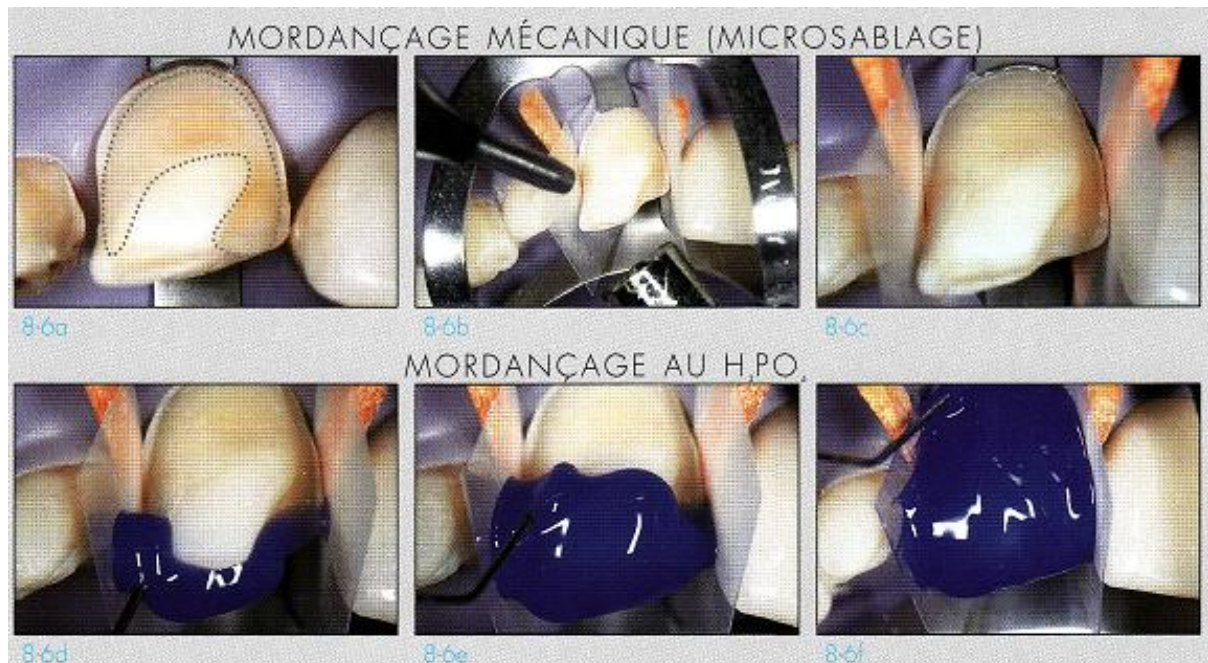
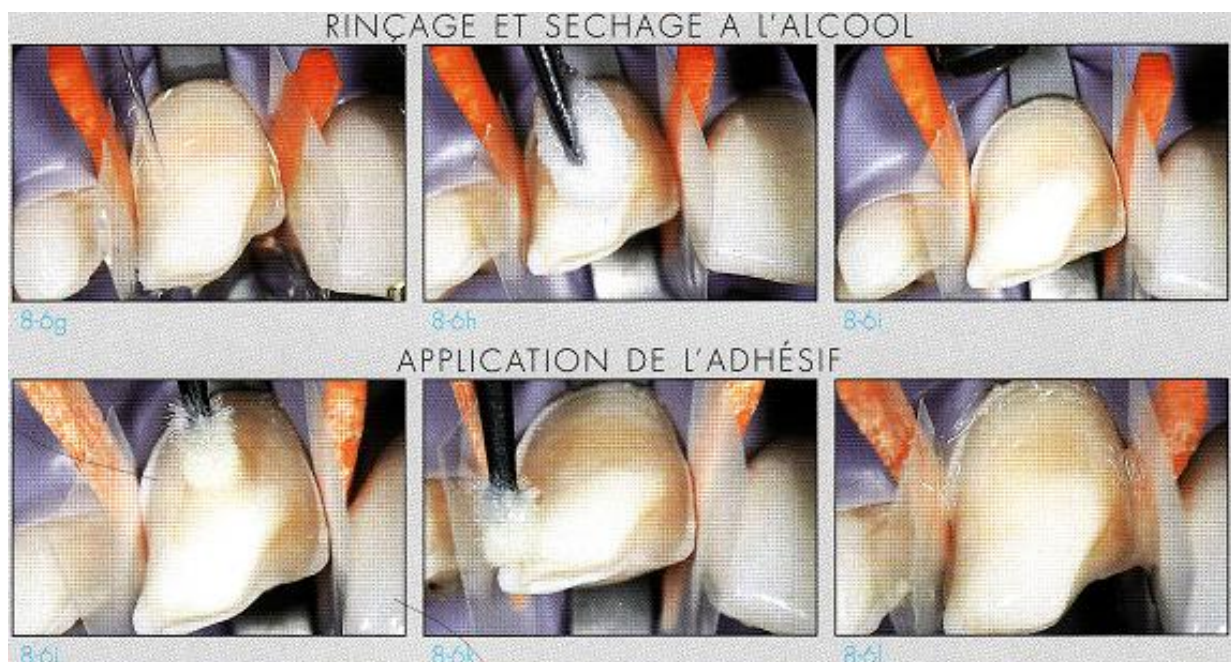


Fig.63 « Préparation de la surface dentaire étape par étape :

La préparation dentaire de cette incisive a provoqué l'expansion de larges plages de dentine qui ont été scellées immédiatement avant de prendre l'empreinte. La couche d'adhésif (Optibond FL®) qui recouvre une grande partie de la préparation (8-6a, surface en pointillés) doit être réactivée en rendant sa surface rugueuse (8-6b, 8-6c ; microsablage avec la poudre Cojet® et le microetcher® (Danville)).

La surface dentaire est ensuite mordancée à l'acide phosphorique (8-6d à 8-6f) pendant 30 secondes pour nettoyer la surface d'adhésif et conditionner l'émail.



L'agent de mordantage est éliminé par rinçage abondant (8-6g) ; une surface sèche ainsi obtenue est recouverte par le primaire (8-6h) suivi d'un séchage à l'air (8-6i). Puis, la préparation est recouverte d'adhésif (8-6 j à 8-6l) dont les excès sont aspirés mais non polymérisés. La mise en place de l'élément céramique intervient immédiatement après cette préparation »
(MAGNE ; 2003).

4.2.5 La préparation de l'intrados de la pièce prothétique

4.2.5.1 Le conditionnement en fonction du choix de la céramique

Sur les céramiques feldspathiques, le mordantage à l'acide fluorhydrique à 9% pendant 90 secondes (Porcelain Etch® (Ultradent), Retentionsgel® (Biodent)...) semble être le meilleur moyen d'obtenir des rétentions micromécaniques favorables pour obtenir un collage fiable. En effet la dissolution de la matrice vitreuse laisse des puits et des tunnels rétentifs entre les cristaux qui eux ont résisté à l'acide. De plus, ce mordantage augmente la mouillabilité et donc l'adhérence de manière significative (l'adhérence est augmentée de 600 à 3000 MPa (GÜREL ; 2005) (cf. chap : 3.1.6.2.1).

L'utilisation d'un bâtonnet adhésif (facilite la réalisation des étapes de préparation de la céramique (fig.64).

Cette manipulation se fait sous haute protection : port de gant en caoutchouc, d'un masque et de lunettes.



Fig.64 Mordantage à l'acide fluorhydrique des facettes céramiques fixées sur des bâtonnets adhésifs

(GÜREL ; 2005).

On réalise ensuite un rinçage abondant de la pièce prothétique.

Le nettoyage dans un bac à ultrasons contenant 90% d'alcool ou de l'acétone ou de l'eau distillée pendant 4 minutes est essentiel pour élargir et faciliter l'accès à ces rétentions en éliminant les précipités cristallins qui résistent à l'application de l'acide (MAGNE, 2005). La majorité des auteurs s'accordent à dire que ce traitement rend la surface céramique la plus pénétrable.

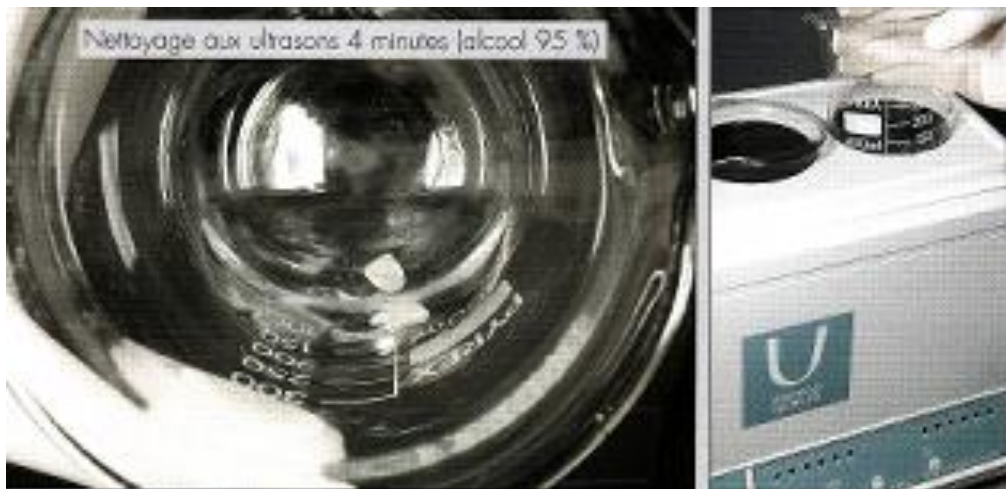


Fig.65 Décontamination de la surface en céramique dans un bac à ultrasons (contenant de l'alcool à 90%, de l'acétone ou de l'eau distillée) pendant 4 minutes (MAGNE ; 2003).

Sur les céramiques renforcées à la leucite de type Empress®, il est indiqué de réaliser un mordantage à l'acide phosphorique afin d'éliminer les nombreux débris de cristaux procurés par l'acide fluorhydrique qui polluent la surface céramique et qui ne sont pas intégralement éliminés par le bac à ultrason (MAGNE ; 2006).

Le conditionnement à l'acide fluorhydrique des céramiques hautement cristallines à phase vitreuse réduite (InCeram® (Vita) ; Procera® (Nobel Biocare)) ou des céramiques cristallines pures (par exemple, le verre hydrothermal Ducera LFC® (Ducera)) ne provoque pas de surface rétentrice. Des étapes supplémentaires sont nécessaires pour conditionner certains de ces produits. Les céramiques à base de lithium peuvent être préparées correctement par conditionnement à l'acide fluorhydrique et silanisation, tandis que le collage des céramiques pressées à base de leucite est essentiellement dû au couplage chimique (silane) et peut-être fragilisé par le mordantage. Alors que les céramiques hautement cristallines contenant peu ou pas de silice, nécessitent un couplage chimique pour créer des sites d'adhésion pour les molécules de silane (MAGNE ; 2003) (cf. chap : 3.1.6.2.2).

4.2.5.2 La silanisation

Deux possibilités existent pour réaliser l'étape de silanisation (cf. chap : 3.2.4).

Si le traitement de surface du matériau à coller a été fait au laboratoire, la surface doit être silanée avant l'essai clinique.

Si le traitement de surface est réalisé au cabinet (situation préférable), celui-ci doit l'être après l'essai clinique et avant la mise en place du silane.

L'étape de silanisation peut donc être réalisée par le laboratoire ou au cabinet avec un silane pré-hydrolysé (monoflacon) ou non pré-hydrolysé (deux flacons) (cf. chap : 3.2.4).

Si le praticien utilise un système en deux flacons, il est indispensable de mélanger les deux produits au début de la séance et de les couvrir pour éviter l'évaporation car le produit s'active après plusieurs minutes.

Le silane est appliqué sur l'intrados de la pièce prothétique décontaminée et bien sèche (alcool ou acétone) à l'aide d'un brush ou d'un pinceau en une ou deux couches maximum.

Le séchage du silane est réalisé à l'aide d'un sèche-cheveux ou d'un petit four portable pendant 60 secondes ou par défaut avec une seringue à air pendant une à deux minutes, en veillant à ne pas envoyer d'eau. Le fait de chauffer la céramique silanée à 100°C pourrait doubler l'adhérence de celle-ci (GÜREL ; 2005).

Notons que les silanes possèdent une date de conservation réduite, ceci est particulièrement vrai pour les silanes monoflacons pré-hydrolysés (moins d'un an). Il est recommandé de les conserver dans un endroit frais et sec sans écarts importants de température comme le réfrigérateur du cabinet dentaire et de ne surtout pas utiliser un produit pré-hydrolysé d'apparence blanche et laiteuse (produit ayant déjà réagi) (HOOSHMAND ; 2004).

On applique ensuite une fine couche d'adhésif dont les excès sont aspirés mais non polymérisés. Le composite de collage est alors placé dans l'intrados prothétique de manière uniforme ; l'utilisation d'un embout injecteur ainsi que d'un bâtonnet adhésif (comme par exemple OptraStick® (Ivoclar Vivadent)) facilite cette étape. Celle-ci sera conservée à l'abris de la lumière sous un écran protecteur jusqu'à l'étape finale de collage.

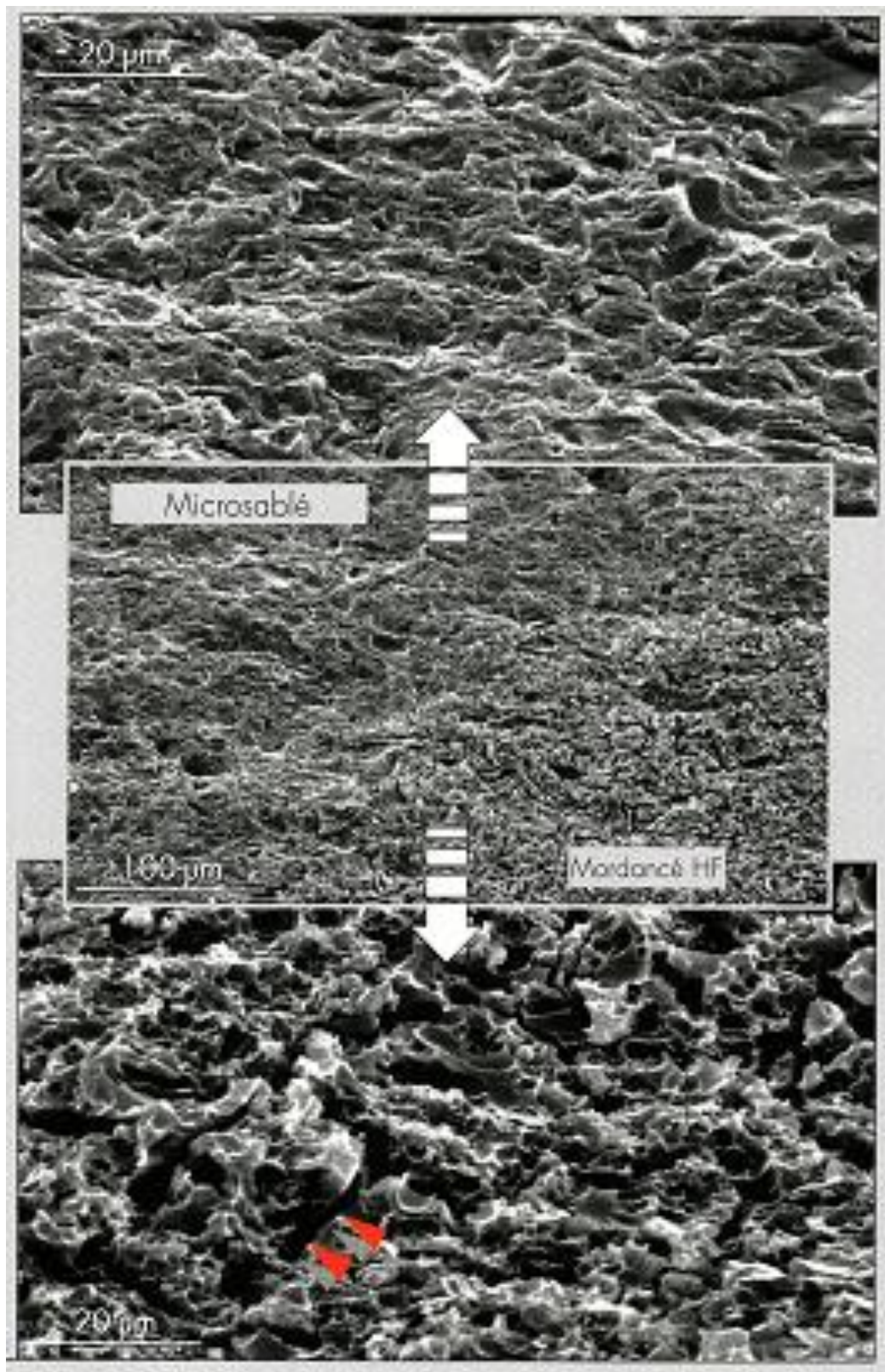


Fig.66 Micrographies au M.E.B. d'une céramique feldspathique
En haut , vue grossissement x1200 d'une surface de céramique micro-sablée.
En bas, vue grossissement x1200 d'une surface de céramique après mordançage à l'acide fluorhydrique à 10% pendant 90 secondes et nettoyage aux ultrasons. La surface présente des rétiptions (« tunnels ») entre les microporosités (flèches rouges)
 (MAGNE ; 2003).

4.2.5.3 Récapitulatif de la préparation de la surface en céramique



Fig.67 « Préparation de la céramique étape par étape.

Les solutions de silane à deux composants doivent d'abord être activées (attention : certains produits nécessitent un délai d'activation) et gardées dans un flacon fermé (8-5a). Après une dernière vérification (sous digue) de la mise en place de la restauration (8-5b), l'intrados céramique peut être préparé par mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 90 secondes (8-5c) suivi d'un rinçage abondant et d'un nettoyage dans un bac à ultrasons.

L'application d'acide phosphorique permet d'éliminer les débris de cristaux sur les céramiques renforcées.

La surface de céramique une fois mordancée est séchée (séchage facilité par l'application d'alcool à 95% suivi du séchage à l'air) avant l'application du silane. Plusieurs couches de silane sont alternativement appliquées et séchées par un jet d'air (8-5d, 8-5e). L'évaporation complète du solvant et des autres contaminants est obtenue par traitement thermique de la pièce en céramique à 100°C pendant au moins une minute, en utilisant un sèche cheveux ou un petit four portable (8-5f ; par exemple Coltène DI500®).



Les étapes suivantes ne peuvent être envisagées qu'au moyen d'un réceptacle doté d'un écran protecteur (8-5g). La céramique mordancée et silanée est recouverte d'adhésif (8-5h, 8-5i) dont les excès sont aspirés mais non polymérisés. Le composite est immédiatement porté dans l'intrados (8-5j, 8-5k). L'élément céramique est alors conservé sous l'écran protecteur (8-5l) pendant que l'opérateur prépare la surface dentaire.

(MAGNE ; 2003).

4.2.6 Le collage de la restauration adhésive en céramique

4.2.6.1 Le protocole clinique

4.2.6.1.1 L'insertion de la facette

La préparation de la surface dentaire et de l'intrados de la pièce prothétique peuvent être effectuées simultanément ; la première par le chirurgien-dentiste au fauteuil et la seconde par l'assistante dentaire.

Il ne semble pas envisageable de réaliser ce type de projet thérapeutique sans l'aide d'une assistante dentaire au fauteuil.

Lors du collage, il est conseillé de placer la facette doucement et lentement en commençant par le bord incisif puis de la pousser doucement vers la limite cervicale. Cette technique d'insertion permet d'éviter la formation de bulles et de contrôler l'expulsion des excès sortant des bords (fig.68).



*Fig.68 Insertion d'une facette du bord libre vers la limite cervical : les excès de colles sont visibles
(GÜREL ; 2005).*

La facette doit être maintenue par une pression uniforme sur la surface vestibulaire réalisée par un instrument ou par la pointe du doigt qui est plus sensible. Le praticien doit alors contrôler de manière rigoureuse la parfaite adaptation de la facette sur les bords ainsi que les rapports avec les dents ou les facettes adjacentes. Une mauvaise adaptation entraînant un joint marginal ouvert aurait des conséquences néfastes sur le résultat ainsi que sur la pérennité de la restauration.

À ce stade, si les excès de composite de collage sont trop importants, le praticien peut les éliminer à l'aide d'un brush ou d'une sonde tout en maintenant une légère pression afin de ne pas risquer de déplacement de l'élément prothétique.

Si le praticien possède une lampe à photopolymériser avec embout très fin d'environ 2 mm de diamètre (par exemple Optilux 501®, Kerr) il est possible de réaliser une polymérisation par point de la facette en place qui la stabilise complètement dans sa situation finale, tout en conservant les excès de composite d'une consistance molle (fig.69). À défaut de posséder ce type d'embout, la facette sera maintenue jusqu'à polymérisation complète du composite de collage.



Fig.69 Facette maintenue par un embout de 2 mm de diamètre de la lampe (Optilux 501®, Kerr) placée sur le tiers moyen, notons le composite de collage non encore polymérisé au niveau des bords (GÜREL : 2005).

4.2.6.1.2 L'élimination des excès de composite de collage

Ensuite une illumination de quelques secondes seulement sur les bords avec un embout « classique » permet de polymériser partiellement les excès de composite qui prennent alors une consistance de gel. Cela permettra une élimination plus aisée de ces excès sans léser les tissus mous avec une sonde et une brosette imbibée d'adhésif. Cette étape facilitera la finition et le polissage (fig.70).



Fig.70 Après une insolation de 1-2 secondes, les excès de composite de collage prennent une consistance de gelée qui seront facilement éliminés à l'aide d'une sonde et d'une brosette imbibées d'adhésif. (GÜREL, 2005).

Les contacts interdentaires et les angles gingivo-proximaux sont nettoyés délicatement à l'aide d'un fil de soie tout en maintenant la facette par pression digitale (fig.71). Notons que l'utilisation de la digue individuelle permet d'éviter les excédents de colle dans la zone cervico-proximale, qui seront extrêmement difficiles à éliminer après photopolymérisation complète du matériau de collage.



*Fig.71 Nettoyage des embrasures et des points de contact avec du fil de soie tout en maintenant la facette sous pression digitale
(GÜREL, 2005).*

Lorsque tous les excès ont été retirés, la résine composite est photopolymérisée intensément.

4.2.6.1.3 La photopolymérisation

Pour empêcher un phénomène d'absorption lumineuse trop important par la céramique, une lampe dégageant une énergie lumineuse puissante sera utilisée (intensité comprise entre 700 et 900 mW/cm²) avec un embout de 8mm de diamètre. On commencera par la face palatine afin de diminuer le taux initial de prise et donc de mieux contrôler les contraintes dues aux retraits de prise (DAVIDSON-KABAN ; 1997) (cf.chap : 2.3.1). Une photopolymérisation de 60 à 90 secondes sur toutes les faces de la restauration est recommandée afin d'obtenir une prise maximale du composite de collage surtout si celui-ci est uniquement photopolymérisable.

Lors de cette étape la lampe doit être dirigée sous divers angles et de manière intermittente pour limiter l'échauffement des tissus mous et de la dent afin d'éviter l'apparition de sensibilités post-opératoires (fig.72).



Fig.72 Le composite de collage est complètement polymérisé pendant 60 à 90 secondes, en commençant par la face palatine (GÜREL ; 2005).

L'oxygène altère la polymérisation des résines en surface. Cette couche d'inhibition, qui se dégrade plus rapidement, peut avoir des répercussions non négligeables sur l'adaptation marginale. Pour parfaire la polymérisation de la résine, un gel de glycérine est donc déposé avant la dernière exposition à la lumière (fig.73). La glycérine est soluble dans l'eau et est facilement éliminée par rinçage.



Fig.73 Un gel de glycérine est appliqué sur les bords avant la dernière insolation lumineuse afin d'éviter la formation d'une couche inhibée par l'oxygène (GÜREL ; 2005).

4.2.6.1.4 L'étape de contrôle, de finition et de polissage

Lorsque les facettes sont collées, la digue est déposée et l'occlusion est contrôlée. On utilise la clé en silicone afin de vérifier l'épaisseur et le volume de la face vestibulaire (fig.74).



Fig.74 L'étape de contrôle.

*On vérifie l'épaisseur et le volume avec la clé en silicone
(GÜREL ; 2005).*

Les étapes de finition/polissage sont exclusivement réalisées à l'aide d'instruments manuels : lame de bistouri n°12 utilisée en traction ou curettes parodontales de type Gracey 204 S, strip en métal dans la région inter-proximale.

En effet, l'utilisation d'instruments rotatifs provoquerait la destruction de la surface glacée de la céramique entraînant une rugosité et provoquant une fragilité ainsi qu'une accumulation de plaque et la réaction gingivale consécutive.

4.2.6.2 Récapitulatif sur l'étape de collage

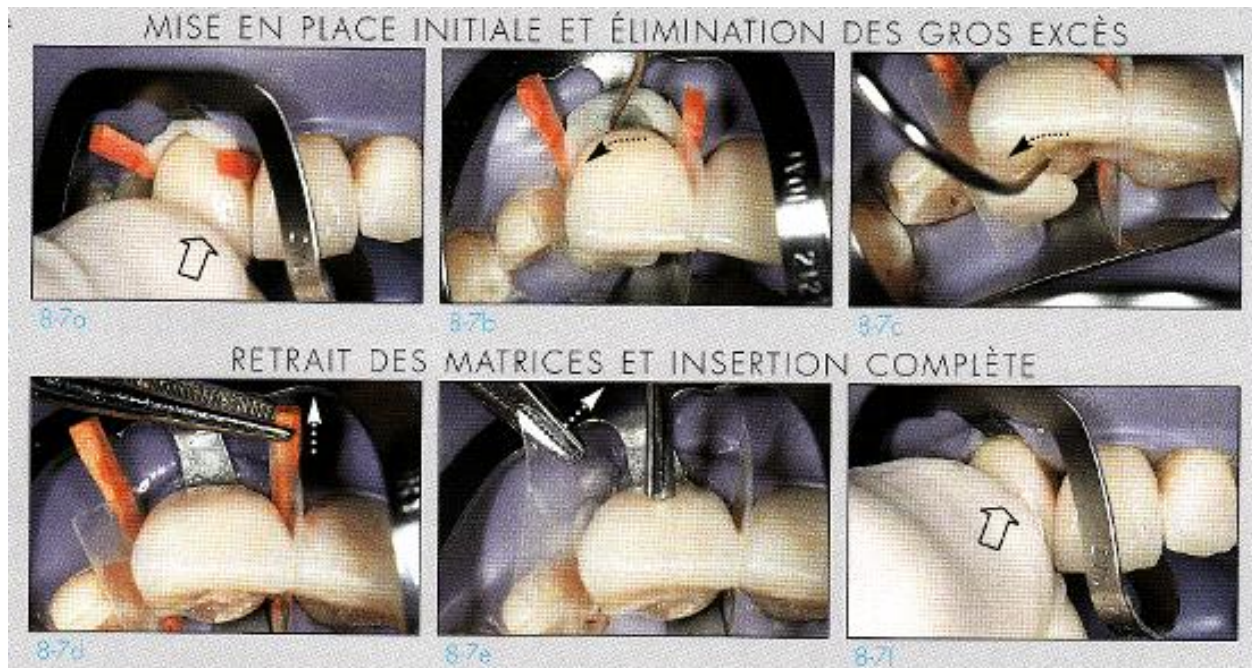
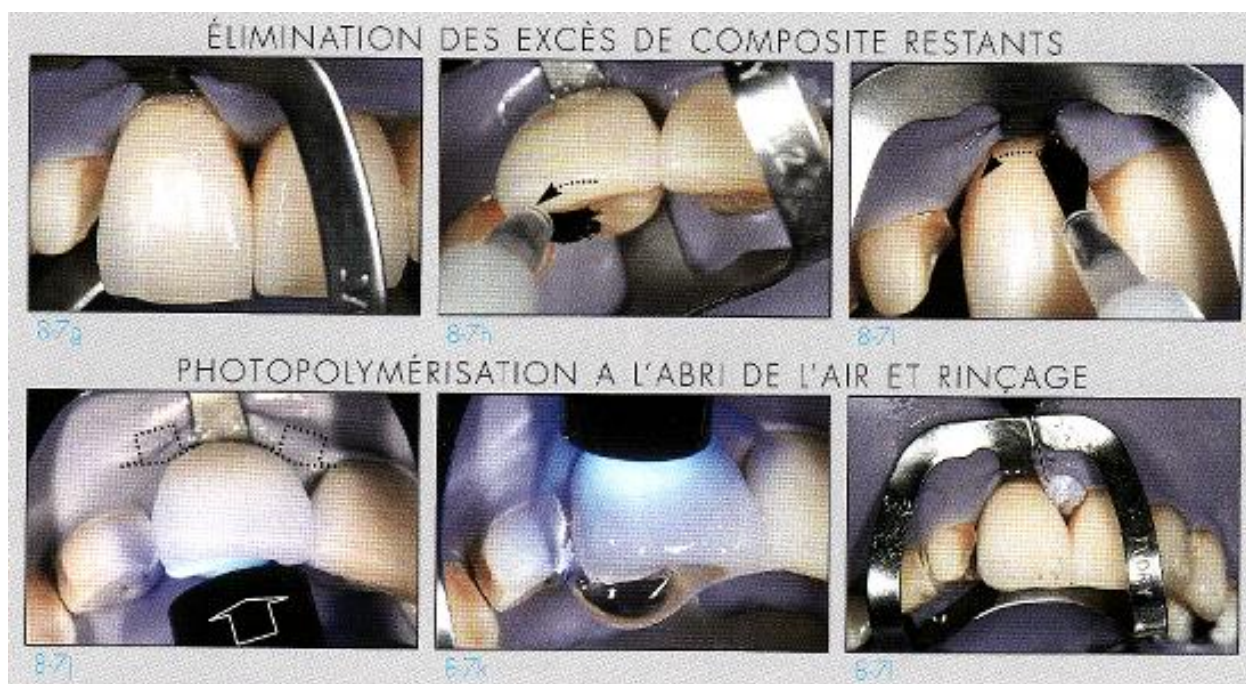


Fig.75 « Mise en place de la restauration étape par étape :

La restauration est placée avec les coins et les matrices interdentaires en place (afin d'éviter l'accumulation de matériau de collage dans les espaces interdentaires) et peut ainsi être glissée lentement sous pression digitale (8-7a). Les plus gros excès de composite sont écartés avec l'extrémité d'une sonde déplacée parallèlement au bord cervical (8-7b, 8-7c). Les coins de bois et les matrices doivent être retirés afin de permettre la mise en place complète (8-7d) ; la restauration est fermement maintenue contre la dent pendant que les matrices sont retirées en vestibulaire par un mouvement rotatif (8-7e). La mise à fond est obtenue sous pression digitale (8-7f).



De petite quantités de composite peuvent alors être expulsées au niveau des bords (8-7g) et sont nettoyées avec un pinceau propre. Là encore, l'instrument doit être déplacé parallèlement au bord (8-7h, 8-7i). La polymérisation commence sur la face palatine pendant 90 secondes (8-7j), puis 60 secondes en mésio-vestibulaire et 60 secondes en disto-vestibulaire par intermittences (flèches en pointillés). Tous les bords sont alors recouverts de gel de glycérine et polymérisés pendant 30 secondes (8-7k) ; le glycérine est facilement nettoyée par rinçage (8-7l) avant de commencer la finition à l'aide d'une lame de bistouri n°12 (8-7m et 8-7n) »

(MAGNE ; 2003).

4.2.6.3 Le choix du composite de collage en fonction du mode de polymérisation et de la teinte

4.2.6.3.1 La facette en céramique inférieure à 1 mm

Si l'épaisseur de la restauration adhésive en céramique est inférieure à 1 mm, la couleur du composite de collage peut influencer sur le résultat esthétique final. Dans ce cas, on choisit le composite de collage en fonction de la céramique ainsi que du support dentaire (BARATH ; 2003). Les coffrets de composite de collage disposent de différentes couleurs ainsi que des pâtes « try-in » (Variolink II® (Ivoclar Vivadent), Vitique® (DMG)) qui permettent d'obtenir une couleur finale de haute précision (cf. chap : 2.3.5).

Une colle photopolymérisable pure assure un contrôle total du temps de travail et de prise du matériau (diminution du stress et d'erreur de positionnement de la facette surtout pour le praticien novice). Il n'existe pas de problèmes de diffusion de la lumière à travers ces restaurations céramiques fines (CADENARO ; 2005).

4.2.6.3.2 La facette en céramique supérieure à 1mm

La teinte du matériau de collage n'influence pas le résultat esthétique final.

Au-delà de 1mm à 2mm d'épaisseur, l'énergie lumineuse transmise est trop faible pour assurer, à elle seule, la polymérisation complète du matériau. Le praticien doit alors employer une colle dual.

Toutefois une étude de Gokhan et coll. n'a pas montré d'influence de l'épaisseur d'une céramique translucide à base de disilicate de lithium (Empress2®, IPS e Max® (Ivoclar Vivadent)) selon le mode de polymérisation jusqu'à 2mm d'épaisseur (GOKHAN ; 2005) ; dans ce type de situation un matériau photopolymérisable peut être utilisé.

L'opacité de la céramique influe également sur la transmission lumineuse, en présence d'une facette en céramique très opaque, qui a pour rôle de masquer un pilier coloré, un composite de collage dual sera privilégié.

4.2.6.3.3 La viscosité du matériau de collage (WEISROCK ; 2009).

Plus le composite de collage est fluide, plus l'insertion de la restauration adhésive en céramique sera facile. En revanche l'élimination des excès sera plus difficile.

Si le composite de collage est très visqueux, l'insertion et la parfaite mise en place de la restauration adhésive en céramique seront plus difficiles à obtenir (technique d'insertion ultrasonore) mais les excès de colles plus faciles à enlever (cf. chap : 2.3.3).

Des matériaux de basse viscosité seront privilégiés dans le cas des facettes céramiques afin de faciliter la mise en place qui reste délicate dans ce type de traitement et d'obtenir un joint de faible épaisseur.

4.2.6.3.4 L'avantage des colles photopolymérisables

Dès que la situation clinique le permet comme vue ci-dessus, on utilisera un composite de collage uniquement photopolymérisable. Ces composites possèdent des avantages pratiques considérables (temps de travail illimité, consistance idéale), des propriétés physico-chimiques très favorables (contenu élevé en charges minérales) et une bonne stabilité de la teinte dans le temps.

Un mode de polymérisation étendu sera utilisé (60 à 90 secondes par face en intermittence) à puissance assez élevé (600 à 1000 mW/cm²) afin d'obtenir une prise du matériau de collage.

4.2.6.3.5 Les avantages et les inconvénients de différentes colles mises sur le marché

4.2.6.3.5.1 Le composite de restauration

Les matériaux de restauration photopolymérisables de type incisal peuvent être utilisés comme agent de collage, celui-ci assez neutre permettra une redistribution de la lumière compatible avec la luminosité intrinsèque de la restauration grâce à sa fluorescence.

Une étude a montré qu'il n'y avait pas de différence significative d'adhérence entre un composite flow photopolymérisable (Natural-Flow® (DFL)) et un composite de collage (Variolink II® (Vivadent)) (BARCELEIRO ; 2003).

4.2.6.3.5.2 Exemple d'un coffret comprenant un composite de collage : Variolink II® (Ivoclar Vivadent).

Les colles sans potentiel adhésif telle que le Variolink II®, Ivoclar Vivadent (colle composite dual) possèdent des propriétés optiques favorables ; le kit de scellement esthétique comprend six seringues de base (brun, jaune, blanc opaque, blanc, bleach-XL et transparent) et quatre seringues de catalyseur (universel et translucide, chacun en basse et haute viscosité) ce qui permet une diversité des combinaisons de mise en œuvre cliniques. De plus, l'avantage de ce type de produit et la présence de pâtes d'essayage hydrosolubles à base de glycérine (*try-in*), en six teintes, qui permettent une pré-visualisation du rendu esthétique final. La base peut être employée seule, comme un ciment photopolymérisable dans certaines conditions (cf. chap : 2.4).

Un gel de glycérine le Liquid Strip®, est proposé pour l'essayage des éléments, et pour protéger le Variolink II® de l'inhibition de polymérisation par l'oxygène. La radio-opacité du matériau est un avantage dans l'élimination des résidus.

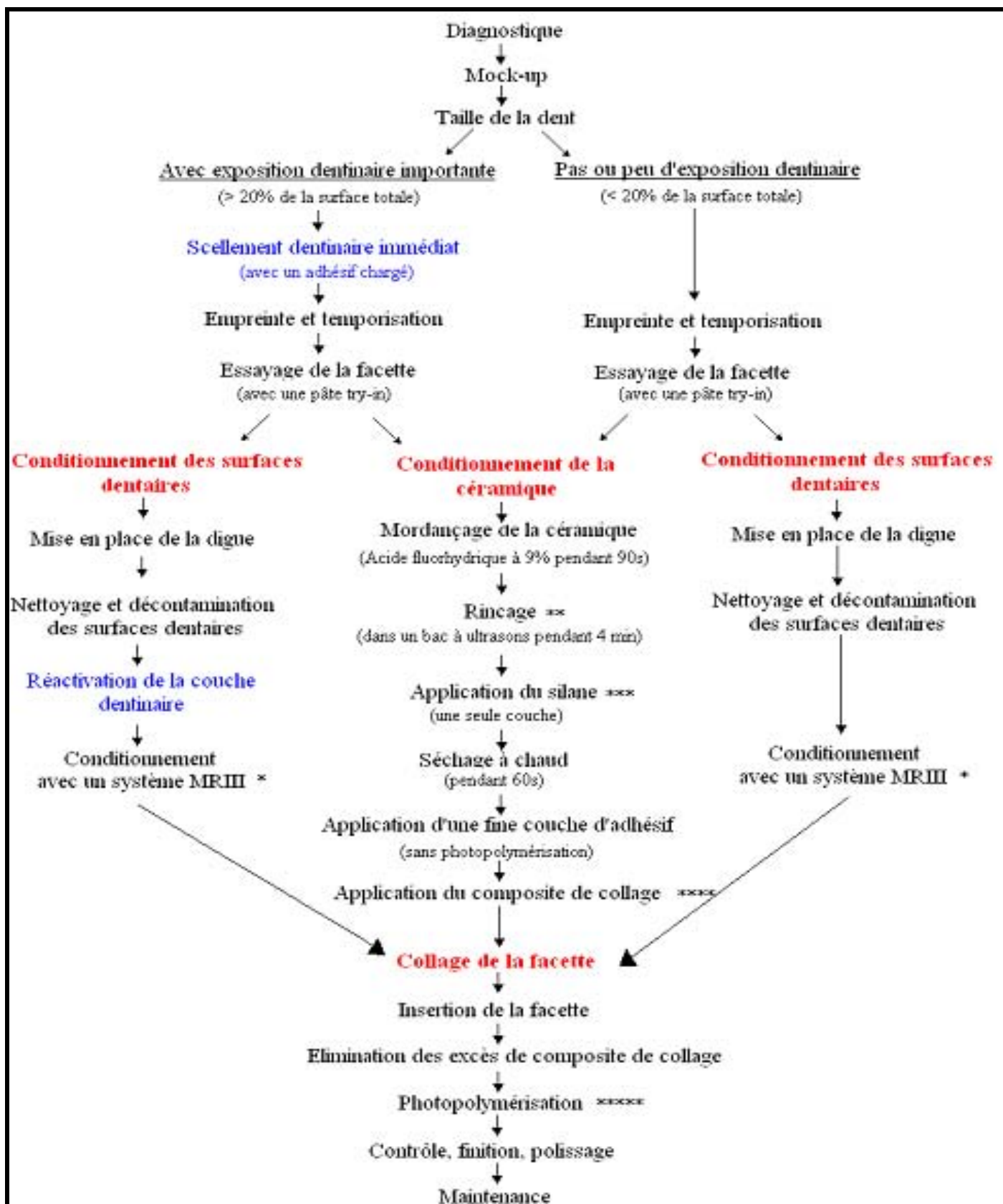
4.2.6.3.5.3 Exemple d'un coffret de colle possédant un pouvoir adhésif propre : Panavia F® (kuraray)

Les colles qui possèdent un pouvoir adhésif propre comme par exemple le Panavia F®, Kuraray, oblige tout de même des traitements de surface spécifiques.

La présence de groupement fonctionnels MDP (méthacryloxydécaéthyl hydroxyphosphate) du Panavia F® se montre efficace sur l'alumine et la zircone.

L'éventail du choix de teintes reste limité.

Ce qu'il faut retenir : Les étapes de la réalisation d'une facette céramique



- Ne pas photopolymériser la résine adhésive

** Pour les céramiques renforcées (Empress®, E Max®...), l'ajout d'un mordantage de l'intrados de la céramique à l'acide phosphorique à 37% favorise l'élimination des cristaux.

*** Pour les silanes en deux flacons : mélanger en début de séance (délai d'activation de plusieurs minutes).

**** Photopolymérisation 60 secondes par face en commençant par la face palatine, sous divers angles de manière intermittente. Application d'une couche de glycérine avant la dernière photopolymérisation.

4.3 Analyse des études cliniques

4.3.1 Les succès

De nombreux auteurs ont étudié la fiabilité des facettes céramiques dans le temps; voici les études, traitant de ce sujet, classées par ordre chronologique:

Dunne et coll. ont réalisée une étude concernant 315 facettes céramiques posées entre 1986 et 1991 durant une période de 63 mois.

Les résultats montrent que 53 facettes (17%) présentaient une anomalie : 25 facettes (8%) montraient un problème mineur réparable et 34 facettes (11%) se sont décollées. Ces échecs étaient associés soit à la présence d'une ancienne restauration, soit à la perte importante de tissu dentaire avant le traitement (exposition de large plage de dentine), soit à l'emploi d'un agent de collage inapproprié. Cette étude montre que certains paramètres n'étaient pas significatifs : l'âge, le sexe, la technique de fabrication (feuille de platine ou die réfractaire), la durée du collage, l'utilisation de la digue (DUNNE ; 1989).

Christensen et coll. ont étudié 165 facettes céramiques posées par 11 praticiens américains durant une période de 3 ans. Les critères évalués étaient l'esthétique, l'adaptation marginale, la coloration marginale, la présence de fracture, l'irritation gingivale, la satisfaction des patients et l'apparition de caries secondaires.

A 3 ans, les résultats montrent que 13% des facettes se sont fracturées. Les autres critères ont été jugés acceptables cliniquement. Toutefois, une dent a présentée l'apparition d'une carie secondaire (CHRISTENSEN ; 1991).

Nordbo et coll. ont réalisé une étude concernant 135 facettes céramiques sans préparation incisale durant une période de 3 ans. Les préparations dentaires ont été réalisées sur une profondeur de 0.3 à 0.5 mm. Les facettes ont été fabriquées en céramique feldspathique, mordancées, silanées et collées avec un composite de collage photopolymérisable. Les facettes ont été examinées tous les ans pour observer la présence d'un décollement, d'une fissure, l'intégrité et la coloration marginale.

A 3 ans, les résultats montrent que 7 facettes (5.2%) présentaient des fissures au niveau incisale. Les autres critères ont été jugés satisfaisant. Cette étude montre que l'on obtient un bon résultat avec une préparation minimale sans recouvrement incisal (NORDBO ; 1994).

Shaini et coll. ont analysés 322 facettes céramiques durant une période de 6.5 ans. 99% des restaurations prothétiques ont été collé sur des dents sans préparation préalable. Dans cette étude, 235 facettes (63.2%) ont été traitées par des étudiants et 137 facettes (36.8%) par des praticiens encadrants. La plupart des facettes (53%) ont été indiquées pour traiter des phénomènes de colorations dentaires pré-existantes (tétracycline, hypoplasie...). Les résultats à 6.5 ans montrent un taux important d'échec mais variable selon les opérateurs (taux d'échec plus important lorsque le praticien était un étudiant). Les échecs sont plus nombreux lorsque les facettes céramiques ont été collées sur des restaurations en composites pré-existantes. La plupart des défauts ont pu être modifié (SHAINI ; 1997).

Peumans et coll. ont réalisé une étude concernant 87 facettes céramiques posées par un unique opérateur durant une période de 5 ans. Les critères évalués étaient l'esthétique, l'adaptation marginale, la vitalité pulpaire, le taux de fracture et la satisfaction des patients. Les résultats montrent que 93% des facettes ont été jugées cliniquement acceptable sans nécessité de ré-intervention. 7% des facettes présentaient un problème cliniquement inacceptable comme l'apparition de carie secondaire, une fracture de la céramique, une réaction pulpaire ou une infiltration marginale importante. Aucune facette ne s'est décollée et l'esthétique a été jugée parfaite. Seulement 14% des facettes présentaient une excellente adaptation marginale sur l'ensemble des contours de la restauration. Les légers défauts marginaux ont été considérés comme négligeables (PEUMANS ; 1998).

Meijering et coll. ont étudié 180 facettes (résines ou céramiques) durant une période de 2.5 ans. Les résultats montrent que 94% des facettes céramiques n'ont pas nécessité de ré-intervention. La totalité des échecs (6%) ont été jugé relatif et donc réparable (MEIJERING, 1998).

Kihn et coll. ont réalisé une étude concernant 59 facettes céramiques traitées par un unique praticien. Après une période de 48 mois, l'indice de plaque et l'indice gingival ont été observés.

Les résultats montrent que la coloration des facettes, ainsi que leur adaptation marginale ont été jugées cliniquement acceptables. Aucune apparition de carie secondaire et de sensibilité post-opératoires ont été rapportées (KIHN ; 1998).

Une étude clinique rétrospective réalisée il y a une dizaine d'années sur des facettes collées depuis un à dix ans présentait des résultats très satisfaisants à l'époque (DUMFAHRT ; 2000). En effet, celle-ci aboutissait à 96% de succès ; seulement 4% d'échecs étaient représentés par des fractures et des fissures et aucun décollement n'avait été signalé. De plus d'après cette étude, la quasi-totalité des échecs concernait des facettes collées sur des préparations avec des expositions dentinaires.

Shang et coll. ont réalisé une étude concernant 736 facettes céramiques. Le taux de survie a été évalué à 96.6% à court terme et à 96.2% à long terme. Cette étude montre qu'il n'y a pas de relation entre le taux de survie et la durée depuis laquelle le traitement a été réalisé. Le taux d'échec est important pour les patients dans la tranche d'âge : 18-30 ans et pour les dents présentant une dyschromie (SCHANG ; 2002).

Aristidis et coll. ont publié une étude concernant 186 facettes céramiques traitées par un même opérateur sur une période de 5 ans. Les critères observés ont été l'esthétique, l'adaptation marginale, l'apparition de coloration, le taux de fracture et la satisfaction des patients.

Les résultats montrent que 98.4% des facettes jugées « cliniquement acceptables » n'ont pas nécessité de ré-intervention. L'esthétique ainsi que la satisfaction des patients ont obtenu un excellent résultat. Le taux de fracture était très bas (1.6%) (ARISTIDIS ; 2002).

Peumans et coll. ont étudié 87 facettes maxillaires antérieures placées en 1990 et 1991 durant une période de 5 à 10 ans. Les critères observés étaient l'esthétique, l'adaptation marginale, l'apparition de carie secondaire, de fracture, de perte d'étanchéité du joint de collage, la conservation de la vitalité pulpaire ainsi que la satisfaction des patients.

Les résultats à 10 ans montrent la perte de 9 facettes. Le pourcentage de restaurations qui n'ont pas nécessité de ré-intervention (jugé acceptable cliniquement) chute de manière significative de 5 ans (92%) à 10 ans (64%). Le nombre de fracture augmente de manière significative de 5ans (4%) à 10ans (34%); la plupart de celles-ci (23%) sont jugées acceptables cliniquement. 21% des restaurations en céramique possèdent une fissure dans la céramique (les facettes ont été préparé avec un retour palatin conséquent).

Les importantes fractures de céramique (11%) et les importants défauts marginaux (20%) ont été les principales sources d'échec. Les défauts marginaux ont été principalement localisés à l'endroit où se trouvent d'anciennes restaurations composites remplacées par la céramique. A ce niveau, d'importantes colorations marginales (19%) ainsi que l'apparition de carie secondaires (10%) ont été observé. De nombreuses restaurations qui présentaient un ou plusieurs problèmes et jugées « cliniquement inacceptable » (28%) ont été modifiées. Seulement 4% des facettes céramiques ont été remplacées sur la période de 10 ans (PEUMANS ; 2004).

Smales et coll. ont réalisé une étude concernant 110 facettes céramiques feldspathiques sur une période de 7 ans (une moyenne de 4 ans pour la totalité des facettes). 46 facettes ont été créées avec un retour palatin et 64 facettes sans retour palatin.

A 5, 6 et 7 ans, les résultats montrent un taux cumulé de survie de 95.8% pour les facettes avec un retour palatin et 85.5% pour celles sans retour palatin. 6 des 9 fractures de céramique sont apparues sur les facettes sans retour palatin. Cette différence n'est pas jugée statistiquement significative (SMALES ; 2004).

Chen et coll. ont réalisé une étude concernant 546 dents présentant une dyschromie due aux tétracyclines qui ont été restaurées par une facette céramique. Ces facettes collées par le composite de collage Ultrabond® (Ultrabond®) ont été observées respectivement à 0.5, 1.5 et 2.5 ans, sur certains critères (l'adaptation marginale, la présence de défaut du joint de collage, l'apparition de caries secondaires, la présence de sensibilité post-opératoire et la satisfaction du patient).

Les résultats montrent que 99% des facettes ont une adaptation marginale excellente et qu'il n'existe pas de défaut du joint de collage évident. Moins de 1% des facettes ont subi un descellement sur les six premiers mois et la totalité des patients sont satisfaits du traitement à un an (CHEN ; 2005).

Murphy et coll. ont réalisé une étude concernant 62 facettes collées par des étudiants à l'hôpital de Cork (Irlande) depuis une durée de 5 ans. 89% des facettes ne se sont jamais fracturées ni décollées, 6% ont été recollées et 5% se sont fracturées (MURPHY ; 2005).

Wiedhahn et coll. ont réalisé une étude concernant 617 facettes céramiques réalisées par le système Cerec® (3M Espe®) sur une période de 9 ans. Celle-ci rapporte un taux de succès de 94% à 9 ans. 98% de celles-ci ont été jugées acceptables du point de vue clinique et les patients ont jugé ce traitement comme un succès pour 98,8% des facettes. On ne trouve pas de différence significative concernant le taux de survie des facettes réalisées par le système Cerec® (3M Espe®) et celles créées de manière conventionnelle au laboratoire que l'on retrouve dans d'autres études (WIEDHAHN ; 2005).

Fradeani et coll. ont étudié 182 facettes (143 facettes Empress®, Ivoclar Vivadent et 39 facettes en céramique feldspathique) sur une période allant de 6 à 12 ans.

Le taux de survie relevé est de 94,4% à 12 ans, comparable au taux de survie de couronnes céramo-métalliques dans la région antérieure.

Le taux de fracture (5%) se retrouve exclusivement sur des dents dont la surface d'émail est inférieure à 50% de la surface totale.

Les critères évalués sont : la stabilité de la couleur, l'état de surface de la céramique, les colorations et l'intégrité marginale ainsi que les accidents mécaniques fractures et descellement.

Dans 14% des cas, les facettes montrent un défaut de coloration du joint de collage. (FRADEANI ; 2005).

Layton et Walton ont réalisé une étude concernant 304 facettes (Empress®, Ivoclar Vivadent) sur 100 patients afin d'analyser le taux de survie à 16 ans.

Les facettes sont collées presque exclusivement sur de l'émail sans utilisation d'adhésif dentinaire (si il existe une exposition de dentine représentant plus de 20 % de la surface totale, les dents sont exclues de l'étude). Celles-ci sont préparées par le même praticien qui réalise un congé palatin évitant les contacts avec les dents antagonistes sur des patients ne présentant pas de risque parafunctionnel élevé.

Sur les 304 facettes de l'étude, 3 ont été réparées, 16 ont échoué et 37 n'ont pu être suivies jusqu'au bout de l'étude. Sur les 16 échecs : 5 sont d'ordre esthétique, 5 sont des complications mécaniques, 2 concernent le support parodontal, 2 sont liés à un descellement, 1 à des caries et 1 à une fracture de la dent.

Le taux de survie cumulatif est de 96+/-1% entre 5 et 6 ans, de 93+/-2% entre 10 et 11 ans et de 91+/-3% entre 12 et 13 ans. Entre 15 et 16 ans, le taux cumulatif de survie est de 73+/-16%. Cette chute marquée du taux de survie s'explique par le décès d'un patient porteur de 5 facettes et du nombre moins élevé de facettes au cours de cette période de l'étude.

En conclusion, cette étude montre que lorsque les facettes vitreuses sont collées principalement à l'émail, elles constituent un type de restauration prédictible sur le long terme, avec un très faible taux d'échec (LAYTON, 2007).

Aykor et coll. ont réalisé une étude concernant 300 facettes sur 5 ans ; 150 dents ont été conditionnées par un système MR III et 150 dents par un système SAM II. Les critères évalués étant : l'adaptation marginale, la coloration du joint de collage, l'apparition de caries secondaires, de sensibilités post opératoires, la réaction du parodonte. Cette étude ne révèle pas de différences significatives entre ces deux systèmes sur une période de 5 ans (court terme) (AYKOR ; 2009).

Du et coll. ont réalisé une étude concernant 310 facettes céramiques sur une période allant de 1 à 8 ans. Les critères observés ont été : l'intégrité de la restauration, l'abrasion, la coloration marginal, l'adaptation marginale, l'apparition de carie secondaire, de sensibilité post-opératoire, l'indice gingival.

Les résultats montrent un taux de survie de 98.7% à un an, de 98% à 2ans, de 93.8% à 3 ans, 93.2% à 4 ans, de 89.7% à 5 ans, de 81.8% à 6 ans, de 76.3% à 7ans et de 76.3% à 8ans (DU ; 2009).

Granell-Ruiz et coll. ont réalisé une étude concernant 323 facettes (Empress®, Ivoclar Vivadent) durant une période de 3 à 11 ans. Quand un allongement de la couronne dentaire est indiqué, un retour palatin est réalisé (199 facettes) sinon les dents sont préparées sans retour palatin (124 facettes). Un adhésif amélo-dentinaire est employé pour cette étude.

De nombreux critères sont évalués : l'indice de plaque, le saignement gingival, la présence de récession, l'apparition de caries secondaires, la présence d'hypersensibilité, le changement de la vitalité pulpaire, la coloration marginale, le changement de couleur, l'adaptation marginale, les accidents mécaniques (fissures, fractures, descellement) ainsi que la satisfaction des patients.

Un taux de descellement très élevé est rapporté par rapport aux autres études (9%), celui-ci est retrouvé le plus souvent chez des patients atteint de bruxisme, ou qui présentent des composite volumineux de classe III ou par l'exposition de large plage dentinaire.

De plus, cette étude rapporte un taux de survie à la fracture après 11 ans de 94% pour les préparations sans retour palatin et de 85% pour les préparations avec retour palatin (fig.76).

Le degré de satisfaction des patients représente 97% sur cette étude (GRANELL-RUIZ, 2010).

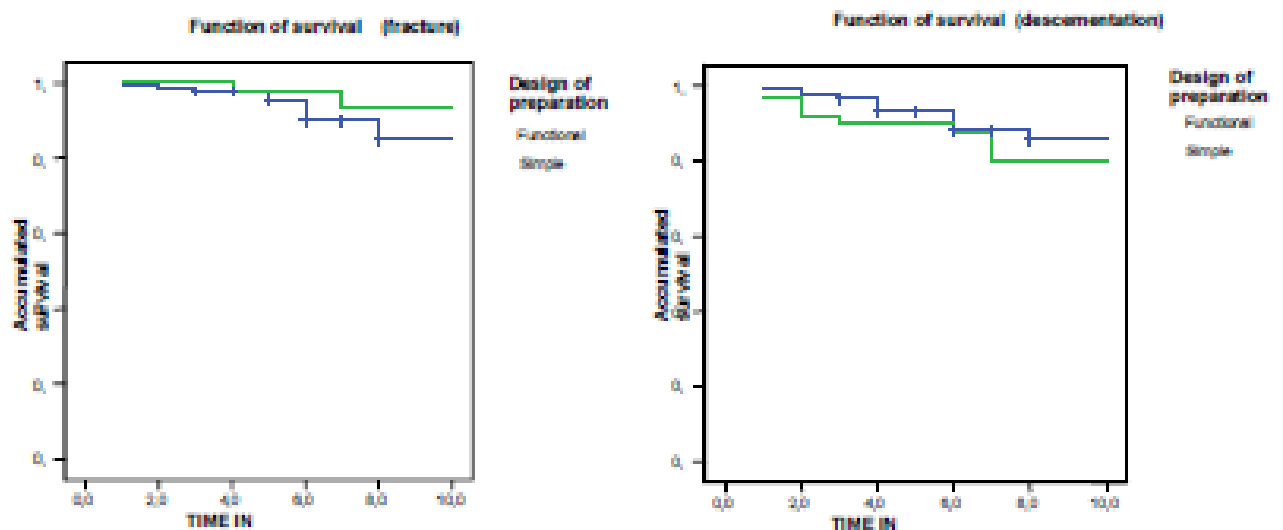


Fig.76 Tableau représentant le taux de survie à la fracture et au descellement des facettes de cette étude au cours des années.

En vert : les facettes sans retour palatin

En bleu : les facettes avec retour palatin

(GRANELL-RUIZ; 2010).

4.3.2 Les échecs

4.3.2.1 Les échecs esthétiques

L'apparition d'une ligne colorée visible au niveau des bords (interface dent-facette) est considérée comme un échec esthétique. L'utilisation d'un agent de collage stable dans le temps évite ce type d'échec (cf. chap : 2.3.5).

La présence d'un hiatus due à un mauvais positionnement de la facette lors de l'étape de collage accentuera ce phénomène.

La présence de résidus de composite de collage non éliminé lors de l'étape du collage reste également une source d'échec fréquente du point de vue esthétique.

4.3.2.2 La rupture du joint

4.3.2.2.1 Généralités (DEGRANGE, 1994).

Rompre un joint collé, c'est lui imposer une force et initier une fissure à partir d'un défaut préexistant, qui est le lieu privilégié de concentration de contraintes. D'une manière plus physique, la force imposée augmente la quantité d'énergie élastique dans l'assemblage qui est consommée lors de la rupture en énergie superficielle. En d'autres termes, l'énergie mise en jeu lors de la rupture contribue à former deux nouvelles surfaces de matériau.

Signalons que le caractère adhésif ou cohésif de la fracture ne dépend que de la vitesse de propagation de la fissure.

Contrairement aux idées reçues, une rupture cohésive ne correspond pas obligatoirement à une meilleure adhérence. En effet, dans la pratique, une valeur d'adhérence prend en compte, non seulement la nature des liaisons coupées lors de la rupture (l'adhésion), mais un grand nombre de facteurs dont les principaux sont :

- la géométrie de l'assemblage, son mode et sa vitesse de sollicitation,
- la température et l'environnement de l'essai,
- les propriétés mécaniques de la colle.

Les valeurs d'adhérence obtenues par des essais conventionnels du type traction ou cisaillement ne correspondent donc pas à des grandeurs physiques caractéristiques de l'adhésif et du substrat. Elles ne doivent être exploitées qu'à titre comparatif dans des conditions d'essai strictement codifiées. C'est la raison qui explique la grande variabilité des résultats publiés dans la littérature pour un même matériau de collage et une même surface.

Notons de plus que le collage reste une étape très rigoureuse du traitement prothétique et également extrêmement opérateur dépendant.

4.3.2.2.2 Le décollement

Les décollements constituent une cause d'échec rare et sont le plus souvent consécutifs à une erreur de mise en œuvre lors des différents traitements de surface (FRIEDMAN ; 1998) (DUMFARTH ; 2000).

L'utilisation de matériau « non collable » (céramique polycristalline) ou de polymère de collage non approprié dans cette situation (colles auto-adhésives et colles possédant un potentiel adhésif) explique également ce type d'échec.

4.3.2.2.3 Les fractures cohésives

Un article datant de plus d'une dizaine d'année portant sur un nombre important de restaurations montre que la plupart des fractures survenant dans le traitement des facettes céramiques sont cohésives (FRIEDMAN, 1998).

Les fractures cohésives se situent au sein du matériau cosmétique, l'état de surface de la céramique joue un rôle majeur dans l'initiation de défauts dont la propagation abouti à la fracture (ADDISON, 2003).

Si la technique d'adhésion a été réalisée de manière correcte, les contraintes internes se manifestent par une fissure ou par un éclat de céramique. Différentes causes comme un choc iatrogène, un défaut de préparation (présence d'angle de vif), présence de la limite localisée dans la concavité palatine, non respect des règles occlusales... peuvent aboutir à des fractures cohésives.

4.3.2.2.4 Les fractures combinées : adhésives et cohésives (GÜREL ; 2005)

Lorsqu'une facette se fracture sous l'effet de stimuli externes et en raison d'un défaut d'adhésion, la fracture concerne la plus grande partie de la facette. Bien qu'un choc puisse en être la cause, l'absence d'adhésion provoque le décollement d'une grande partie de la facette alors que la partie résiduelle, plus petite, reste en place sur la dent (fig.77).

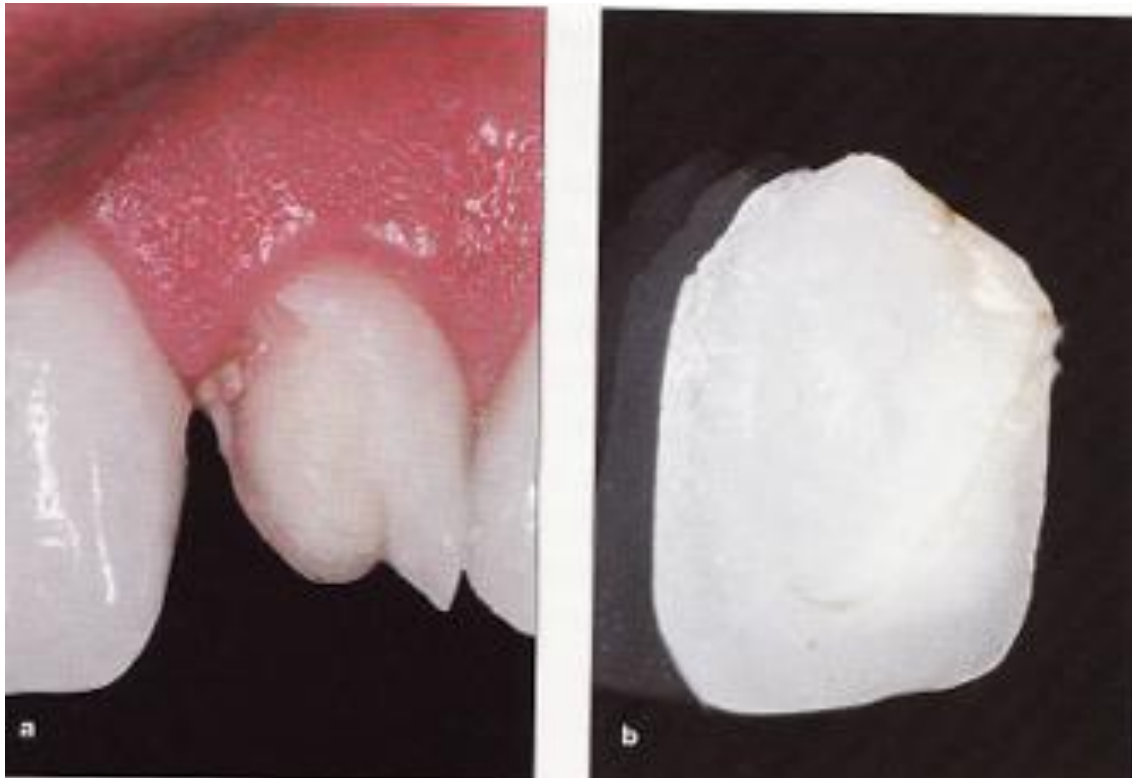


Fig.77 Fracture typique due à un double échec, celui du collage accompagné d'une rupture cohésive. La partie de la facette fortement adhérente à la surface de la dent est restée en place alors que l'autre s'est décollée en raison d'une faiblesse de l'adhésion et de stimuli externes

(GÜREL ; 2005).

Ce qu'il faut retenir :

- Les études montrent la fiabilité du traitement par facette céramique avec un taux de survie qui peut être comparé à celui des couronnes céramo-métalliques dans le secteur antérieur.
- Toutefois de nombreux facteurs peuvent engendrer un échec:
 - présence de parafunction comme le bruxisme...,
 - emploi de matériaux inappropriés (système adhésif amélo-dentinaire inapproprié, polymère de collage inapproprié, céramique inapproprié) ou non respect rigoureux du protocole de mise en œuvre,
 - présence d'anciennes restaurations,
 - plages importantes de dentine exposées.
- Le succès des facettes céramiques est opérateur-dépendant (protocole extrêmement rigoureux du diagnostique à l'étape de collage). Ce type de traitement prothétique demande une collaboration avec un prothésiste dentaire minutieux et l'aide indispensable d'une assistante dentaire.

CONCLUSION

L'appréhension de certains praticiens face au « tout céramique » et au collage est une réalité. Pourtant, ces techniques constituent un grand progrès en terme d'intégration et de respect biologique, à condition qu'elles soient bien utilisées. En effet, le maintien de la santé parodontale ; apporté par la biocompatibilité de la céramique et par la situation de la limite cervicale non enfouie et pourtant esthétique ; et la réalisation de taille *a minima* peu mutilante doivent être perçues comme une évolution majeure de la dentisterie.

Les nombreux matériaux et techniques possédant des durées et des variabilités dans le protocole de mise en œuvre déroutent souvent l'utilisateur.

Voici quelques principes permettant d'éclaircir des zones d'ombre pouvant exister pour l'assemblage d'une facette en céramique sur le tissu dentaire.

Les colles associées à un système adhésif offrent les meilleurs résultats tant du point de vue esthétique que mécanique avec l'obtention de valeur d'adhésion élevée.

Les systèmes adhésifs amélo-dentaires de type MR 3 demeurent les plus performants et les moins sensibles à la technique de mise en œuvre, surtout sur l'émail.

Les céramiques de type vitreuses aboutissent au meilleur rendu esthétique, respectent au mieux le principe de biomimétisme et permettent l'adhésion la plus fiable par un couplage silanique.

Lorsque la situation le permet, l'emploi d'un polymère de collage uniquement photopolymérisable sera utilisé apportant un temps de travail totalement contrôlable ainsi qu'une stabilité colorimétrique dans le temps.

Il n'existe pas un produit idéal adapté à toutes les situations. Ce sont les connaissances fondamentales du praticien qui permettront une utilisation adéquate du panel de produits mis à sa disposition, en fonction de la situation clinique. La maîtrise par le prothésiste au laboratoire du procédé choisi reste tout aussi essentielle.

Actuellement, la recherche de matériaux aux propriétés améliorées et la simplification de leurs procédures de mise en œuvre apportée par les industriels ne doivent pas toujours être systématiquement perçues comme une amélioration du traitement thérapeutique.

Ces matériaux restent opérateurs dépendants. Dans ces procédures longues et rigoureuses, la manipulation de ces matériaux joue un rôle aussi important que leurs performances intrinsèques.

Le collage d'une facette céramique est une étape à part entière du projet thérapeutique qui a toute son importance sur le résultat final. Ce traitement complexe reste à la portée de tout praticien qui possède des connaissances suffisantes sur les techniques adhésives ainsi que sur la nature et les propriétés des matériaux qu'il emploie.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABO-HAMAR SE., FEDERLIN M., HILLER KA., FRIEDL KH., SCHMALZ G. Effect of temporary cements on the bond strenght of ceramic luted to dentin. Dent Mater. 2005; 21: 794-803.
2. ADDISON O., FLEMING GJ., MARQUIS PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. Dent. Mat.2003 ; 19 : 291-297.
3. AKGUNGOR G., AKKAYAN B., GAUCHER H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. J. Prosthet. Dent. 2005 ; 94 : 234-241.
4. APICELLA A., SIMEONE M., AVERSA R., LANZA A., APICELLA D. Light shielding effect of overlaying resin composite on the photopolymerization cure kinetics of a resin composite and a dentin adhesive. Dent Mater 2005 ; 21(10) : 945-961.
5. ARISTIDIS GA., DIMITRA B.- Five year clinical performance of porcelain laminate veneers. Quint. Int. 2002; 33 (3) : 185-189.
6. ARRAIS CA., RUEGGERBERG FA., WALLER JL., DE GOES MF., GIANNINI M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J. dent. 2008 ; 36(6) : 418-426.
7. AYKENT A., USUMEZ A., OZTURK N., YUCEL MT. Effect of provisional restorations on the final bond strenghts of porcelain laminate veneers. J. Or. Reh. 2005 ; 32(1) : 46-50.
8. AYKOR A., OZEL E.- Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored porcelain laminate veneers using total-etch and a modified self-etch adhesive system. Oper Dent. 2009 ; 34(5) : 516-523.
9. AZEVEDO C., COLON P.- Les polymères de collage. Real.Cl. 2005 ; 16 : 351-354.
10. BALLANGER D., BARTALA M., PORTE MC., DUSSARPS L., LAVIOLE O., DUPUIS V. Mouillabilité et état de surface des céramiques de type In-Ceram® et Procera® après sablage au Rocatec®. Stratégies Prothétique. 2005 ; 5 : 309-318.

11. BARATH VS, FABER FJ, WESTLAND S, NIEDERMEIER W. Spectrophotometric analysis of all ceramic materials and interaction with luting agents and different background.
Adv. Dent. Res. 2003 ; 17 : 55-60.
12. BERTSCHINGER C., PAUL SJ., LUTHY H., SCHAEERER P. Dual application of dentin bonding agents : effect on the bond strength.
Am J Dent. 1996 ; 9 : 115-119.
13. BLANCHARD JP., LA VERJAT Y. Limites prothétiques et environnement gingivale.
Cah. Proth. 1996 ; 94 : 45-50.
14. BLATZ MB., SADAN A., MALTEZOS C., BLATZ U., MERCANTE D., BURGESS LO. In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics.
Am. J. Dent. 2004 ; 17(3) : 169-172.
15. BRENTTEL AS., ÖZCAN M., VALANDRO LF., ALARCA LG., AMARAL R., BOTTINO MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions.
Dent. Mat. 2007 ; 23(11) : 1323-1331.
16. BUKIET F., TIRLET G., FLEITER B. Gestions des difficultés cliniques liées à la réalisation de céramiques collées.
Clinic. 2002 ; 23 : 147-155.
17. BUONOCORE MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J.Dent.Res. 1955 ; 34 : 849-853.
18. CADENARO M., ANTONIOLLI F., SAURO S., TAY FR., DI LENARDA R., PRATI C. et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives.
Eur. J. Oral. Sc. 2005 ; 113(6) : 525-530.
19. CALAMIA JR., VAIDYANATHAN J. , VAIDYANATHAN TK., HIRSCH SM. Shear bond strength of etched porcelains.
J. Dent. Res. 1985; 64 : 296.
20. CHAPMAN JL., BURGESS JO., HOLST S., SADAN A., BLATZ MB. Precuring of self etching bonding agents and its effect on bond strength of resin composite to dentin and enamel.
Quint. Int. 2007 ; 38 : 637-641.
21. CHEN JH., SHI CX., WANG M., ZHAO SJ., WANG H- Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with pocelain laminate veneers.
J. Dent. 2005; 33 (1) : 3-8.

22. CHEONG C., KING NM., PASHLEY DH., FERRARI M., TOLEDANO M., TAY FR.
Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual cured composites : two-step vs one-step systems.
Oper. Dent. 2003 ; 28 : 747-755.
23. CHERON R., DEGRANGE M. Colles et ciments : s'y retrouver et choisir.
Inf.Dent. 2007 ; 4 : 127-136.
24. CHO SH., CHANG WG., LIM BS., LEE YK. Effect of the spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers.
J Prostht Dent. 2006 ; 95 : 201-208.
25. CHRISTENSEN GJ., CHRISTENSEN RP.- Clinical observations of porcelain veneers: a three-year report.
J. Esthet. Dent. 1991; 3 (5) : 174-179.
26. COGNARD J. Science et technologie du collage. Presses polytechniques et universitaires romandes.
Lausanne 2000.
27. COMBE EC., OWEN BA., HODGE JS. A protocol for determining the surface free energy of dental materials.
Dent Mater. 2004 ; 20 : 262-268.
28. DARQUE-CERETTI E., FELDER E. Adhésion et adhérence.
Ed. CNRS Editions. 2003.
29. DAVIDSON CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites.
J. Prosth. Dent. 1986 ; 55 : 446-447.
30. DAVIDSON CL., DE GEE A.J., FEILZER A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress.
J.Dent.Res. 1984 ; 63 : 1369-1399.
31. DAVIDSON-KABAN SS., DAVIDSON CL., FEILZER AJ., DE GEE AJ., ERDILEK N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites.
Dent. Mat. 1997 ; 13 : 344-352.
32. DE MUNCK J., VAN MEERBEEK B., YOSHIDA Y., INOUE S., VARGAS M., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN-HERLE G. Four year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin.
J.Dent.Res. 2003 ; 82 : 136-140.
33. DE MUNCK J., VARGAS M., VAN LANDUYT K., HITIKA K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin.
Dent. Mat. 2004 ; 20 : 963-971.

34. DE MUNCK J., VAN MEERBEEK B., SATOSHI I., VARGAS M., YOSHIDA Y., ARMSTRONG S., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. Microtensile bond strengths of one – and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin.
Am. J. Dent. 2003; 16 : 414-420.
35. DEGRANGE M. Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes?
Inf.Dent. 2007 ; 4 : 119-124.
36. DEGRANGE M. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires.
Real.Clin. 2005 ; 16 : 327-347.
37. DEGRANGE M., ATTAL JP., THEIMER K. Aspects fondamentaux du collage appliqués à la dentisterie adhésive.
Real. Clin. 1994 ; 5 : 371-382.
38. DEGRANGE M., LAPOSTOLLE B. L'expérience des batailles des adhésifs : bien connaître son adhésif-mieux l'employer.
Inf. Dent. 2007 ; 4 : 113-117.
39. DERY AGIN BV., KROTEVANA N.A. Dokl Akad Nauk SSRR vol 61 p863,1948.
40. DIETSCHI D., MAGNE P., HOLZ J. Bonded to tooth ceramic restorations : in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives.
Rev. Mens. Suis. Odont. 1995 ; 105 : 299-305.
41. DUNNE SM., MILLAR BJ.-A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers.
Br. Dent. 1993; 175 (9) : 317-321.
42. DU RT., LI Y., FAN DN.- A retrospective study on the long-term clinical outcomes of 310 porcelain laminate veneers.
Zhong. Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2009; 44 (6) : 343-346.
43. FLEITER B., ESTRADA D., LE DENMAT D, DEGRANGE M. Céramiques et collage : Problèmes liés au mode d'activation du polymère.
Entretiens Bichat Odont. Sto. 1990 : 33-36.
44. FLEITER B., LE DENMAT D., ESTRADA D., DEGRANGE M. Indications et limites des adhésifs photo-polymérisables en céramique collée.
Inf. Dent 1992 ; 5 : 343-347.
45. FOOWKES FM. – Donor-acceptor interactions at interfaces. In : Physico chemical aspects of polymer surfaces.
KL. Mittal. Edit. 1983 ; 2 : 583. Plenum Press New York.
46. FRADEANI M. Six-years follow-up with Empress veneers.
Int. J. Periodont. Rest. Dent. 1998 ; 18: 216-225.

47. FRADEANI M., REDEMAGNI M., CORRADO M. Porcelain laminate veneers : 6- to 12- year clinical evaluation-A retrospective study.
Int. Jour. of Per. Res. Dent. 2005 ; 25 : 9-17.
48. FRON H., TIRLET G., ATTAL JP. Les silanes mieux les connaître pour mieux les utiliser.
Inf.Dent. 2009 ; 20 : 1058-1063.
49. GERDOLLE D., MORTIER E. Reconstitutions coronaires en céramique : utilisation raisonnée des composites de collage.
Clinic. 2003 ; 2 : 77-85.
50. GEURTSSEN W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Europ.
Eur.J. Oral. Sc. 1998 ; 106 : 687-695.
51. GORACI G., MORI G. Les bases adhésives de la dentisterie conservatrice esthétique.
Real. Clin. 1998 ; 9(3) : 295-312.
52. GRANELL-RUIZ M., FONS-FONT A., LABAIG RUEDA C., MARTINEZ GONZALES A., ROMAN-RODRIGUEZ JL., SOLA-RUIZ M. A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years.
Med. Or..Patol. Cir. Bucal. 2010 ; 15 : 531-537.
53. GUASTALLA O.- Apport du collage en prothèse fixée.
Cah. Proth.2009 ; 148 : 15-21.
54. GULER AU., YILMAZ F., URAL C., GULER E. Evaluation of 24-hour shear bond strength of resin composite to porcelain according to surface treatment.
Int. J. Prosth. 2005; 18 : 156-160.
55. GÜREL G. – Les facettes céramiques : de la théorie à la pratique.
Quintes. Inter. 2005.
56. GWINNET A.J., MATSUI A. A study of enamel adhesives : the physical relation ship between enamel and adhesive.
Arch. Oral Biol. 1967 ; 12 : 1615-1620.
57. HAGGE MS., LINDEMUTH JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems.
J.Pros.Dent. 2001; 86 : 620-623.
58. HÄMMERLE C., SAILER I., THOMA A., HÄLG G., SUTER A., RAMEL C. Les céramiques dentaires en pratique clinique.
Quint. Int. 2010.
59. HANNIG M., BOCK B., BOTT B., HOTH-HANNIG W. Inter-cristallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel margins by transmission electron microscopy.
Eur. J. Sc. 2002 ; 110 : 467-470.

60. HASHIMOTO M., ITO S., TAY FR., SVIZERO NR., SANO H., KAGA M., PASHLEY DH. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding.
J. Dent. Res. 2004 ; 83 : 843-848.
61. HASHIMOTO M., OHNO H., KAGA M., ENDO K., SANO H., OGUCHI H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years.
J. Dent. Res. 2000 ; 79 : 1385-1391
62. HIKITA K., VAN MEERBEEK B., DE MUNCK J., IKEDA T., VAN LANDUYT K., MAIDA T., LAMBRECHTS P., PEUMANS M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.
Dent. Mat. 2007 ; 23 : 71-80.
63. HOOSHMAND T., VAN NOORT R., KESHVAD A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface.
Dent. Mater. 2002 ; 18 : 179-88.
64. HOOSHMAND T., VAN NOORT R., KESHVAD A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond.
Dent Mat. 2004 ; 20 : 635-642.
65. HUMMEL M., KERN M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic provera.
Dent mat. 2004 ; 20 : 498-508.
66. INOUE S., VARGAS MA., ABE Y., YOSHIDA Y., LAMBRECHTS P., VANHERLE G., SANO H., VAN MEERBEEK B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel.
Am. J. Dent. 2003 ; 16 : 329-34.
67. JACOBSEN T., SÖDERHOLM KJ. Some effects of water on dentin bonding.
Dent. Mat. 1995 ; 11 : 132-136.
68. KAMADA K., YOSHIDA K., ATSUTA M. Early bond strength and durability of bond between a ceramic material and chemically-cured or dual-cured resin luting agent.
Am. J. Dent. 2001; 14 : 85-88.
69. KANCA J. Effects of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin.
Am. J. Dent. 1992 ; 5 : 213-215.
70. KANUKARI K., KAWAMOTO Y., MATSUMURA H. Influence of temporary cement remnant and surface cleaning method on bond strength to dentin of a composite luting system.
J. Or. Sc. 2005 ; 47 : 9-13.
71. KAWAI K., ISENBERG BP., LEINFELDER KF. Effect of gap dimension on composite resin cement wear.
Quint. Int. 1994 ; 25 : 53-58.

72. KIHN P., BARNES DM.- The clinical longevity of porcelain veneers: a 48-month clinical evaluation.
J. Am. Ass.. 1998; 129(6) : 747-752.
73. KODAKA T., DEBARI K., KUROIWA M. Mineral content of the innermost enamel in erupted human teeth.
J. Elect. Micr. 1991 ; 40 : 19-23.
74. KOUSMENKO JB., KOUBI S. Précision d'adaptation des systèmes céramo-céramiques.
Thèse d'exercice. 2006.
75. KRAMER N., FRANKENBERGER R. Leucite reinforced glass-ceramic inlays after six years : wear of luting composites.
Op. Dent. 2000 ; 25 : 466-472.
76. KRAMER N., LOHBAUER U., FRANKENBERGER R. Adhesive luting of indirect restorations.
Am. J. Dent. 2000 ; 13 : 60D-76D.
77. LABORDE G., LACROIX P., MARGOSSIAN P., LAURENT. M. Les systèmes céramo-céramiques.
Real.Cl. 2004 ; 15 : 89-104.
78. LABORDE G., LASSERRE JF., BOTTI S., KOUBI S., LAFARGUE H., MAILLE G., COUDERC G., MARGOSSIAN P. Restaurations céramiques antérieures : les préparations périphériques.
Réal. Cl. 2010 ; 21 : 167-182.
79. LAFOND D. Lampes à photopolymériser : choix raisonné à l'heure des LED.
Clinic. 2009; 30 : 27-34.
80. LASSERRE JF., PHAM VAN VIET JF., CHEVALIER JM. Restaurations céramiques du secteur antérieur : évolution et révolution dans les concepts.
Strat. Proth. 2005 ; 5 : 247-260.
81. LASFARGUES JJ., COLON P. Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1 : une approche médicale globale.
Ed. CDP, 2009.
82. LASSERRE JF., LABORDE G., KOUBI S., LAFARGUE H., COUDERC G., MAILLE G., BOTTI S., MARGOSSIAN P. Restaurations céramiques antérieures : les préparations partiels et adhésion.
Réal. Cl. 2010 ; 21 : 183-195.
83. LAYTON D., WALTON T. An up to 16 year prospective study of 304 porcelain veneers.
Int. J. Prosth. 2007 ; 20 : 389-396.

84. LU H., MEHMOOD A., CHOW A., POWERS JM. Influence of polymerisation mode on flexural properties of esthetic resin luting agents.
J. Prosth. Dent. 2005 ; 94 : 549-554.
85. LÜHRS AK., GUHR S., GÜNAY H., GEURTSEN W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro.
Clin. Or. Inv. 2010 ; 14 : 193-199.
86. MAGNE P., BELSER U. Restauration adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique.
Quint. Int, Eds Paris 2003.
87. MAGNE P., KWON KA., BELSER UC, HODGES JS., DOUGLAS WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation.
J. Prost. Dent. 1999 ; 81 : 327-334.
88. MAGNE P., DOUGLAS WH. Additive contour of porcelain veneers : a key element in enamel preservation, adhesion, and esthetic for aging dentition.
J. Adh. Dent. 1999 ; 1 : 81-92.
89. MAGNE P., DOUGLAS WH. Porcelain veneers : Dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown.
Int. J Prosth. 1999 ; 12 : 111-121.
90. MAGNE P., KIM TH., CASCIONE D., DONOVAN TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations.
J. Prosth. Dent. 2005 ; 94 : 511-519.
91. MAGNE P., MAGNE M. Facettes en céramique à l'aube de l'an 2000: une fenêtre ouverte sur la biomimétique.
Real.Clin. 1998 ; 9 : 329-343.
92. MAHIAT Y. La matière apprivoisée. Ed crg Paris 1998.
93. MARGOSSIAN P., LABORDE G., KOUBI S., COUDERC G., MAILLE M., BOTTI S., DINARDO Y., MARIANI P. Propriétés optiques des systèmes céramo-céramiques : implications cliniques.
Réal. Cl. 2010 ; 21 : 197-207.
94. MASH LK., BENINGER CK., BULLARD JT., STAFFANOU RS. Leakage of various types of luting agents.
J. Prosth. Dent. 1991 ; 66 : 763-766.
95. MATSUMURA H., AIDA Y., ISHIKAWA Y., TANOUE N. Porcelain laminate veneer restorations bonded with a three liquid silane bonding agent and a dual activated luting composite.
Jour. Or. Sci. 2006 ; 48 : 261-266.

96. MEIJERING AC., CREUGERS NH., ROETERS FJ., MULDER J.- Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5 year interim evaluation.
J. Dent. 1998; 26 (7) : 563-568.
97. MJOR IA., FEJERSKOV O. Human oral embryology and histology.
Munkgaard,Copenaghen, 1986.
98. MOLL K., GARTNER T., HALLER B. Effects of moist bonding on composite/enamel bond strength.
Am. J. Dent. 2002 ; 15 : 85-90.
99. MURPHY E., ZIADA HM., ALLEN PF.– Retrospective study on the performance of porcelain laminate veneers delivered by undergraduate dental students.
Eur. J. Prosth. Rest. Dent. 2005 ; 13 (1) : 38-43.
100. NORDBO H, RYGH-THORENSEN N., HENAUG T.- Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results.
J. Dent. 1994; 22 (6) : 342-345.
101. OH WS., SHEN C., ALEGRE B., ANUSAVICE KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin.
J. Prosth. Dent. 2002 ; 88 : 616-621.
102. ÖZCAN M.,VALLITTU PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics.
Dent. Mat. 2003 ; 19 : 725-731.
103. PASHLEY DH., CIUCCHI B., SANO H., HORTNER JA. Permeability of dentin to adhesive agents.
Quint. Int. 1993 ; 24 : 618-631.
104. PASHLEY DH., TAY FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II : etching effects on unground enamel.
Dent. Mat. 2001 ; 17 : 430-444.
105. PERDIGAO J., GERALDELI S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel.
J. Esth. Restor. Dent. 2003 ; 15 : 32-41.
106. PEUMANS M., KANUMILLI P., DE MUNCK J., VAN LANDUYT K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives : A systematic review of current clinical trials.
Dent. Mat. 2005 ; 21 : 864-881.
107. PEUMANS M., VAN MEERBEEK B., LAMBRECHTS P., VUYLSTEKE-WAUTERS M., VANHERLE G. Five-year clinical performance of porcelain veneers.
Quint. Int. 1998 ; 29 : 211-221.

108. PEUMANS M., DE MUNCK J., FIEUWS S, LAMBRECHTS P, VANHERLE G., VAN MEERBEEK B.- A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers.
J. Adh. Dent. 2004; 6 (1) : 65-76.
109. PIWOWARCZYK A., LAUER HC., SORENSEN JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials.
J. Proth. Dent. 2004 ; 92 : 265-73.
110. PLUEDDEMANN E. Silane coupling agents.
New-York : Plenum. 1991 : 253.
111. RAUX F., DEGRANGE M. Compatibilité : Les adhésifs sont-ils tous compatibles avec les colles et composites auto-polymérisables ?
Inf. Dent. 2007 ; 4 : 149-153.
112. REEH ES., ROSS GK. Tooth stiffness with composite veneers : A strain gauge and finite element evaluation.
Dent. Mat. 1994 ; 10 : 247-252.
113. ROULET J.F., JANDA R. Restaurations indirectes en céramique.
Real.Cl. 2000 ; 11 : 441-459.
114. ROULET JF., DEGRANGE M. Collages et adhésion : la révolution silencieuse.
Quint. Int. 2000 : 277-302.
115. ROULET JF., SODERHOLM KJ., LONGMATE J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strenght.
J. Dent. Res. 1995 ; 74 : 381-387.
116. SANARES AM., ITTHAGARUN A., KING NM., TAY FR., PASHLEY DH. Adverse surface interactions between one-bottle light cured adhesives and chemical cured composites.
Dent. Mater. 2001 ; 17 : 542-553.
117. SARAC D., SARAC YS., KULUNK T. Effect of the dentin cleansing techniques on dentin wetting and on the bond strength of a resin luting agent.
Jour.Prosth. Dent. 2005 ; 94 : 363-369.
118. SHAINI FJ., SHORTALL AC., MARQUIS PM.- Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years.
J. Or. Reh. 1997; 24 (8) : 553-559.
119. SCHANG X., MU Y.- Clinical application and effective assessment of cerinate porcelain laminate veneers.
Chin. Med. J. 2002; 115 (11) : 1739-40.
120. SHEN C., OH WS., WILLIAMS JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic.
J. Prosth. Dent. 2004 ; 91 : 453-458.

121. SMALES RJ., ETERMADI S.- Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study.
Int. J. Prosth. 2004; 17 (3) : 323-326.
122. SORENSEN JA., ENGELMAN MJ., TORRES TJ., AVERA SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain.
Int. J. Prosth. 1991 ; 4 : 17-23.
123. STACEY GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel.
J. Prosth. Dent. 1993 ; 70 : 395-402.
124. TAY FR., PASHLEY DH., SUH BI., CARVALHO RM., MILLER MB. Single step, self etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence.
Am. J. Dent. 2004 ; 17 : 271-278.
125. TAY FR., PASHLEY DH., YIU CK., SANARES AM., WEI SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part 1. Single-step self etching adhesive.
J. Adh. Dent. 2003 ; 5 : 27-40.
126. TAY FR., SUH BI., PASHLEY DH., PRATI C. CHUANG SF., LI F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part 2. Single-bottle, total-etch adhesives.
J. Adh. Dent. 2003 ; 5 : 91-105.
127. TAY FR., GWINNETT AJ., PANG KM., WEI SHY. Resin permeation into acid conditioned, moist, and dry dentin : a paradigm using water-free adhesive primers.
J. Dent. Res. 1996 ; 75 : 1034-1044.
128. TAY FR., GWINNETT AJ., PANG KM., WEI SHY. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions.
J. Dent. Rest. 1995 ; 74 : 1168-1178.
129. TERATA R., NAKABAYASHI K., KUBOTA M. Effect of temporary materials on bond strength of resin-modified glass-ionomer luting cement to teeth.
Am. J. Dent. 2000 ; 13: 209-211.
130. TOUATI B., MIARA P. Light transmission in bonded ceramic restorations.
J. Esthet. Dent. 1993 ; 5 : 11-18.
131. USUMEZ A, OZTURK AN., USUMEZ S., OZTURK B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers.
J. of Or. Reh. 2004 ; 31 : 160-165.
132. VAN DIJKEN JW. Durability of three simplified adhesive systems in class V non carious cervical dentin lesions.
Am. J. Dent. 2004 ; 17: 27-32.

133. VAN MEERBEEK B., DE MUNCK J., YOSHIDA Y., INOUE S., VARGAS M., VIJAY P., VAN LANDUYT K., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin : current statues and furture challenges.
Op. Dent. 2003 ; 28 : 215-235.
134. VAN MEERBEEK B., PERDIGAO J., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. The clinical performance of adhesives.
J.of. Dent. 1998 ; 26 : 1-20.
135. VAN MEERBEEK B., WILLEMS G., CELIS JP., ROOS JR, BRAEM M., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. Assesment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area.
J. Dent. Res. 1993 ; 72 : 1434-1442.
136. VERGNES JN., MOUSSALLY C., CAZIER S., CHIEZE JB., SAVARD G., SIMON AL., TIRLET G., ATTAL JP. Influence du mordantage amélaire sur l'efficacité d'un système automordant : Etude contrôlée randomisée en ROBP.
Inf. Dent. 2010 ; 92(3) : 13-19.
137. VERSLUIS A., DOUGLAS W.H., SAKAGUSHI R.L. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges.
Dent. Mat. 1996 ; 12 : 290-294.
138. WEISROCK G., A. KOUBI S., TASSERY H. La face cachée des facettes : et si on parlait des procédure opératoires?
Clinic. 2009 ; 30 : 359-368.
139. WENZEL RN. – Resistance of solid surfaces by water.
Ind. Eng. Chem. 1936 ; 25: 88-994.
140. WIEDHAHN K., KERSCHBAUM T., FASBINDER DF.- Clinical long-term results with 617 Cerec veneers : a nine-year report.
Int. J. Comput. Dent. 2005 ; 8 (3) : 233-46.
141. YOSHIDA Y., NAGAKANE K., FUKUDA R., NAKAYAMA Y., OKAZAKI M., SHINTANI H., INOUE S., TAGAWA Y., SUZUKI K., DE MUNCK J., VAN MEERBEEK B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers.
J. Dent. Res. 2004 ; 83 : 454-458.
142. YOUNG T. An essay on the cohesion of fluids.
Philosophical Transactions of the Royal Society. 1805 ; 95 : 65-87.

- {1} www.3m.com
- {2} www.vita-vip.com
- {3} www.sunmedical.co.jp/english/index.html
- {4} www.kuraraydental.com
- {5} www.kerrdental.com
- {6} www.dentsply.fr
- {7} www.ivoclarvivadent.fr
- {8} www.voco.com



Jury : Président : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférence des Universités
J.P. SALOMON – Maître de Conférence des Universités
M. BERTRAND – Docteur en Chirurgie dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: Monsieur ANSTETT Arnaud

né(e) à: METZ (Moselle)

le 21 mai 1986

et ayant pour titre : « Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique ».

Le Président du jury,

J.P. LOUIS



Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3751

NANCY, le 26.9.2011

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



ANSTETT Arnaud – Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique
Nancy 2011 : 162p. : 80 ill : 150 réf.

Th : Chir-Dent : Nancy 2011

Mots Clés : Collage ; Facettes ; Céramique ; Esthétique.

ANSTETT Arnaud – Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique

Th : Chir-Dent : Nancy-1 : 2011

Face aux exigences esthétiques croissantes de nos patients ainsi qu'au désir des praticiens d'être le moins mutilant possible dans la réalisation de ces actes, le traitement par des facettes en céramique prend toute son importance. En effet, les situations cliniques pouvant être traitées par des techniques adhésives sont fréquentes.

La réalisation de ce projet thérapeutique fait suite à une analyse rigoureuse de nombreux facteurs qui vont nous permettre de choisir les matériaux, les techniques d'activation de surface adaptées et l'élaboration d'un protocole clinique de collage rigoureux.

En effet, il n'existe pas un produit idéal adapté à toutes les situations. Ce sont les connaissances fondamentales du praticien qui permettront une utilisation adéquate du panel de produits mis à sa disposition, en fonction de la situation clinique.

Ces matériaux restent opérateurs dépendants. Dans ces procédures longues et rigoureuses, la manipulation de ces matériaux joue un rôle aussi important que leurs performances intrinsèques.

Le collage d'une facette céramique est une étape à part entière du projet thérapeutique qui a toute son importance sur le résultat final. Ce traitement complexe reste à la portée de tout praticien qui possède des connaissances suffisantes sur les techniques adhésives ainsi que sur la nature et les propriétés des matériaux qu'il emploie.

JURY :

Monsieur JP. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur <u>J. SCHOUVER</u>	Maître de conférences	Juge
Monsieur <u>JP. SALOMON</u>	Maître de conférences	Juge
Monsieur M. BERTRAND	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : ANSTETT Arnaud

3 rue Chambièrè

57000 METZ

