



HAL
open science

Intérêts du polyfluorure d'ammonium en prothèse conjointe

Elliot Menicucci

► **To cite this version:**

Elliot Menicucci. Intérêts du polyfluorure d'ammonium en prothèse conjointe. Chirurgie. 2020.
dumas-03326913

HAL Id: dumas-03326913

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03326913v1>

Submitted on 26 Aug 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Intérêts du polyfluorure d'ammonium en prothèse
conjointe***

Présentée par

MENICUCCI Elliot

Né(e) le 8 septembre 1989

A Marseille

Bouches-du-Rhône

Thèse soutenue le **jeudi 5 novembre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald

Docteur LABORDE Gilles

Docteur PASCHEL Laura

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Intérêts du polyfluorure d'ammonium en prothèse
conjointe***

Présentée par

MENICUCCI Elliot

Né(e) le 8 septembre 1989

A Marseille

Bouches-du-Rhône

Thèse soutenue le **jeudi 5 novembre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald

Docteur LABORDE Gilles

Docteur PASCHEL Laura

ADMINISTRATION

Mise à jour : sept. 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO†
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Doyen

Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale

Recherche

Formation Continue

Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN
Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales

Internat et Diplômes d'études spécialisées

Affaires générales

Professeur	Hervé TASSERY
Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Docteur	Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (56-02)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BALLESTER Benoît (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)
SILVESTRI Frédéric (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala (56-01)	HAHN-GOLETTI Larissa (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LIOTARD Alicia (58-01)
ARNIER Canelle (56-01)	MANSUY Charlotte (58-01)
BACHET-DORISON Damienne (56-01)	MARTIN William (56-01)
CAMBON Isabelle (56-01)	MATTERA Rémi (56-01)
CASAZZA Estelle (56-01)	MELLOUL Sébastien (57-01)
CASTRO Romain (57-01)	PARFU Anne (58-01)
DAVID Laura (56-01)	PASCHEL Laura (58-01)
DEVICTOR Alix (58-01)	PILLIOL Virginie (58-01)
DODDS Méline (58-01)	REPETTO Andréa (58-01)
DRAUSSIN Thierry (56-02)	ROMANET Yvan (57-01)
DUMAS Cathy (57-01)	SANTUNIONE Charlotte (58-01)
HADJ-SAID Mehdi (57-01)	VINAÏ Michael (56-01)

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

GRINE Ghilès (57-01)
HOUVENAEGHEL Brice (57-01)

Intitulés des sections CNU :

- 56^{ème} section : Développement, croissance et prévention
 - 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
 - 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
 - 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58^{ème} section : Réhabilitation orale
 - 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

A Monsieur le Professeur Michel RUQUET

Président de jury

Je tiens à vous remercier de l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de ce jury. Disponibilité, sympathie, bienveillance, patience et pédagogie sont autant de qualités qui vous caractérisent, en toute circonstance, et font de vous un enseignant grandement respecté et apprécié de l'ensemble des étudiants.

Merci également pour la qualité de votre enseignement et de vos conseils, toujours précieux, tant sur le plan théorique que clinique.

Veillez recevoir la marque de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Gérald MAILLE

Directeur de thèse

Je vous remercie pour la proposition de sujet et d'avoir accepté la direction de ce travail.

Malgré les contretemps que je vous ai imposés, vous vous êtes toujours montré disponible, patient, prenant le temps de m'aiguiller lorsque j'en ai eu besoin et de m'apporter de précieux conseils qui m'ont permis de mener à bien cet exercice.

Egalement, je vous suis grandement reconnaissant de m'avoir accompagné et aidé tout au long de mon apprentissage clinique. De par votre volonté de solliciter sans cesse les étudiants sur leurs connaissances et de leur enseigner une approche clinique rigoureuse et exigeante, vous m'avez permis de progresser et de gagner en assurance dans le domaine de l'odontologie prothétique.

Je garderai un excellent souvenir des vacances à vos côtés.

A Monsieur le Docteur Gilles LABORDE

Jury de thèse

Je suis très honoré de vous compter parmi les membres de ce jury.

Je vous remercie de l'attention que vous avez bien voulu porter à mon travail.

Je saurai me souvenir de la qualité de votre enseignement, spécialement en ce qui concerne le domaine de la dentisterie restauratrice moderne, dans laquelle s'inscrit ce sujet.

Je vous fais part de mon estime et de mon profond respect.

A Madame le Docteur Laura PASCHEL

Jury de thèse

C'est un réel bonheur de t'avoir au sein de mon jury. Ce fut un immense plaisir d'avoir pu tisser ces liens d'amitié avec toi lors de mes deux dernières années de cursus. J'ai découvert une fille à l'organisation et au sérieux exemplaires, mais également avec un grand sens de l'humour.

Je te souhaite une belle réussite sur le plan professionnel mais également personnel.

INTÉRÊTS DU POLYFLUORURE D'AMMONIUM EN PROTHESE CONJOINTE

INTRODUCTION.....	1
PREMIERE PARTIE - LE COLLAGE TRADITIONNEL DES VITRO-CERAMIQUES.....	2
1. DENTISTERIE ADHÉSIVE A MINIMA ET BIOMIMÉTISME : CHANGEMENT DE PARADIGME ET ÉVOLUTION DE L'APPROCHE EN DENTISTERIE ESTHÉTIQUE.	2
2. LES RESTAURATIONS PARTIELLES ADHÉSIVES EN CÉRAMIQUE (RAC) : PROPRIÉTÉS ET INTÉRÊTS.....	5
2.1. Généralités.....	5
2.2. Classification des céramiques.....	7
2.3. Propriétés des céramiques.....	8
2.3.1. Les céramiques polycristallines pures.....	8
2.3.2. Les céramiques « hybrides » à matrice résineuse	8
2.3.3. Les céramiques à matrice vitreuse.....	8
2.4. Intérêts des RAC.....	10
2.4.1. Sur le plan biologique	10
2.4.2. Sur le plan esthétique.....	11
2.4.3. Sur le plan mécanique.....	11
3. PROTOCOLE DE COLLAGE.....	13
3.1. Concept.....	13
3.2. Mise en œuvre et matériaux.....	15
3.2.1. Première phase : hybridation immédiate de la dentine.....	15
3.2.2. Deuxième phase : collage de la pièce céramique.....	19
● Essayage de la pièce prothétique.....	19
● Préparation de la surface dentaire.....	20
● Traitement de l'intrados prothétique	21
● Assemblage.....	26
DEUXIEME PARTIE - PREPARATION DES SURFACES PROTHETIQUES: QUELLE ALTERNATIVE A L'ACIDE FLUORHYDRIQUE ?.....	28
1. L'ACIDE FLUORHYDRIQUE (AF) : UN PRODUIT DANGEREUX ?.....	28
1.1. Propriétés physiques et chimiques.....	28
1.2. Propriétés toxiques.....	29
1.3. Symptômes d'exposition.....	30
1.3.1. Exposition cutanée.....	30
1.3.2. Exposition oculaire (projections/vapeurs)	31
1.3.3. Exposition gastro-intestinale.....	32
1.3.4. Exposition respiratoire.....	32
1.3.5. Toxicité systémique.....	32
1.4. Précautions d'utilisation en Odontologie.....	33
2. LE MONOBOND ETCH & PRIME® : UNE ALTERNATIVE VIABLE ?.....	36
2.1. Présentation du produit.....	36
2.2. Propriétés chimiques.....	37

2.3. Caractéristiques toxicologiques.....	40
2.4. Mise en œuvre.....	42
2.5. Caractéristiques mécaniques.....	47
2.5.1. Aspect du mordantage.....	48
2.5.2. Performances adhésives	52
2.6. Synthèse.....	58
CONCLUSION.....	59

INTRODUCTION

Au cours de ces trente dernières années, en réponse à une demande esthétique croissante des patients, l'odontologie restauratrice a connu une nette évolution de son approche et de ses concepts : le respect du gradient thérapeutique servant de guide aux praticiens, le principe d'économie tissulaire (préservation des tissus durs dentaires résiduels sains et exploitables) et l'émergence de la notion de biomimétisme constituent les trois grands piliers de cette odontologie contemporaine. Elle est marquée par des avancées considérables dans les domaines des techniques, technologies et matériaux dentaires et a permis l'apport de nouvelles solutions de soins satisfaisantes et moins invasives.

Parmi elles, les facettes, inlays et onlays représentent aujourd'hui une composante importante de l'arsenal thérapeutique de la dentisterie adhésive dite « *a minima* » et répondent parfaitement aux impératifs d'intégration fonctionnelle, esthétique, biologique et biomécanique.

Ceci a été rendu possible, d'une part, grâce aux améliorations progressives des propriétés à la fois optiques et mécaniques des céramiques à matrice vitreuse (vitro-céramiques) constitutives de ces pièces prothétiques partielles, et d'autre part grâce au collage, précis et reproductible, basé sur le principe d'adhésion micro-mécanique des surfaces en présence.

Pré-requis indispensable à la création de ces interfaces hybrides adhésives et à l'obtention d'une unité « restauration-colle-dent » résistante et pérenne dans le temps, le mordantage des surfaces dentaires et prothétiques, respectivement à l'acide orthophosphorique et l'acide fluorhydrique (AF), est une étape primordiale de ce protocole.

Récemment, le laboratoire Ivoclar-Vivadent© a proposé une alternative à cet acide fluorhydrique, substance aux divers inconvénients : le polyfluorure d'ammonium commercialisé sous le nom de Monobond Etch & Prime®. (MEP)

L'industriel propose un produit présentant le minimum de risques toxiques lors de sa manipulation par le praticien tout en optimisant les séquences de collage et le résultat obtenu.

L'objectif de notre travail est d'analyser les avantages et inconvénients relatifs à l'usage de ce nouveau produit comparativement à l'acide fluorhydrique, qui a fait ses preuves et continu d'être employé par bon nombre de praticiens.

Dans une première partie, nous rappellerons en détails les caractéristiques du collage traditionnel, des matériaux utilisés et de leur mise en œuvre.

Dans une deuxième partie, après analyse des propriétés de l'acide fluorhydrique et des éléments pouvant remettre son utilisation en question, nous nous intéresserons à l'étude du polyfluorure d'ammonium selon les données et indications du fabricant, mais également les données acquises scientifiques.

Les deux variantes protocolaires seront agrémentées d'illustrations cliniques.

PREMIERE PARTIE - LE COLLAGE TRADITIONNEL DES VITRO-CERAMIQUES

1. DENTISTERIE ADHÉSIVE A MINIMA ET BIOMIMÉTISME : CHANGEMENT DE PARADIGME ET ÉVOLUTION DE L'APPROCHE EN DENTISTERIE ESTHÉTIQUE

Tout traitement odontologique, et en particulier prothétique, a pour but d'assurer et pérenniser la fonction orale en suivant un principe essentiel : maintenir ce qui est présent avant même de vouloir remplacer systématiquement ce qui manque. (1)

Dans les années cinquante a été instauré le concept connu de tous de restauration de dents structurellement compromises par des couronnes prothétiques périphériques. Ces coiffes sont composées initialement d'une armature métallique, assurant la résistance mécanique, recouverte d'une céramique cosmétique fragile faisant office de matériau d'émaillage.

Il en résulte une préparation géométrique mutilante de l'organe dentaire répondant à des impératifs d'ordre mécanique, esthétique et biologique (*Fig. 1*) :

- Elle doit permettre une insertion, une rétention et une stabilisation adéquates de la coiffe, le tout en respectant des épaisseurs de réduction précises afin de pouvoir placer le métal et la céramique sans impacter l'intégrité des tissus environnants.
- Les limites cervicales doivent être juxta-gingivales voir sous-gingivales dans les secteurs les plus exposés esthétiquement.

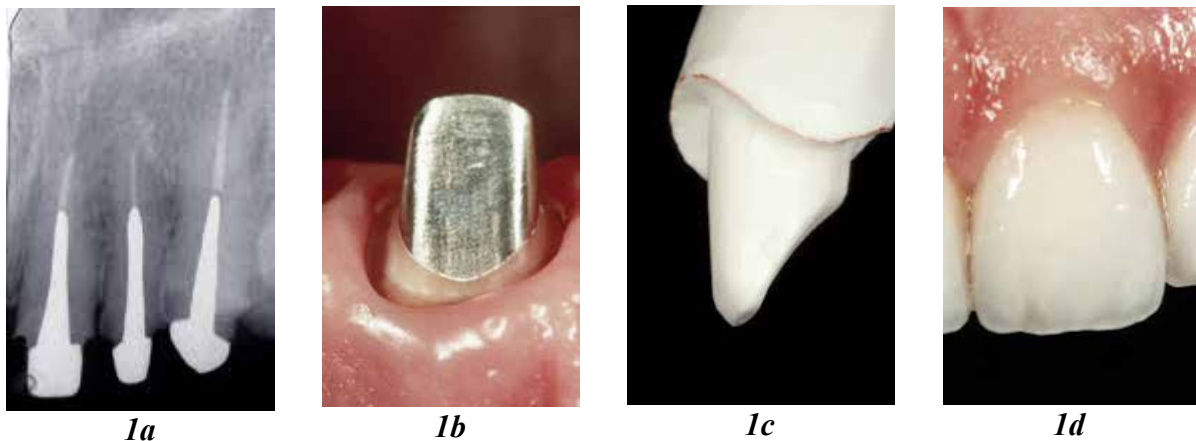


Figure 1 : Exemple clinique de préparation et coiffe corono-périphériques

1a - Radiographie rétro-alvéolaire montrant les traitements endodontiques et les moignons métalliques réalisés sur 21, 22, 23 en vue d'une coiffe céramo-métallique.

1b - Vue clinique de la préparation corono-périphérique sur une 21 restaurée avec un moignon métallique.

1c - Modèle en plâtre de cette même 21 mettant en avant la géométrie de préparation conforme aux impératifs mécaniques.

1d - Vue clinique finale de la coiffe céramo-métallique sur 21, conforme aux règles fondamentales d'esthétique et d'intégration tissulaire.

Tenant compte de ces impératifs, le praticien doit préalablement analyser chaque élément dentaire sur la base de paramètres variés (prothétiques, endodontiques, parodontaux, occlusaux..) qui lui permettent de valider ou non la possibilité d'intégrer ces éléments au plan de traitement en tant que support de réhabilitation prothétique fixée.

Tout cela en intégrant la notion très importante de gestion de risque prothétique qui permettra finalement d'aiguiller le praticien vers une modalité thérapeutique plutôt qu'une autre, la littérature actuelle offrant une bonne documentation sur les complications et les échecs à la fois biologiques et techniques de ce type de restauration.

Par la suite, et particulièrement lors de ces vingt dernières années, les avancées dans les domaines des techniques et matériaux, notamment en ce qui concerne les procédures adhésives et les céramiques, ont amené les praticiens à revoir leur approche et à adopter une vision nettement plus conservatrice de la dentisterie restauratrice.

C'est un ensemble de procédés qui se regroupent et forment le concept de dentisterie adhésive moderne *a minima* dont l'objectif final est le biomimétisme. (2)

En effet, l'évolution considérable des techniques adhésives et leur application aux céramiques actuelles offrent aujourd'hui la possibilité au praticien d'opter, dans de nombreuses situations, incluant l'érosion/usure pathologique (*Fig.2*), pour des restaurations partielles aussi bien sur les dents antérieures que postérieures, qu'elles soient pulpées ou dépulpées.

Cette démarche clinique s'inscrit dans le concept contemporain de « biomimétique » ou « bio émulation » décrit par Magne et Belser en 2003 et qui trouve son origine dans l'étude histo anatomique des tissus naturels de la dent. (3)

On abandonne des restaurations basées sur des principes de préparation très mécanistes (rétention, stabilisation) synonymes de mutilation tissulaire importante au profit d'une approche beaucoup plus biologique dans laquelle l'économie tissulaire et la préservation de la vitalité pulpaire sont des objectifs de premier ordre, tout en permettant une intégration optimale sur les plans biomécanique et esthétique (continuum optique). (1,2,4,5)

La réunion de ces conditions implique deux choses :

- Non seulement que les matériaux céramiques utilisés présentent des caractéristiques mécaniques en adéquation avec les impératifs de cette dentisterie moderne, fiable et aient la possibilité de rétablir une esthétique pointue grâce à des propriétés optiques (fluorescence, opalescence) se rapprochant au maximum de celles des tissus durs de l'organe dentaire (émail et dentine). (4)
- Mais également que leur procédé d'assemblage soit capable de potentialiser leurs qualités intrinsèques et garantisse leur pérennité lors de leur mise en fonction buccale.



2a



2b



2c



2d

Figure 2 : Exemple clinique de restaurations adhésives sur un patient de 40 ans souffrant d'érosion généralisée

2a - Vue clinique initiale d'un patient souffrant d'une érosion généralisée avancée des tissus minéralisés, particulièrement au niveau des dents maxillaires antérieures.

2b - Vue occlusale : larges plages dentinaires exposées au niveau palatin.

2c - On apprécie ici le volume considérable de matériau restaurateur utilisé afin de rétablir la forme et la fonction des dents antérieures.

2d - La radiographie panoramique confirme la préservation de la vitalité de l'ensemble des dents et la conservation maximum des tissus minéralisés exploitables.

2. LES RESTAURATIONS PARTIELLES ADHÉSIVES EN CÉRAMIQUE (RAC) : PROPRIÉTÉS ET INTÉRÊTS

A l'origine, les céramiques étaient des matériaux au champ d'application relativement restreint.

Cependant, l'évolution progressive de leurs caractéristiques et l'apparition de nouveaux procédés de mise en forme ont permis l'émergence de nouvelles classes capables de répondre aux impératifs de la dentisterie adhésive moderne.

Parmi elles, la catégorie des céramiques vitreuses (ou vitro-céramiques) possède des propriétés et spécificités qui en font le matériau de choix pour les RAC.

2.1. Généralités (6)

Les céramiques sont des matériaux inorganiques (contenant oxydes, carbures, nitrures, borures) présentant des liaisons chimiques fortes, de nature ionique ou covalente.

Leur mise en forme se fait à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée, puis ensuite densifiée et consolidée par un traitement thermique nommé frittage.

On les différencie des verres par le fait qu'elles soient constituées de 2 phases distinctes (Fig.3) :

- Une **phase vitreuse**, la matrice, **désordonnée**.
- Une *phase cristalline* dispersée, *ordonnée*.

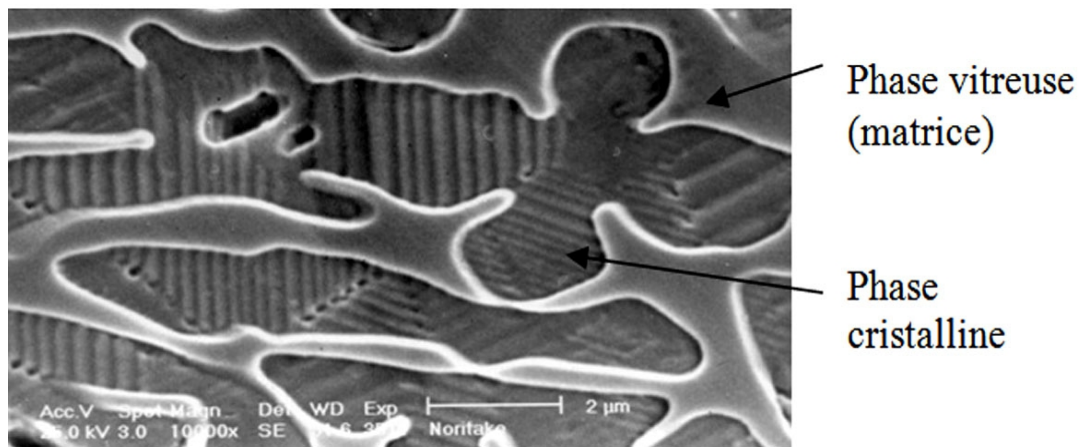


Figure 3 : Microphotographie en MEB (microscopie électronique à balayage) d'une céramique

L'incorporation de cette phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration significative de la dureté et de la résistance des céramiques par rapport à celles des verres.

En effet, la fracture d'un verre ou d'une céramique intervient par propagation de fissures. La présence de ces cristaux résistants au sein des céramiques bloque, ou du moins ralentit la progression des fissures. (Fig.4)

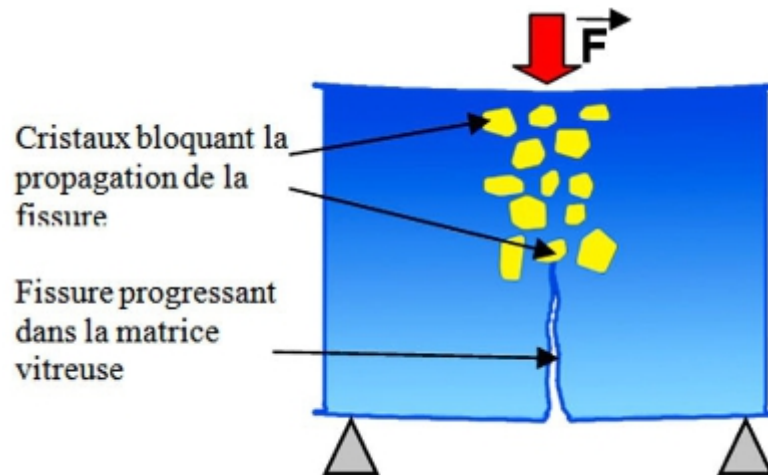


Figure 4 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines

Initialement, ces céramiques étaient surtout utilisées comme matériau d'émaillage des coiffes et bridges céramo-métalliques et pour la confection de dents artificielles pour prothèses amovibles.

Mais depuis les années 80, l'évolution de leur micro-structure et par là même de leurs propriétés mécaniques et optiques, ainsi que l'apparition de nouvelles techniques de mise en forme, ont conduit à s'affranchir de l'utilisation du métal en tant que matériau d'infrastructure et à reconsidérer et élargir leur champ d'indications. (6)

Il va de la simple restauration partielle de la dent (facettes, inlays, onlays), quand l'esthétique et surtout le délabrement contre-indiquent les résines composites, au remplacement de dents manquantes par des bridges tout-céramique en passant par des piliers pour prothèses sur implants. (6)

En raison du nombre élevé de produits disponibles et de la rapidité avec laquelle de nouveaux sont introduits, le clinicien d'aujourd'hui fait face à un processus de décision complexe lors du choix d'un matériau de restauration en céramique pour une indication particulière.

La sélection sera essentiellement portée sur des critères tels que la résistance mesurée « in vitro », le degré de translucidité ou d'opacité, les procédés de fabrication, le mode d'assemblage et bien évidemment la destination thérapeutique. (7,8)

C'est pourquoi, afin de faciliter cette démarche, une classification, modulable dans le temps, a été mise en place sur la base de paramètres que sont la microstructure et la composition chimique.

2.2. Classification des céramiques

A ce jour, la classification la plus actualisée (Fig.5) (8,9) permet de distinguer trois catégories spécifiques de céramiques :

- Les céramiques à matrice vitreuse : elles-même divisées en 3 sous-groupes : les céramiques feldspathiques, les vitro-céramiques dites de « synthèse » et les céramiques à phase vitreuse infiltrée.
Les céramiques à matrice de verre sont définies comme étant des matériaux céramiques inorganiques non métalliques qui contiennent *une phase vitreuse*.
- Les céramiques polycristallines pures à base de Zircone et/ou d'Alumine : définies comme des matériaux céramiques inorganiques non métalliques qui ne contiennent pas de verre, mais uniquement une *phase cristalline*.
- Les céramiques « hybrides » à matrice résineuse : constituées d'une matrice organique (polymère résineux), fortement chargée en particules de céramique et autres composés réfractaires inorganiques. (50% du poids) Ceci a permis de les inclure dans la classification des céramiques établie par l' Association Dentaire Américaine (ADA) qui définit le terme céramique/porcelaine comme étant des «matériaux pressés, cuits, polis ou blanchis contenant principalement des composés réfractaires inorganiques. »

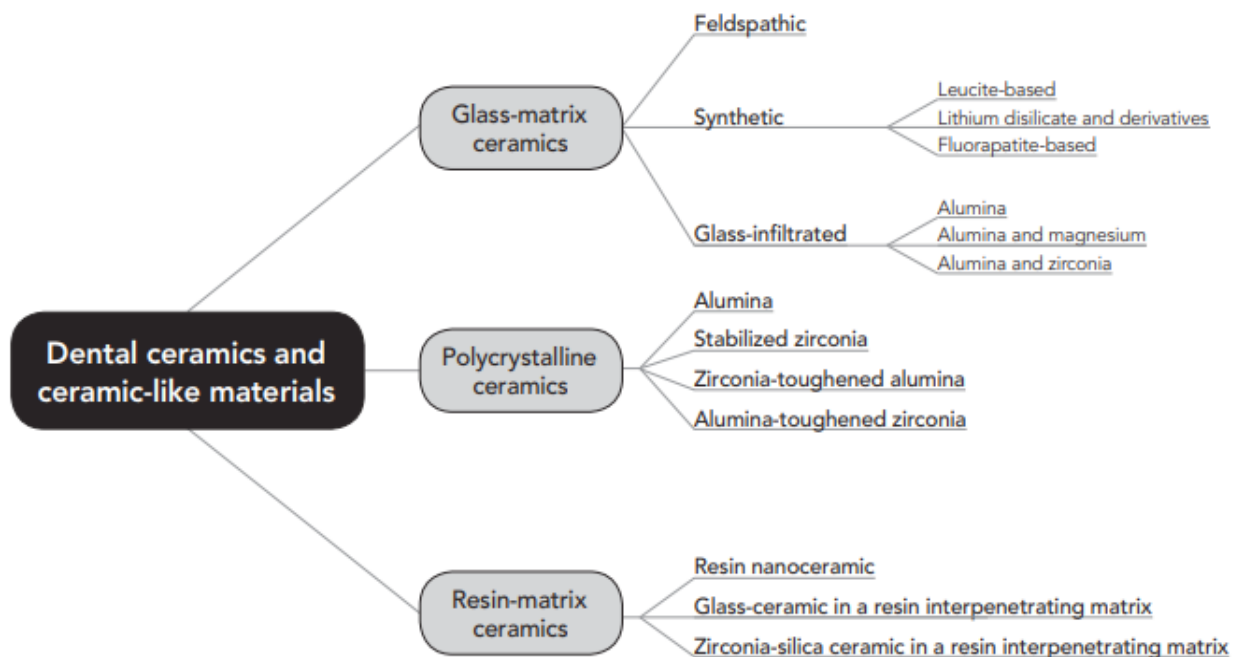


Figure 5 : *Système de classification actuel des céramiques utilisées en odontologie*

Chaque type de céramique a sa propre composition chimique et micro-structure dont découlent diverses propriétés permettant d'orienter le choix pour une solution thérapeutique donnée.

2.3. Propriétés des céramiques (8–10)

2.3.1. Les céramiques polycristallines pures

Le développement de ces céramiques aux propriétés mécaniques nettement supérieures à celles des autres catégories a signé l'émergence des systèmes céramo-céramiques.

Elles se substituent en lieu et place du métal en tant que matériau référence d'infrastructure sur des prothèses complètes de type coiffes ou bridges, y compris sur implants.

L'absence totale de phase vitreuse est synonyme d'opacité forte et d'attributs esthétiques limités. Ceci nécessite la mise en place sur armature d'un maquillage ou d'une céramique cosmétique au coefficient d'expansion thermique adapté, mise en forme par la technique de pressée ou CFAO.

Elles ne sont pas mordançables du fait de l'absence de phase vitreuse. Leur assemblage se fait par scellement à l'aide de ciment verre-ionomère renforcés à la résine, de résines composites à base de phosphate dihydrogène méthacryloxydécy (MDP) ou de composites auto-mordançants.

Cependant, pour les armatures en zircone, le traitement de l'intrados par sablage réactif à la silice (Rocatec™ Soft) améliore les performances d'adhérence du scellement adhésif. (7)

2.3.2. Les céramiques « hybrides » à matrice résineuse

Elles ont été développées dans l'objectif d'obtenir un matériau simulant plus précisément le module d'élasticité de la dentine par rapport aux céramiques traditionnelles, plus facile à usiner et à ajuster que les céramiques à matrice de verre ou polycristallines, et aussi de faciliter d'éventuelles modifications ou réparations avec des résines composites.

Elles sont mises en forme par CFAO.

Elles sont résistantes à l'usure et non délétères pour les dents antagonistes.

On les recommandera pour les couronnes sur implants. (9)

2.3.3 Les céramiques à matrice vitreuse

Au sein de la classe des vitro-céramiques, si les céramiques feldspathiques constituent le modèle traditionnel de base, avec une phase vitreuse largement prédominante sur la partie cristalline, l'apparition de nouveaux procédés de mise en forme, et notamment de la technique de « cristallisation contrôlée » a donné naissance à de nouvelles catégories de céramiques au comportement mécanique en net progrès.

En effet, la possibilité d'influer « synthétiquement » sur la structure du réseau cristallin (disposition, taille des cristaux) par un traitement thermique approprié va renforcer ces nouveaux matériaux.

Ainsi, en plus des qualités esthétiques indéniables telles que l'opalescence et la fluorescence inhérentes à la présence de la matrice vitreuse, l'augmentation contrôlée de la teneur en cristaux a permis d'améliorer non seulement la résistance à la flexion, à l'usure et aux autres contraintes buccales mais aussi la ténacité, qui est la capacité du matériau à résister à la fracture, ou à s'opposer à sa propagation si elle est déjà existante.

D'autre part, ces cristaux améliorent la diffusion de la lumière et l'opacité, adaptant de ce fait la phase vitreuse translucide à la couleur naturelle des tissus durs que sont l'émail et la dentine.

Parmi ces nouvelles céramiques, celles au disilicate de lithium (e-Max®) ont fortement contribué au gain de popularité de cette classe.

Leurs dérivés, les céramiques au silicate de lithium renforcées à la zircone (ex : VITA Suprinity®) possèdent d'excellents atouts mécaniques comme optiques, leur usinage à la technique CFAO est plus aisé et leur qualité de finition au polissage est supérieure. (10)

Quant aux céramiques à matrice cristalline et phase vitreuse infiltrée (In-ceram®), leur utilisation a été progressivement abandonnée du fait de la complexité et de la sensibilité de leur processus de fabrication ainsi que de la popularité croissante de la céramique au disilicate de lithium et des zircons.

L'assemblage de ces céramiques s'effectue par collage : la présence de matrice vitreuse donne la possibilité de les soumettre à un traitement par mordantage à l'acide fluorhydrique, créant un état de surface spécifique propice à une mise en œuvre adhésive.

Par ailleurs, cela apporte une contribution intéressante à la résistance à la fracture à long terme, la résine de collage permettant la « répartition » des contraintes occlusales sur la couronne.

Cette aptitude au collage, associée à l'ensemble des caractéristiques mentionnées ci-dessus, privilégiera l'utilisation de cette classe de céramiques, et notamment celles au disilicate de lithium (Fig.6) et feldspathiques pour la confection de pièces telles que les onlays, inlays et facettes.

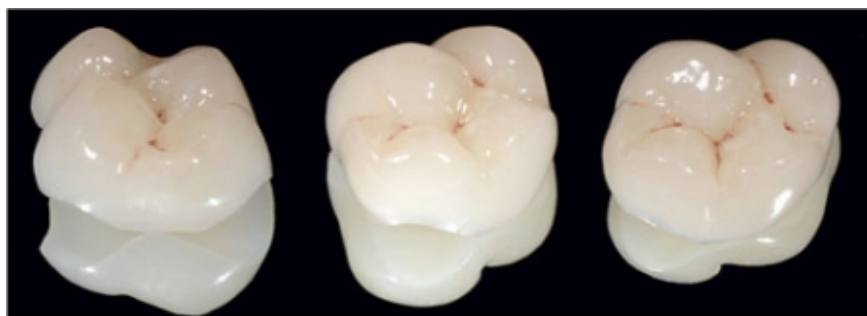


Figure 6 : Exemple d'onlays en céramique e-Max

L'influence montante de la dentisterie adhésive et son application aux céramiques ont apporté d'importants avantages tant sur un plan biologique, qu'esthétique et mécanique, tendant à la modification des concepts respectifs pourtant considérés jusqu'ici comme étant intangibles.

2.4. Intérêts des RAC

2.4.1. Sur le plan biologique

Contrairement au métal, les céramiques sont des matériaux bio-inertes (7,11) :

- sur le plan chimique : elles sont beaucoup plus stables que les métaux et les résines, elles ne présentent pas de dégradation par corrosion et minimisent les réactions de l'organisme hôte.
- sur le plan thermique, elles isolent parfaitement le complexe pulpo-dentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température.
- Ce sont de très bons isolants électriques.

Aujourd'hui, dans le cadre de situations para-pulpaire, on abandonne le recours systématique aux matériaux intermédiaires dits protecteurs et dentinogènes mais considérés comme mécaniquement fragiles et d'efficacité discutable. (4)

Le facteur primordial assurant la protection du complexe pulpo-dentinaire n'est autre que l'étanchéité des restaurations au niveau des interfaces, synonyme d'absence de percolation. De ce fait, on élimine les principales causes d'irritation pulpaire d'origines bactérienne, mécanique ou chimique. (4)

Cette étanchéité repose sur l'hybridation systématique des interfaces collées, condition sine qua non d'un collage réussi.

Parfois la sur-estimation des capacités de récupération de l'organe pulpo-dentinaire conduit à des échecs dus à des erreurs de diagnostic. Il est donc indispensable d'évaluer préalablement l'état de cet organe avant mise en place de la restauration définitive et avoir recours à une période de temporisation si nécessaire.

Au niveau parodontal, l'utilisation d'armatures en métal impliquait autrefois d'enfouir les limites cervicales sous les gencives pour des raisons esthétiques, occasionnant de ce fait une inflammation du parodonte.

Ce problème est désormais résolu : les RAC présentent des limites supra-gingivales en forme de congé, rendues possibles grâce à l'excellent mimétisme et continuum optique obtenus avec les vitro-céramiques et colles translucides. (Fig. 7)

De plus, une situation supra ou juxta-gingivale augmente les chances d'existence d'un bandeau amélaire périphérique, garant d'une étanchéité optimale et évitant toute inflammation des tissus de soutien. (4)

Autre avantage non négligeable : l'état de surface. Il a été démontré au travers de plusieurs études que l'adhésion de la plaque était bien plus faible sur les céramiques que sur d'autres matériaux restaurateurs et l'émail naturel (étude de Savitt et coll.). (4,11)



Figure 7 : Exemple de réalisation de facettes en céramique sur les incisives maxillaires, parfaitement intégrées au niveau parodontal

7a - Situation clinique initiale avant restauration du bloc incisif maxillaire à l'aide de facettes.

7b - Situation après collage des facettes.

2.4.2. Sur le plan esthétique

La dent (couronne clinique et racine), la gencive et le parodonte forment une unité optique au travers de laquelle la lumière diffuse : il est donc évident que l'utilisation de coiffes céramo-métalliques ou de coiffes céramo-céramiques dont l'armature est opaque va venir altérer ce système : il en ressort une teinte bleue grisée des tissus mous et une augmentation de l'opacité des dents.

De ce fait, on optera pour des céramiques translucides, que l'on collera avec des composites permettant une excellente conduction lumineuse : c'est le concept d'illumination de Meyenberg. (4)

Plus la phase vitreuse est importante, meilleure sera la diffusion lumineuse, apportant un rendu proche du naturel.

C'est pour cette raison que dans le cas d'utilisation d'infrastructures en zircone ou alumine, au pourcentage de charges très élevé et donc peu enclines à laisser passer la lumière, on viendra améliorer l'esthétique soit par maquillage soit par stratification d'une céramique à matrice vitreuse esthétique.

2.4.3. Sur le plan mécanique

En dentisterie restauratrice, le biomimétisme commence par la compréhension de l'agencement des tissus durs et la répartition des contraintes relatives à l'intérieur de la dent intacte.

L'organe dentaire naturel est le résultat d'une association physiologique subtile entre un tissu rigide et cassant, l'émail, et un tissu flexible et élastique, la dentine.

Fonctionnellement parlant, l'émail protège la dentine sous-jacente et à l'inverse, les larges faisceaux de fibres de collagène de la jonction amélo-dentinaire vont, par déformation plastique, empêcher la propagation de fissures dans l'émail. (5)

Cette inter-relation structurelle et physique entre deux tissus aux propriétés complémentaires, donne à la dent son aptitude unique à supporter les charges masticatoires et les contraintes thermiques tout au long de la vie.

Grâce à l'amélioration des protocoles de collage et au développement des matériaux de restauration, le comportement du complexe amélo-dentinaire peut être partiellement imité. (4)

Dans ce contexte, il semble raisonnable de conclure que les nouvelles approches restauratrices ne visent pas à créer des pièces plus solides, mais plutôt compatibles avec les propriétés mécaniques et biologiques des tissus dentaires sous-jacents. (4)

Il sera nécessaire pour parvenir à cette cohésion entre la dent et la RAC de suivre rigoureusement un ensemble d'étapes ordonnées, allant du conditionnement des surfaces prothétiques et dentaires à l'assemblage, faisant intervenir divers matériaux qui seront développés dans la section « protocole de collage » (mordançage à l'acide fluorhydrique et orthophosphorique, silanisation, micro-sablage, choix judicieux des adhésifs et produits de collage...). (7)

3. PROTOCOLE DE COLLAGE

3.1. Concept

Basé sur le principe d'adhésion, le collage a pour objectif d'aboutir à un complexe restauration-matériau de collage-dent cohérent et résistant sur le long terme : cette adhérence s'exerce au niveau d'interfaces, d'une part entre la pièce céramique et le matériau de collage mais aussi entre celui-ci et la structure dentaire résiduelle sous-jacente. (12)

L'adhésion, à ne pas confondre avec la cohésion, est la propension de particules et/ou de surfaces différentes à adhérer ou à se lier les unes aux autres (Fig.8).

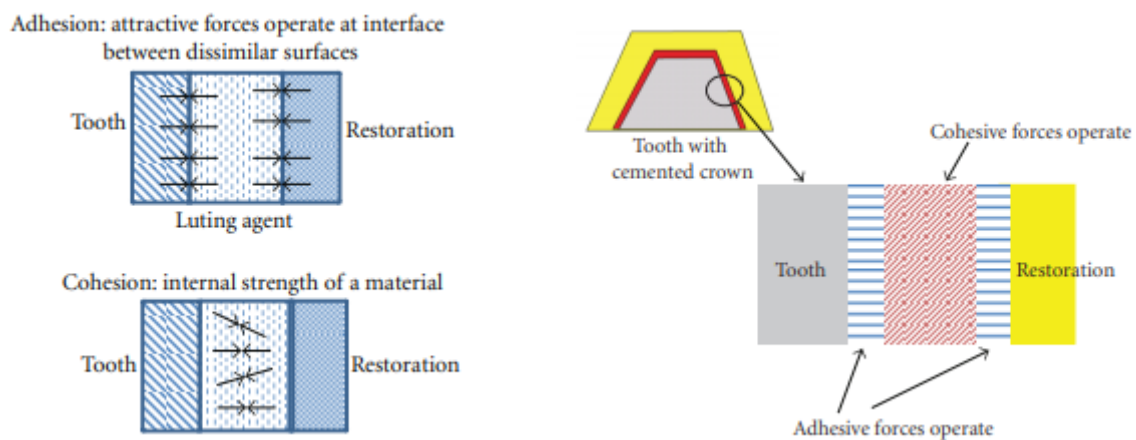


Figure 8 : Représentation schématique des forces d'adhésion (inter-matériaux) et de cohésion (intra-matériau) au sein d'une restauration collée

Elle peut être de trois types : spécifique, mécanique ou effective.

Si l'adhésion dite « spécifique » peut être divisée en trois catégories que sont l'adhésion diffusive, dispersive et chimique basée chacune sur des forces d'attraction moléculaires précises, elle ne constitue cependant pas l'essentiel de l'interaction entre les surfaces mises en contact.

A ces forces d'adhérence inter-moléculaires va venir s'ajouter l'adhésion micro-mécanique, qui repose sur un emboîtement mécanique entre l'adhésif/colle et la surface en présence, à l'image d'un chewing-gum sur une semelle de chaussure. (Fig.9) (12)

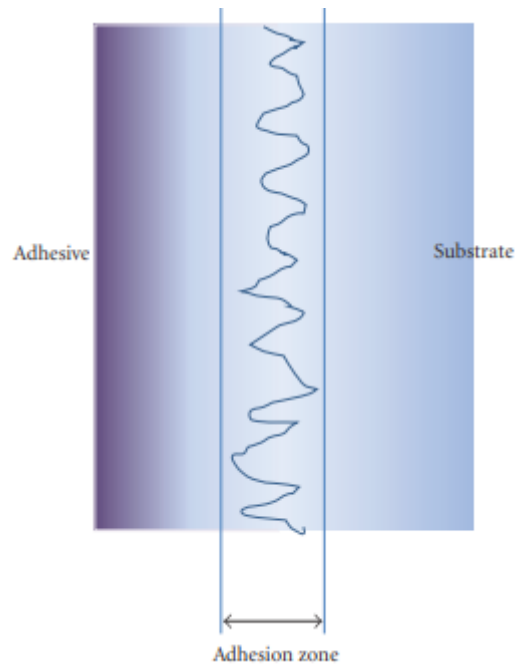


Figure 9 : Représentation schématique de l'adhésion micro-mécanique

Les effets combinés de l'adhésion « spécifique » et micro-mécanique constituent le troisième type d'adhésion dite « effective ».

Le collage des restaurations dentaires repose en grande partie sur la composante micro-mécanique :

Par un conditionnement spécifique des surfaces, appelé mordantage, on modifie d'une part la micro-structure de l'intrados de la céramique vitreuse et d'autre part celle du substrat dentaire (émail et dentine) afin d'obtenir un relief micro-rétentif adéquat pour la création d'interfaces hybrides résineuses.

La durée de vie de la restauration et la préservation de l'organe pulpo-dentinaire dépendent directement de la qualité de ces interfaces.

L'efficacité de cette hybridation passe par le respect et la rigueur d'application des différentes étapes constituant le protocole traditionnel de collage que nous allons rappeler dans la partie suivante.

Elle est également liée à d'autres paramètres tels que le mouillage du substrat par l'agent adhésif, c'est à dire sa capacité à se répandre sur l'ensemble de la surface et venir combler tous les vides superficiels et porosités, ou encore le choix adapté du système adhésif et du matériau de collage que l'on y associe.

3.2. Mise en œuvre et matériaux.

Le protocole de collage traditionnel mis en œuvre dans la pratique quotidienne actuelle peut être scindé en deux phases bien distinctes :

- La première se situe juste après la préparation de la dent et avant la prise d'empreinte pour la réalisation de la pièce céramique : il s'agit de l'hybridation dentinaire immédiate ou scellement dentinaire immédiat. (« Immediat Dentin Sealing » : IDS)
(A noter que dans le cas où la préparation reste strictement amélaire, cette protection n'est pas nécessaire, ramenant le protocole à la seule seconde phase)
- La seconde se déroule le jour de la mise en bouche de ladite pièce, généralement une semaine après la première phase.

3.2.1. Première phase : hybridation immédiate de la dentine

Contrairement à ce que l'on peut penser, la réalisation de la couche hybride résineuse au niveau de la surface dentinaire intervient non pas au moment de l'assemblage de la pièce prothétique mais avant l'empreinte pour celle-ci et ce pour différentes raisons (2,13,14) :

- On évite toute contamination de la dentine fraîchement fraisée par les matériaux d'empreinte et de temporisation (ciment provisoire) ainsi que par les bactéries salivaires et/ou sanguines (absence d'étanchéité des provisoires). Le collage dans la foulée de la préparation offrira les meilleures valeurs d'adhérence, peu importe le type d'adhésif choisi.
- L'obturation immédiate des tubuli permet de diminuer le risque de sensibilités post-opératoires, notamment lors de la phase de temporisation.
- Dans le cas d'inlay-onlay, la possibilité de mettre une couche « élastique » de composite fluide au contact de l'adhésif afin de ré-harmoniser l'ensemble des parois et fond de cavité. Cette couche jouera le rôle d'amortisseur de contraintes lors de la prise de la colle.

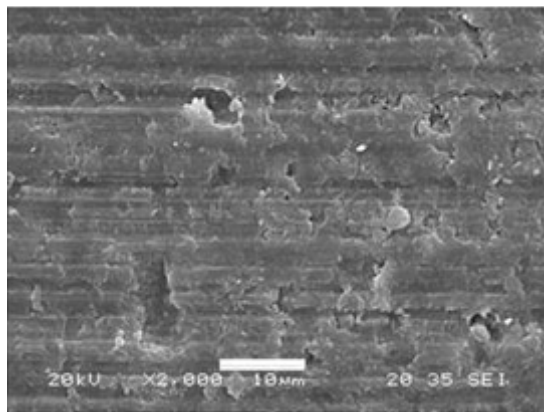
La création de cette couche hybride fait appel à trois composants essentiels que l'on retrouve dans tous les systèmes adhésifs disponibles sur le marché (15–17) :

Le premier composant est un acide qui va permettre une déminéralisation partielle de la dentine :

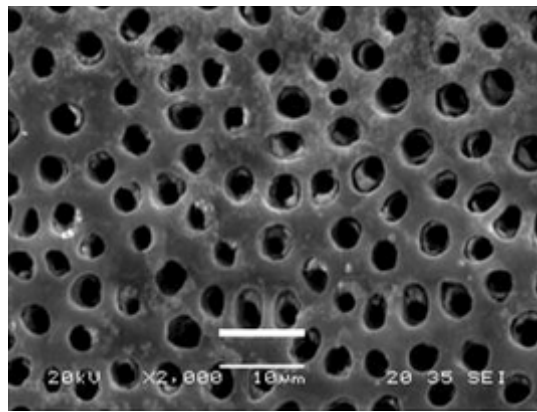
Il s'agit soit de l'acide orthophosphorique à 37% pour les systèmes *etch-and-rinse* :

Son application, 15 secondes sur la dentine, élimine la totalité de la boue dentinaire (smear layer) et permet l'exposition du réseau collagénique superficiel puis la mise à nu des tubuli.

(Fig.10)



10a



10b

Figure 10 : Microphotographies de coupes transversales dentinaires avant (a) et après mordançage (b) à l'acide orthophosphorique

10a - Aspect de la dentine après fraisage : la smear layer obstrue les tubuli.

10b - Mise à nu des tubuli après application de l'acide orthophosphorique.

Soit on le retrouve sous forme de monomères acides directement inclus dans le primer pour les systèmes *self-etch* : ces systèmes peuvent être classés en fonction de leur pH.

Si les plus acides ($\text{pH} < 1$) éliminent totalement la smear layer, les autres ne la dissolvent que partiellement.

Dans ce dernier cas, cette boue est infiltrée par l'adhésif et fait partie intégrante de la couche hybride par l'intermédiaire d'interactions chimiques entre l'hydroxyapatite résiduel et les monomères fonctionnels 10-MDP contenus dans le primer.

D'autre part, en obturant les tubuli dentinaires, elle évite les sensibilités post-opératoires.

Le deuxième composant est un primer, molécule amphiphile bifonctionnelle au caractère à la fois hydrophile et hydrophobe.

Il est indispensable pour assurer une bonne mouillabilité et perméabilité du réseau collagénique dentinaire exposé, ainsi que la liaison entre ce réseau hydrophile et l'adhésif, de nature hydrophobe.

La méthode et les temps d'application et de séchage de ce primer sont spécifiés par le fabricant dans la notice.

Le dernier composant est l'adhésif, contenant des monomères hydrophobes qui interviennent dans le phénomène de copolymérisation avec le composite de collage.

Le temps de photo-polymérisation est également spécifié par le fabricant.

L'infiltration et l'imbrication du primer et de l'adhésif au réseau collagénique dentinaire ainsi qu'à l'intérieur des tubulis (tags résineux) (*Fig.11*) permettent d'obtenir la couche hybride résineuse (interface adhésive étanche).

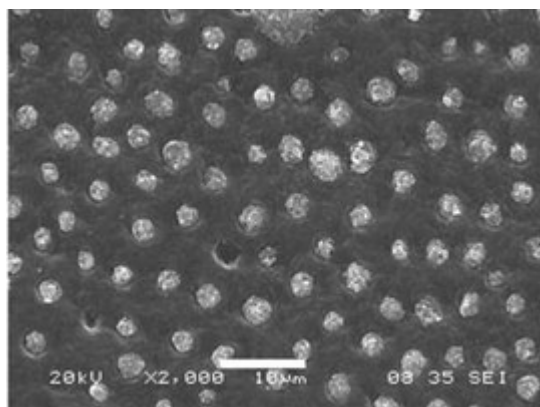


Figure 11 : Microphotographie de la dentine après application du primer et de l'adhésif : on distingue parfaitement les tags résineux

Pour rappel, les systèmes adhésifs peuvent être classés en trois catégories :

- Les systèmes *etch-and-rinse* (M&R) (Fig.12), avec une étape de mordantage préalable à l'acide orthophosphorique. Ils se divisent en deux sous groupes selon si le primer et l'adhésif sont contenus dans deux flacons différents ou dans un seul : le groupe des M&R3 (application 3 étapes : mordantage, primer, adhésif) et M&R2 (application 2 étapes : mordantage, primer/adhésif un flacon).
- Les systèmes *self-etch* (SAM) (Fig.12), avec un primer auto-mordant et un adhésif dans deux flacons différents ou un unique : SAM2 (2 étapes : primer puis adhésif) et SAM1 dit « all-in-one » (1 étape).

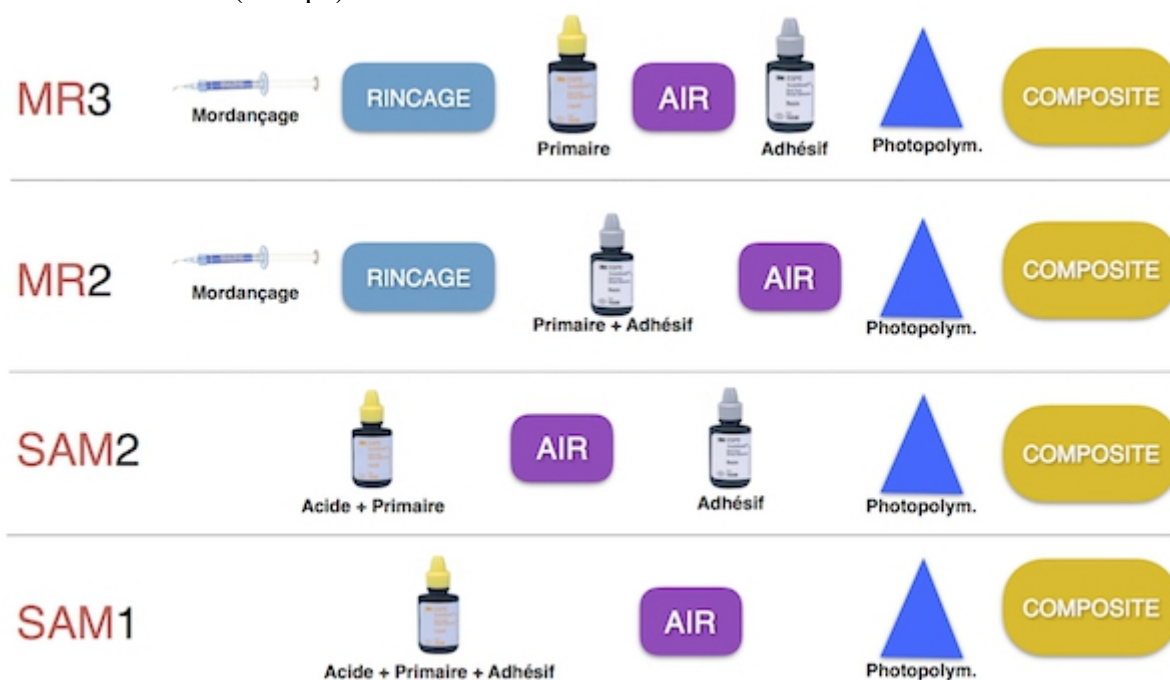


Figure 12 : Classification des systèmes adhésifs M&R et SAM

Les systèmes *self-etch*, qui correspondent aux 6ème et 7ème générations d'adhésifs, traduisent cette volonté de faire évoluer et simplifier l'ergonomie du protocole de collage et d'en améliorer sa sensibilité en réduisant le nombre d'étapes nécessaires à leur application.

Cela en fait-il pour autant de meilleurs adhésifs ?

Diverses études (15,18–20) ont globalement relevé que les systèmes *etch-and-rinse* présentent, en termes de forces de liaison, de meilleures performances que celles des systèmes *self-etch*, et plus particulièrement au niveau de l'émail, avec un relief micro-rétentif nettement plus marqué lorsque l'on a recours à l'acide orthophosphorique.

Également, ils offrent des résultats plus fiables et reproductibles.

A noter qu'un pré-mordançage sélectif de l'émail améliore les valeurs de liaison des adhésifs *self-etch*.

Autre élément non négligeable, certains SAM, en raison de leur acidité, sont incompatibles avec le mode de polymérisation chimique (chémo-polymérisation) des colles et composites duals.

- Lors de ces dernières années a émergé une troisième catégorie que l'on qualifie d' « adhésifs universels ».

Ils sont définis par les fabricants comme étant idéalement un système adhésif en flacon unique, pouvant être utilisé suivant différents modes de mordançage (mordançage total, auto-mordançage, mordançage sélectif) en fonction de la situation clinique et des préférences du praticien.

Ils peuvent être utilisés aussi bien dans le cas de restaurations directes qu'indirectes, et sont compatibles avec tout type de résine de collage, qu'elle soit photo-polymérisable, chémo-polymérisable ou duale.

D'autre part, on peut les employer en tant que primer sur des matériaux comme la zircone, les céramiques vitreuses ou encore les métaux précieux ou non précieux. (21)

Si dans les faits, il a été prouvé que le produit peut remplir les différentes fonctions énoncées ci-dessus, cette définition doit cependant être prise avec précaution. (21)

En effet, les produits sur le marché, étiquetés « adhésif universel », peuvent se présenter sous forme de deux bouteilles séparées (ex : Optibond XTR de Kerr Corp), ou sous forme de deux composants chimiques à mélanger juste avant application. (ex : Futurabond Universal Bond de VOCO).

D'autres doivent être couplés à un « activateur » indépendant lorsque l'on a recours à des colles chémo-polymérisables ou duales. (ex : Scotchbond™ Universal (3M ESPE) ; Clearfil™ Universal (Kuraray))

Par ailleurs, dans le cas des vitro-céramiques, leur efficacité en tant que primer n'égale pas celle du primer dédié, à savoir le silane. (cf « traitement chimique : application d'un primer dédié, le silane »)

En terme de performance, en ce qui concerne la dentine, le mode *etch-and-rinse* de ces adhésifs n'apporte pas de différence significative avec le mode *self-etch*.

En revanche, il sera conseillé au préalable de mordançer sélectivement l'émail pour optimiser le collage. (22,23)

Finalement, du fait d'un large choix possible parmi un panel conséquent de produits mis sur le marché, il incombera à chaque praticien de bien se renseigner sur le système adhésif utilisé, ses particularités, ses forces et ses faiblesses et sur les moyens de maximiser ses performances en fonction du cas clinique abordé. (21)

En outre, chaque produit dispose d'un protocole d'application clinique bien spécifique selon le fabricant, qu'il conviendra de suivre rigoureusement pour avoir les meilleurs résultats.

Une fois la couche hybride réalisée, on effectue l'empreinte puis l'on temporise à l'aide de provisoire(s) et ciment adaptés.

Ceci nous amène à la seconde phase du protocole, au rendez-vous suivant, avec le collage de la pièce en céramique.

3.2.2. Deuxième phase : collage de la pièce céramique (24-26)

Elle se divise en diverses étapes :

● **Essayage de la pièce prothétique**

1. Dans un premier temps, on valide l'adaptation marginale ainsi que les points de contacts sur le modèle. (*Fig.13*)



Figure 13 : Vérification d'onlays en céramique sur le modèle de travail

2. On désinfecte ensuite la pièce dans de l'alcool à 90° ou de l'hypochlorite de sodium à 2,5%.
3. On dépose les provisoires du patient et on veille à bien éliminer tous les restes de ciment présents sur la préparation à l'aide d'ultrasons afin de permettre la bonne insertion de la pièce.
4. On contrôle avec une sonde l'adaptation marginale de la céramique en bouche, après avoir retouché au besoin les points de contacts si ils sont trop forts.
5. Pour finaliser l'essayage, on pourra utiliser des pâtes d'essayage (Try-in pastes ; *Fig.14*) aux propriétés optiques similaires à celles des matériaux de collage afin de simuler leur effet sur la teinte finale de la restauration et pré-visualiser le résultat esthétique que l'on va obtenir.
6. Une fois l'essayage terminé, il faut éliminer les dépôts salivaires présents sur la pièce. On peut de nouveau utiliser l'alcool ou l'hypochlorite de sodium, mais il existe aussi des pâtes dites de nettoyage comme par exemple la pâte Ivoclean de chez Ivoclar-Vivadent©.



Figure 14 : Exemple de try-in pastes de chez Variolink Esthetic

● **Préparation de la surface dentaire**

1. Mise en place du champ opératoire (digue) indispensable avant chaque procédure de collage : meilleures visibilité et ergonomie, évite toute contamination par la salive, le sang ou encore le fluide gingival, accessibilité des limites, et facilite l'élimination des excès de colle, notamment en inter-proximal.
2. Décontamination de la surface amélo-dentinaire : par aéro-abrasion en utilisant une micro-sableuse projetant une poudre d'alumine sous spray d'eau (27 à 50 microns).
Il en résulte l'élimination de la plaque bactérienne et autres résidus d'obturation temporaire, combinée à la création d'une surface rugueuse. (ancrage micro-mécanique amélioré)
3. Application du système adhésif : on utilise généralement un M&R3 qui offre les meilleures valeurs d'adhérence (notamment sur l'émail) et est compatible avec la chémo-polymérisation des colles duales.

On mordance 15 secondes à l'acide orthophosphorique à 37% les marges amélares (*Fig.15a*) (déminéralisation et création d'un relief micro-rétentif d'aspect blanc mat crayeux après rinçage et séchage (*Fig.15b*)) et l'ensemble de la couche hybride dentinaire préalablement posée lors de la phase 1 et en partie retirée par le micro-sablage.

On ré-applique de l'adhésif sur l'ensemble de cette surface (*Fig.15c*) que l'on veillera à bien répartir par un séchage puissant afin d'éviter toute sur-épaisseur pouvant s'opposer à la bonne insertion de la pièce puis on photo-polymérise (*Fig.15d*) .

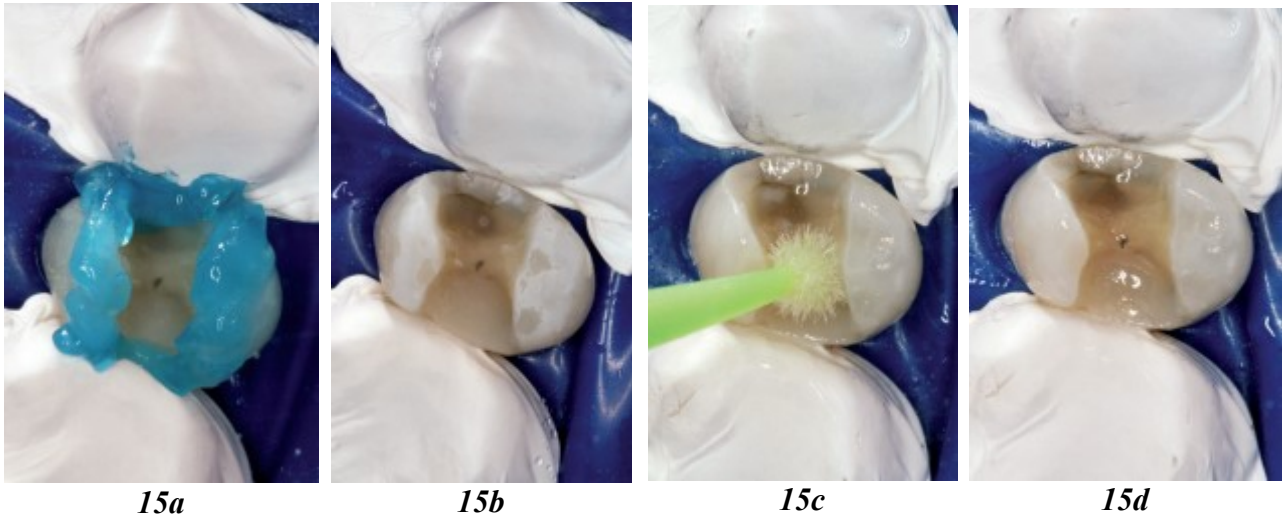


Figure 15 : Application d'un système adhésif M&R3 avant collage d'un inlay

- 15a** - Mordançage des marges amélaire à l'acide orthophosphorique.
15b - Aspect blanc crayeux après rinçage de l'acide orthophosphorique et séchage.
15c - Mise en place de l'adhésif sur l'ensemble de la surface amélaire et dentinaire.
15d - Aspect brillant typique après photopolymérisation de l'adhésif.

● **Traitement de l'intrados prothétique**

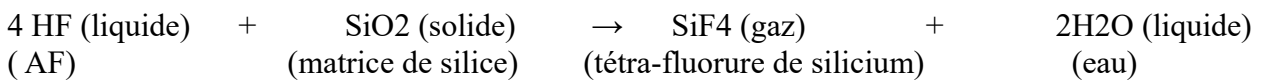
Afin d'assurer un joint de qualité entre la restauration céramique et le substrat dentaire, il est indispensable de soumettre également l'intrados prothétique à un traitement de surface particulier, mécanique et chimique, différent de celui appliqué à l'émail et à la dentine.

➤ **Traitement mécanique : mordançage à l'acide fluorhydrique (27)**

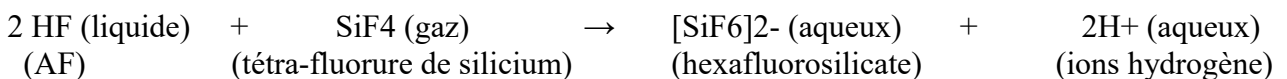
Dans le cas de vitro-céramiques, suite au sablage de l'intrados à l'alumine, nous avons recours à un mordançage à l'acide fluorhydrique, le plus fréquemment utilisé dans la pratique quotidienne actuelle.

Cet acide va venir interagir avec la matrice vitreuse (silice) de la céramique et en dissoudre puis éliminer une partie, provoquant une modification de surface de type mécanique avec exposition de la structure cristalline.

D'un point de vue chimique, ce mordançage se déroule de la façon suivante :



Le tétra-fluorure de silicium va réagir avec d'autres molécules d'acide fluorhydrique pour former un complexe ionique soluble, l'hexafluorosilicate :



L'hexafluorosilicate et les ions hydrogène finissent par former un acide fluorosilicique qui sera éliminé par rinçage.

On obtient ainsi un faciès micro-rétentif avec de multiples rainures, canaux et pores allant de 3 à 4 µm de profondeur.

Ces reliefs permettent par la suite le micro-clavetage de la résine de collage.

A noter qu'il existe des variantes de micro-morphologie de surface en fonction de la composition chimique et de l'arrangement structural moléculaire de chaque type de céramique vitreuse.

Divers produits contenant cet acide sont disponibles sur le marché. Parmi eux, on peut citer :

- *L'IPS Ceramic Etching Gel* d' Ivoclar Vivadent, qui est une solution aqueuse à 4,5% d'acide fluorhydrique sous forme de gel. (Fig.16a)
- Le *VITA CERAMICS ETCH* de *VITA Zahnfabrik* est quant à lui une solution alcoolique à 5% d'AF et 10 % d'acide sulfurique, aussi sous forme de gel. (Fig.16b)
- Pour les réparations intra-orales de restaurations céramo-métal, tout-céramique, ou encore pour le collage de dispositif orthodontique sur céramique, on optera plutôt pour le *Porcelain Etch* d' *Ultradent*, à 9% d'AF, du fait de sa haute viscosité. (Fig.16c)



Figure 16 : Divers produits de mordantage à l'acide fluorhydrique, en flacon ou seringue

Ce mordantage va permettre d'éliminer les oxydes, les débris et la graisse indésirable situés sur la surface de la céramique et favorise sa rugosité et sa mouillabilité.

Plus la concentration en acide et le temps de mordantage augmentent, plus la profondeur des pores et la micro-rugosité s'en trouvent accrues, améliorant potentiellement la force de liaison à la céramique.

Mais attention à ne pas excéder une certaine concentration et un certain temps d'application (spécifique à chaque type de céramique) sous peine de sur-mordancer et donc d'affaiblir le lien avec la résine de collage voir de diminuer la résistance à la flexion et de fragiliser la cohésion du matériau restaurateur. (28–31)

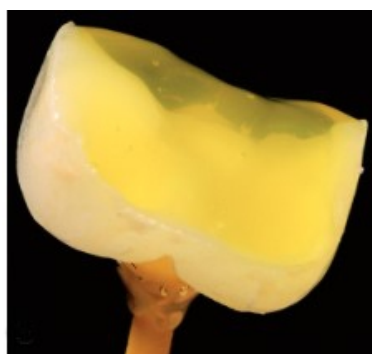
A titre d'exemple, l'*IPS Ceramic Etching Gel* et le *VITA CERAMICS ETCH* préconisent un mordançage de 20 secondes pour les céramiques au disilicate de lithium, 60s pour celles renforcées à la leucite et les feldspathiques, là où le *Porcelain Etch (Ultradent)* et le *Porcelain etchant (Bisco)* indiquent un temps unique de 90s indépendamment du type de céramique.

Globalement, de récentes études (32,33) montrent que les valeurs optimales d'adhésion sont atteintes en utilisant un AF à une concentration de 5, 9 ou 10% avec un temps d'application s'étalant de 15 à 60 secondes en fonction du type de céramique utilisé.

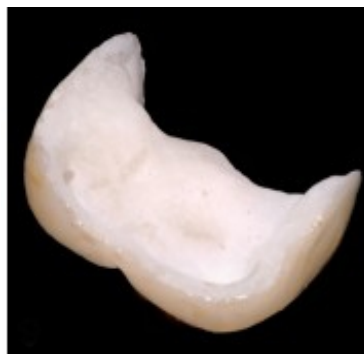
Si d'autres produits de mordançage existent comme le fluorure de phosphate acidulé (APF) ou le bifluorure d'ammonium, c'est bien avec l'AF que l'on obtiendra la meilleure force de liaison immédiate. (34)

Protocole d'application :

1. Le produit, sous forme de gel coloré en flacon ou seringue, est appliqué sur l'ensemble de l'intrados à l'aide d'un pinceau et laissé le temps indiqué (*Fig.17a*).
Frotter avec une micro-brosse augmente son effet.
2. Il sera ensuite rincé abondamment durant 1 minute avec un spray air/eau.
Les praticiens les plus méticuleux placeront ensuite la pièce dans une cuve à ultrasons contenant de l'alcool à 90° et ce durant 5 minutes afin d'éliminer tous les sels issus du mordançage.
Parfois même, on pourra compléter et parfaire ce nettoyage (élimination des micro-précipités) par un mordançage à l'acide orthophosphorique durant quelques secondes.
3. Afin d'éviter toute présence d'eau dans les anfractuosités, on finira par un séchage fort de l'ensemble de l'intrados caractérisé par un aspect blanc crayeux de la céramique (*Fig.17b*)



17a



17b

Figure 17 : Mordançage à l'acide fluorhydrique de l'intrados d'un onlay céramique

17a - On laisse agir l'acide fluorhydrique le temps indiqué sur l'intrados.

17b - Aspect blanc crayeux de la céramique après rinçage et séchage.

Maintenant que l'état de surface de l'intrados est propice à un ancrage mécanique, il convient de lui appliquer un traitement chimique afin de pouvoir créer une interface adhésive avec le matériau de collage, à l'image de celle existante entre ce dernier et la dent.

➤ **Traitement chimique : application d'un primer dédié, le silane.** (24,25,35)

Pour se faire, nous avons recours à un agent de couplage spécifique indispensable : le silane.

C'est un primer bifonctionnel qui va assurer, en plus d'une bonne mouillabilité, la liaison chimique entre la céramique, substrat inorganique, et la colle, produit de nature organique.

La molécule utilisée en dentisterie, le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane, possède de ce fait, à ses extrémités, deux groupements fonctionnels (*Fig.18*) :

- D'un côté, nous avons le groupement trialkoxysiloxane qui va venir se lier à la phase minérale de l'intrados (contenant la silice).
Cela nécessite dans un premier temps l'hydrolyse par un acide des groupes alkoxy afin d'obtenir des groupes silanol (Si-OH).
Ces derniers vont interagir avec les groupes hydroxyl (-OH) situés à la surface de la céramique mordancée et par réaction de condensation vont former des ponts siloxanes très résistants (Si-O-Si).
- De l'autre, des groupements organo-fonctionnels, à type de méthacrylates (-CH), qui, par l'intermédiaire de la photo-polymérisation, vont se lier aux monomères fonctionnels méthacrylates contenus dans la résine de collage (liaison C-C).

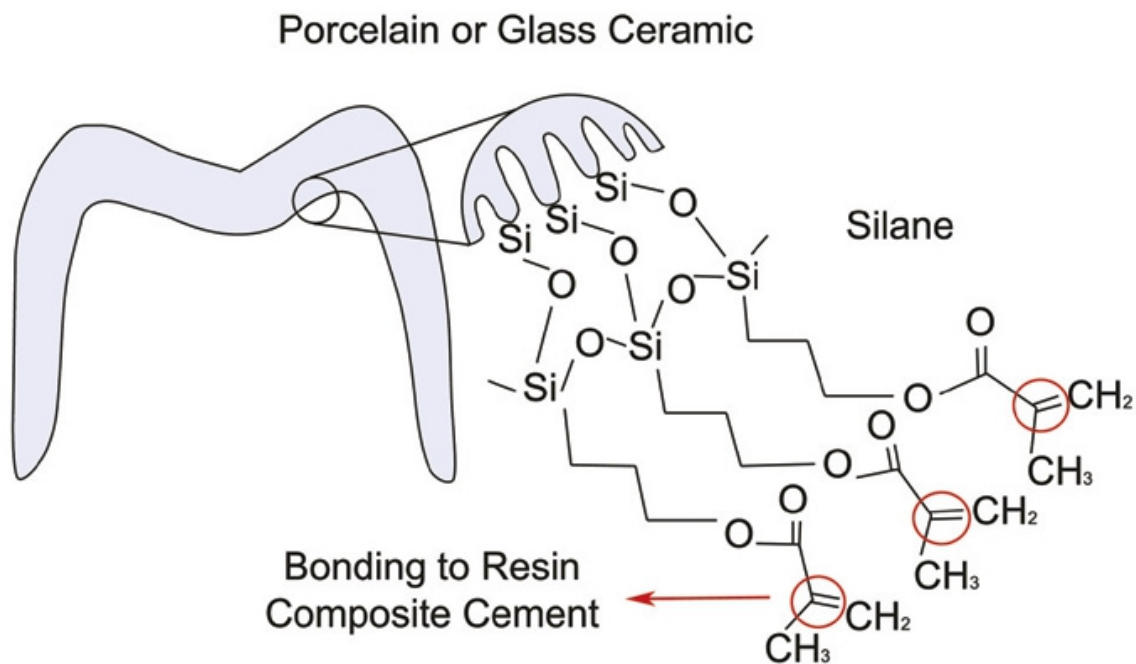


Figure 18 : Mécanisme d'action du silane

Le silane peut se trouver sous deux formes :

- Soit sous forme pré-hydrolysée, en mono-flacon (ex : Monobond Plus® Ivoclar Vivadent (*Fig.19*), Ultradent Silane® Ultradent) : ce conditionnement impose diverses contraintes comme le fait de devoir conserver le produit dans un endroit frais et sec ou au réfrigérateur, ou encore de devoir l'utiliser dans l'année qui suit son ouverture. Un aspect blanc et laiteux contre-indique son utilisation.



Figure 19 : Primer pour vitro-céramiques du fabricant Ivoclar Vivadent : le Monobond Plus®

- Soit sous forme de deux flacons, l'un contenant le silane et l'autre un acide en solution que l'on mélange juste avant utilisation.

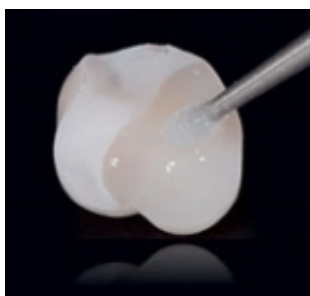
Plus récemment, l'idée est d'intégrer cet agent de couplage directement dans les adhésifs « universels » et de les utiliser en tant que primer.

Cependant, diverses études (36–40) menées sur ces nouveaux produits confirment qu'il ne s'agit pas d'une solution idéale et montrent qu'en termes d'adhérence, de résistance, et de scellement marginal, le collage est optimisé lorsque le silane est appliqué de façon séparée et additionnelle de tout système adhésif, ou alors lorsqu'il est mélangé à l'adhésif juste avant application de celui-ci.

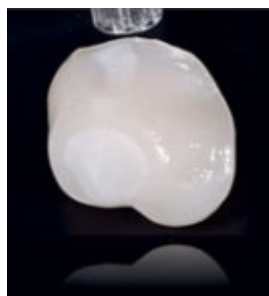
Ceci s'explique par le fait que l'action du silane peut être chimiquement inhibée par certains composants entrant dans la constitution des adhésifs universels.

Protocole de silanisation :

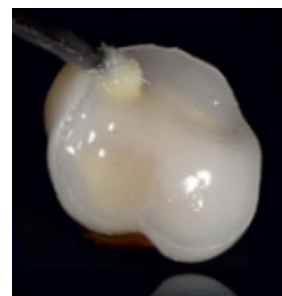
1. Le silane s'applique sur l'ensemble de l'intrados à l'aide d'un pinceau, généralement en une à deux couches. (*Fig.20a*)
2. Après une attente d'1 à 2 minutes, on sèche rigoureusement avec le spray air (*Fig.20b*) ou avec un séchoir (améliore l'action du silane) pour éliminer le solvant et l'eau issue de la réaction de condensation.
3. On peut appliquer ensuite un adhésif sur la couche de silane (*Fig.20c*) pour prévenir son hydrolyse et favoriser l'étalement de la colle. On sèche sans photopolymériser.



20a



20b



20c

Figure 20 : Silanisation de l'intrados d'un onlay céramique

La pièce céramique est désormais prête pour l'assemblage.

● **Assemblage** (24,25,41)

Choix de la colle :

Nous savons qu'il existe trois catégories de colles :

- Les colles sans potentiel d'adhésion : ce sont des résines composites qui nécessitent un traitement de surface adhésif de l'intrados prothétique et de la surface dentaire. (ex : Variolink II® Ivoclar Vivadent ; NX3® Kerr ; Calibra® Dentsply)
- Les colles avec potentiel d'adhésion : elles peuvent adhérer spontanément sur la surface prothétique mais on maintient le traitement des tissus dentaires. (ex : Superbond® Générique International ; Panavia® Kuraray.)
- Les colles auto-adhésives : il n'y a besoin d'aucun traitement de surface. (ex : RelyX Unicem 2® 3M ESPE ; Smartcem 2® Dentsply ; Maxcem Elite® Kerr ; Biscem® Bisico, G-Cem® GC ; I-Cem® Heraeus Kulzer)

Bien sûr, il conviendra de choisir le type de colle qui offre le plus de satisfaction sur un plan à la fois mécanique et esthétique.

En ce qui concerne les vitro-céramiques, on opte pour les colles sans potentiel d'adhésion, disposant d'un recul clinique conséquent.

Elles présentent d'excellents atouts :

Mécaniques : tels qu'une bonne absorption et dissipation des contraintes appliquées à la pièce, une bonne résistance à l'usure et une forte adhésion aux tissus dentaires grâce aux systèmes adhésifs combinés.

Esthétiques : on se retrouve face à un large choix de teintes et nuances, aiguillé par l'utilisation des try-in pastes, pouvant répondre à une grande diversité de situations cliniques.

Polymérisation : le plus avantageux reste les colles duales, même si dans le cas de facettes antérieures translucides dont l'épaisseur n'excède pas 2 mm, l'unique photo-polymérisation suffit.

En effet, d'un côté, la photo-polymérisation contrôlée permet de maximiser le degré de conversion de la colle, de faciliter l'élimination des excès au niveau des joints et d'avoir une bonne adaptation marginale, pendant que la chémo-polymérisation permet une prise adéquate de la colle difficilement accessible à la lumière (cas de céramiques opaques ou d'épaisseur > 2mm) tout en limitant les contraintes de rétraction.

Dans tous les cas, il faut veiller à ce que le système adhésif associé soit compatible avec le mode de polymérisation de la colle.

A noter que certaines colles seront fournies et ne fonctionneront qu'avec un adhésif spécifique.

Faible viscosité : ceci facilite l'insertion et le bon positionnement de la pièce. De plus, le joint sera de faible épaisseur.

Protocole d'assemblage :

1. Contenue dans des seringues auto-mélangeuses, on vient déposer cette colle de façon homogène sur l'intrados prothétique à l'aide d'un embout adapté, en évitant toute exposition au scialytique.
2. On insère correctement la pièce sur le support dentaire sans forcer. (insertion passive)
3. En maintenant bien la pièce à l'aide d'une précelle, on élimine avec une sonde les excès de matériaux qui ont fusé au niveau marginal. On pourra « flasher » ces excès à l'aide de la lampe à photo-polymériser (2 secondes) afin de faciliter leur élimination.
4. Élimination des excès inter-proximaux au fil dentaire. (toujours en maintenant la pièce)
5. Ces retraits d'excès laissent des rugosités au niveau du joint que l'on pourra combler en passant une couche d'adhésif.
6. Polymérisation finale de 40 secondes par face et finitions.

Si ce protocole de collage, basé sur un conditionnement successivement mécanique puis chimique de la céramique, est toujours considéré comme une référence, il est toutefois remis en question.

En cause, l'utilisation de l'acide fluorhydrique, fortement déconseillée, du fait de propriétés potentiellement toxiques. Sa manipulation implique un certain nombre de précautions à suivre.

Nous allons expliquer dans la partie suivante quelles sont les caractéristiques de cet acide, les potentielles conséquences d'une exposition à celui-ci et la conduite à tenir lors de son emploi pour le collage.

Puis nous nous pencherons sur l'étude de l'alternative proposée par le laboratoire Ivoclar Vivadent© : le Monobond Etch & Prime®.

DEUXIEME PARTIE - PREPARATION DES SURFACES PROTHETIQUES: QUELLE ALTERNATIVE A L'ACIDE FLUORHYDRIQUE ?

1. L'ACIDE FLUORHYDRIQUE (AF) : UN PRODUIT DANGEREUX ?

1.1. Propriétés physiques et chimiques (42–45)

Il existe diverses appellations correspondant au même produit : fluorure d'hydrogène, acide fluorique, hydrofluorure, fluorane, monohydrure de fluor.

Généralement, sous sa forme anhydre pure, on retrouve le fluorure d'hydrogène :

- Soit sous forme de gaz incolore (composé diatomique avec atomes d'hydrogène et de fluor) à des températures supérieures à 19,5°C. (67°F)
Il est produit industriellement par réaction entre l'acide sulfurique et le fluorure de calcium minéral.
- En dessous de cette température, il est sous forme liquide (composé polymérique avec de fortes liaisons hydrogènes entre les chaînes), transparent, incolore, fumant, à forte odeur âcre et hautement corrosif.

En le dissolvant dans l'eau, on obtient une solution aqueuse d'AF d'aspect indiscernable de celui de l'eau, commercialisée aux concentrations suivantes : 40, 50, 60, et 70%. (*Tableau 1*)

A noter qu'il est également soluble dans l'alcool et d'autres composés organiques.

	Anhydrous	Aqueous 70% Solution	Aqueous 49% Solution
Appearance	Colorless liquid, fumes in air	Colorless liquid, fumes in air	Colorless liquid
Physical State	Liquid	Liquid	Liquid
Molecular Weight	20.01	20.01(HF)	20.01
Chemical Formula	HF	70% HF in H ₂ O by weight	49% HF in H ₂ O by weight
Odor	Sharp Pungent Odor	Sharp Pungent Odor	Sharp Pungent Odor
Specific Gravity	Water=1.0) 0.97 @ 70°F (21.1°C)	Water=1.0) 1.225 @ 70°F (21.1°C)	Water=1.0) 1.175 @ 60°F (15.5°C)
Solubility in Water	100% by weight	100% by weight	100% by weight
pH	Not Applicable	Not Applicable	3.4pH
Boiling Point	67.2°F (19.54°C)	151°F (66°C)	224°F (106°C)
Melting Point	-118°F (-84°C)	-95.8°F (-71°C)	-34°F (-37°C)
Vapor Pressure	776 mmHg at 70°F (21°C)	110 mmHg at 70°F (21°C)	27 mmHg at 70°F (21°C)
Vapor Density(Air=1.0)	2.21 at 70°F, 1.76 at 80°F	2.21 at 70°F, 1.76 at 80°F	2.21 at 70°F, 1.76 at 80°F
Evaporation Rate	Not Applicable	Not Applicable	Not Applicable
% Volatiles	100%	100%	100%
Ionization Potential	15.98 eV	15.98 eV	15.98 eV
Flash Point	Not Flammable	Not Flammable	Not Flammable

Tableau 1: Propriétés physiques et caractéristiques du fluorure d'hydrogène anhydre et des solutions aqueuses d'AF à 70 et 49%

Le fluorure d'hydrogène, souvent stocké et expédié dans des cylindres en acier, est chimiquement très réactif et peut interagir avec divers matériaux tels que le métal, le verre, le béton, l'émail, la poterie, le caoutchouc ou encore le cuir.

De ce fait, il est utilisé dans plusieurs domaines industriels (ex : industrie des semis-conducteurs, fabrication d'acier inoxydable et d'aluminium, fabrication de composants électroniques, raffinage du pétrole...) et intégré, à faible concentration (généralement 2,5 à 12%), dans différents produits ménagers et de nettoyage de surfaces telles que la pierre, le marbre ou la brique. Il est également un excellent agent anti-rouille.

Sa réactivité avec la silice a permis d'en faire le produit de mordantage de référence de l'intrados des céramiques vitreuses dentaires. (cf partie « traitement mécanique : mordantage à l'AF »)

Néanmoins la haute corrosivité combinée à une forte toxicité aussi bien locale que systémique de l'AF incitent à une grande prudence lors de sa manipulation. (*Fig.21a*)

1.2. Propriétés toxiques (42,46–48)

Il existe trois voies d'exposition à l'acide fluorhydrique :

- Le contact direct avec la peau (cas le plus fréquent) et/ou les yeux.
- L'inhalation : cela ne concerne pas seulement le fluorure d'hydrogène gazeux mais aussi les vapeurs issues des solutions concentrées en AF.
- L'ingestion.

L'action corrosive et toxique de l'AF repose sur deux mécanismes des molécules H-F :

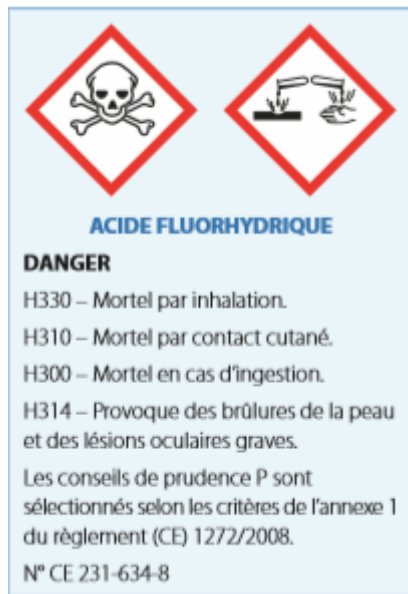
Le premier correspond au pouvoir corrosif des cations hydrogène (*Fig.21b*), similaire à celui des autres acides : il est caractérisé par des brûlures et des lésions de la peau, des yeux ainsi que des muqueuses digestives et respiratoires.

La survenue de ces symptômes présente des variantes en fonction de la concentration d'AF.

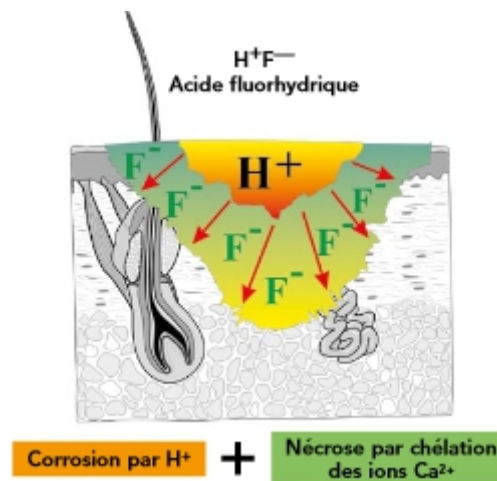
Le deuxième intervient en différé, quelle que soit la concentration de la solution et la voie d'exposition : il est consécutif à la dissociation des molécules H-F une fois qu'elles ont pénétré la peau et les muqueuses et atteint les tissus profonds (*Fig.21b*).

Les anions fluorure F⁻ vont être responsables d'une toxicité aussi bien locale que systémique, à l'issue parfois létale.

Ces ions de petite taille diffusent facilement en milieu aqueux, se répandent dans le système sanguin et sont conduits à l'ensemble des organes : ils vont se lier par forte affinité au calcium et à moindre degré au magnésium, entraînant la formation de sels insolubles et un déséquilibre électrolytique (hypocalcémie, hypomagnésémie et hyperkaliémie) à l'origine d'importantes dysfonctions métaboliques et d'organes et de nécroses tissulaires incluant vaisseaux sanguins, nerfs et structures osseuses.



21a



21b

Figure 21 : Etiquette (a) et mécanisme d'action (b) de l'acide fluorhydrique

La gravité des lésions corrosives locales et effets toxiques systémiques dépend de la concentration en acide, du temps d'exposition, de la taille et de la pénétrabilité de la surface exposée, mais aussi du temps écoulé avant la mise en place d'une thérapeutique de décontamination adaptée voir d'une prise en charge hospitalière.

1.3. Symptômes d'exposition (42–44,46,49,50)

1.3.1. Exposition cutanée

La symptomatologie est variable selon la concentration en AF :

- Concentration > 50% : douleur instantanée intense, lancinante, accompagnée d'une décoloration blanchâtre de la zone exposée et de la formation d'une vésicule érythémateuse. Cette dernière évoluera sous forme de cloque contenant des tissus nécrotiques. En cas de brûlures des doigts, on constate en plus de ces lésions, une diminution de l'activité motrice, de la sensibilité et une ischémie. (Fig.22)
- Concentration de 20 à 50% : l'apparition de douleur, rougeur et gonflement intervient plusieurs minutes voir heures (environ 8h) après exposition. La guérison s'en trouve retardée.
- Concentration < 20% : absence de douleur immédiate, profondes brûlures et nécroses tissulaires 12-24h à plusieurs jours après exposition.

La diminution de la teneur en calcium extracellulaire (par liaison avec les ions fluorure) provoque une hyperkaliémie compensatrice responsable de dépolarisation nerveuse à l'origine de la douleur.

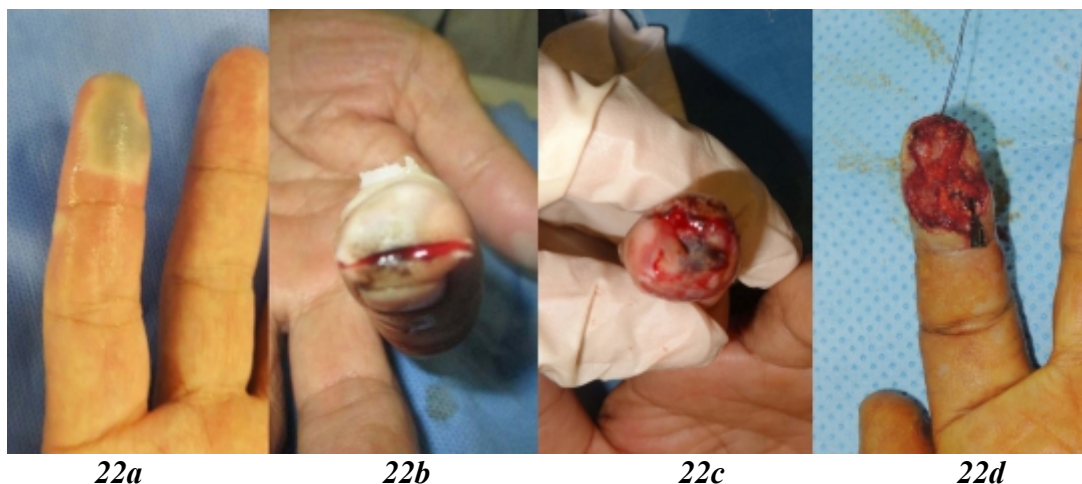


Figure 22 : Exemple clinique de lésions digitales consécutives à une exposition à l'acide fluorhydrique

22a - Aspect de l'index le jour de l'exposition à l'AF : décoloration blanchâtre avec vésicule érythémateuse qui va évoluer sous forme de cloque. Les premiers soins sont appliqués (irrigation à l'eau salée + application topique de gluconate de calcium) afin de neutraliser les effets destructeurs des ions fluorure. Les cloques sont ensuite débridées afin de freiner la destruction progressive des tissus.

22b - Le lendemain de l'exposition, réalisation d'une fasciotomie dite en « bouche de poisson » afin d'avoir un accès chirurgical aux lésions plus profondes. Un ensemble de soins et examens sont effectués afin de prévenir et de déceler d'éventuels effets systémiques. Le gluconate de calcium sera encore appliqué les 2 jours suivants jusqu'à arrêt de la douleur. Il est difficile d'évaluer la profondeur des nécroses tissulaires lors des 2-3 premiers jours.

22c - Au 6-7ème jour, la nécrose est arrêtée et le degré de dommages est classifié : l'extrémité du doigt et la pulpe sont totalement nécrosés.

22d - Au 9ème jour, les tissus nécrosés profonds sont débridés. La base du tendon est atteinte. Une chirurgie reconstructrice sera réalisée.

1.3.2. Exposition oculaire (projections/vapeurs)

Une douleur intense immédiate couplée à une irritation et un larmoiement de l'œil sont les premiers signes d'une atteinte oculaire.

Les symptômes plus sévères sont à type de conjonctivite suivie d'œdèmes des diverses structures de l'œil, de mydriase, nystagmus, d'érosion et ulcération de la cornée voir de son opacification complète après quelques minutes ou jours selon l'intensité de l'exposition.

A noter que ces dommages peuvent être le résultat d'éclaboussures même mineures d'AF. Une exposition prolongée peut conduire à la destruction totale de l'œil (cécité).

1.3.3. Exposition gastro-intestinale

L'ingestion d'AF liquide entraîne des brûlures de la bouche, de la gorge, de l'œsophage. On se retrouve avec une muqueuse buccale ulcérée et hémorragique, un risque de perforation de l'œsophage et de l'estomac, de fortes douleurs abdominales, nausées, vomissements ainsi que diarrhées.

L'ensemble peut évoluer vers une gastrite hémorragique, un méléna et une hématomélie. A ces complications peuvent s'ajouter une congestion hépatique et une pancréatite.

Des effets systémiques, et dans certains cas la mort, sont à redouter, en fonction des doses ingérées.

1.3.4. Exposition respiratoire

Les symptômes sont consécutifs soit :

- à l'inhalation d'hydrofluorure gazeux ou de vapeurs des solutions d'AF.
- à une aspiration pulmonaire lors d'une ingestion.
- à la toxicité systémique due à cette même ingestion, à des projections d'AF sur la peau ou de sévères brûlures.

L'inhalation de gaz ou vapeurs va inflammer la gorge et le nez, provoque une ulcération avec saignement et/ou perforation du septum nasal et des œdèmes des muqueuses buccales, nasales et laryngées.

L'exposition prolongée mène à une toux, une dyspnée, une laryngo et bronchoconstriction couplées à une douleur rétro-sternale, suivies de fièvre, frissons et cyanose.

L'aggravation correspond à une obstruction des voies aériennes supérieures, un œdème du poumon voir sa destruction partielle ou totale.

Une insuffisance respiratoire aiguë peut conduire au décès.

1.3.5. Toxicité systémique

Le déséquilibre électrolytique et métabolique causé par l'action des ions fluorure est responsable de troubles du système cardio-vasculaire, tels que des arythmies et baisse de la contractilité myocardique, fibrillation et tachycardie ventriculaires, hypotension et vasoconstrictions.

Plus l'intoxication est forte, plus le risque d'arrêt cardiaque est élevé.

Le système neuromusculaire est également victime de perturbations : dépolarisation des nerfs et fibres musculaires et altération de la transmission de signaux électriques au niveau neuronal.

La personne atteinte montre des signes d'anxiété et de confusion mêlés à des maux de tête, accompagnés éventuellement de convulsions, paresthésies et paralysie.

Les cas les plus graves (intoxication à haute dose) présentent un œdème cérébral suivi d'un coma profond.

L'accumulation d'ions fluorure lors d'expositions chroniques (fluorose) détériore le parenchyme rénal, hépatique et l'ensemble du squelette.

1.4. Précautions d'utilisation en Odontologie (49,51,52)

Bien que l'incidence des accidents relatifs à l'AF dans le domaine odontologique soit faible, tout praticien se doit d'être renseigné sur l'ensemble des caractéristiques du produit, des dangers d'exposition et thérapeutiques associées et des précautions à prendre lors de sa mise en œuvre afin d'assurer une sécurité optimale pour lui-même, mais également pour le patient et le personnel assistant.

Pour cela, chaque produit de mordançage des vitro-céramiques présent sur le marché possède sa propre fiche de données de sécurité (FDS) qu'il est impératif de consulter. Elles sont rédigées et obligatoirement fournies par les laboratoires respectifs et rendues accessibles sur internet.

Elles informent entre autres sur la nature du produit, sa composition, son niveau de toxicité, ses dangers, les mesures de prévention et les premiers secours à assurer en cas d'exposition.

En exemple, un extrait de la FDS du Porcelain Etchant (4% AF) de BISCO présenté en *figure 23* :

Étiquetage conforme à la réglementation (CE) n° 1272/2008 [CLP]

Pictogrammes de danger (CLP) :



Mention d'avertissement (CLP) :

Danger

Composants dangereux :

Acide hydrofluorique, 7% ≤ conc ≤ 60%, solutions aqueuses ; Fluorure de sodium

Mentions de danger (CLP) :

H301+H331 - Toxique par ingestion ou par inhalation
H310 - Mortel par contact cutané
H314 - Provoque des brûlures de la peau et des lésions oculaires graves.

Conseils de prudence (CLP) :

P260 - Ne pas respirer les poussières/fumées/gaz/ brouillards/vapeurs/aérosols
P264 - Se laver les mains soigneusement après manipulation
P270 - Ne pas manger, boire ou fumer en manipulant ce produit
P271 - Utiliser seulement en plein air ou dans un endroit bien ventilé
P280 - Porter des gants de protection/des vêtements de protection/un équipement de protection des yeux/du visage
P301+P310 - EN CAS D'INGESTION: Appeler immédiatement un CENTRE ANTIPOISON/un médecin/...
P301+P330+P331 - EN CAS D'INGESTION : Rincer la bouche. NE PAS faire vomir
P302+P352 - EN CAS DE CONTACT AVEC LA PEAU : Laver abondamment à l'eau et au savon
P303+P361+P353 - EN CAS DE CONTACT AVEC LA PEAU (ou les cheveux) : enlever immédiatement tous les vêtements contaminés. Rincer la peau à l'eau.
P304+P340 - EN CAS D'INHALATION : transporter la personne à l'extérieur et la maintenir dans une position où elle peut confortablement respirer
P305+P351+P338 - EN CAS DE CONTACT AVEC LES YEUX : rincer avec précaution à l'eau pendant plusieurs minutes. Enlever les lentilles de contact si la victime en porte et si elles peuvent être facilement enlevées. Continuer à rincer
P310 - Appeler immédiatement un CENTRE ANTIPOISON/un médecin/...
P321 - Traitement spécifique (voir Premiers secours sur cette étiquette)
P330 - Rincer la bouche
P361+P364 - Enlever immédiatement tous les vêtements contaminés et les laver avant réutilisation
P403+P233 - Entreposer dans un endroit bien aéré. Maintenir le conteneur bien fermé.
P405 - Garder sous clef
P501 - Éliminer le contenu et le récipient en utilisant les services d'une entreprise autorisée de traitement des déchets dangereux ou dans un centre autorisé de collecte des déchets dangereux, excepté pour les récipients vides nettoyés qui peuvent être éliminés comme des déchets banals, conformément à la réglementation locale, régionale, nationale et/ou internationale.

Figure 23 : Extrait de la FDS du Porcelain Etchant (4% AF) de BISCO

En complément, un récapitulatif des informations et instructions les plus importantes ainsi que le protocole d'utilisation se trouvent à l'intérieur de la notice fournie avec le produit.

Ainsi, à chaque emploi de l'AF, il est recommandé comme étant indispensable :

- D'aérer le poste de travail.
- Que le praticien et l'assistant/e portent des lunettes, masques et gants de protection.
- De manipuler avec grande précaution le flacon ou la seringue d'AF et vérifier, dans ce dernier cas, le bon fonctionnement de l'embout (débit de gel) avant application.
Il existe des pochettes de protection pour ces seringues afin d'éviter leur contamination.
- Lors de l'application, veiller à ne pas en mettre malencontreusement sur l'extrados de la céramique au risque d'altérer le glaçage.
- Refermer immédiatement et correctement le flacon ou la seringue et les conserver dans un endroit adapté à température ambiante.
- Procéder à un rinçage et séchage méticuleux de l'intrados.
Avant d'être versée dans l'évier, la solution issue du rinçage devrait être recueillie dans un récipient de polyéthylène puis neutralisée avec une poudre de carbonate de calcium et sodium durant 5 minutes (ex : IPS Neutralizing Powder, Ivoclar Vivadent).
- Jeter l'embout et les accessoires (pinceau, micro-brosse..) qui ont été utilisés ou contaminés.
- Se laver les mains en fin de séance et si la tenue a été exposée, la mettre au lavage avant de la réutiliser.
- Par précaution, il est conseillé de surveiller les patients les jours suivants la procédure de collage.

Par ailleurs, si l'indication de mise en œuvre de l'AF est exclusivement « *ex vivo* », il existe cependant une situation clinique particulière au cours de laquelle son utilisation apparaît controversée : il s'agit de réparations intra-orales de pièces en céramique déjà collées ou scellées (céramiques cosmétiques des prothèses fixées).

En effet, ces pièces subissent de multiples contraintes inhérentes à la fonction buccale, les exposant potentiellement à une fracture ou un éclat de céramique, sans pour autant compromettre leur intégrité.

Dans ce cas précis, la réfection complète de la pièce peut s'avérer contraignante d'un point de vue pratique, coûteuse et chronophage.

Pour ces raisons, le praticien optera généralement pour la solution réparatrice à l'aide de composite qu'il viendra coller sur la céramique défailante, après mordantage intra-oral à l'AF et silanisation de cette dernière.

Cet emploi dérivé de l'AF présente des risques non négligeables pour le personnel soignant et le patient et implique donc une protection rigoureuse.

La protection oculaire est assurée par le port de lunettes obligatoire pour le praticien, le personnel assistant ainsi que le patient.

Il faut ensuite impérativement protéger l'environnement buccal : mettre en place une digue en caoutchouc, voir un gel d'isolation afin d'éviter tout risque d'ingestion et de protéger les tissus intra-buccaux et dents saines du patient au moment du mordantage.

Le praticien doit surveiller la zone mordancée durant toute la procédure et l'élimination du gel s'effectue par aspiration permanente et rinçage abondant, en veillant à éviter au maximum les projections.

Par ailleurs, dans ce cas de figure clinique, nous sommes dans l'impossibilité non seulement de passer la pièce dans une cuve à ultrasons et donc d'éliminer les sels issus du mordantage, mais également de neutraliser la solution de rinçage.

Ainsi, au regard de l'ensemble des caractéristiques de l'AF et de son emploi, la problématique suivante se pose : si d'un côté, il reste à ce jour le produit de mordantage des céramiques qui, associé au silane, apporte les meilleurs résultats au protocole de collage traditionnel, de l'autre, il présente de par sa haute toxicité des risques sanitaires majeurs et impose une mise en œuvre aux contraintes multiples.

De ce fait, nous nous sommes intéressés à l'alternative récente proposée par le laboratoire Ivoclar-Vivadent© : le polyfluorure d'ammonium.

Introduit sur le marché sous le nom de Monobond Etch & Prime®, il aurait pour objectif de sécuriser le protocole de collage tout en facilitant sa mise en œuvre et d'obtenir des résultats équivalents à ceux observés avec l'AF.

Nous allons, au travers de l'étude de ce produit, basée d'une part sur les données et indications du fabricant et d'autre part sur les données acquises scientifiques, analyser ses avantages et inconvénients.

2. LE MONOBOND ETCH & PRIME® : UNE ALTERNATIVE VIABLE ?

2.1. Présentation du produit. (53)

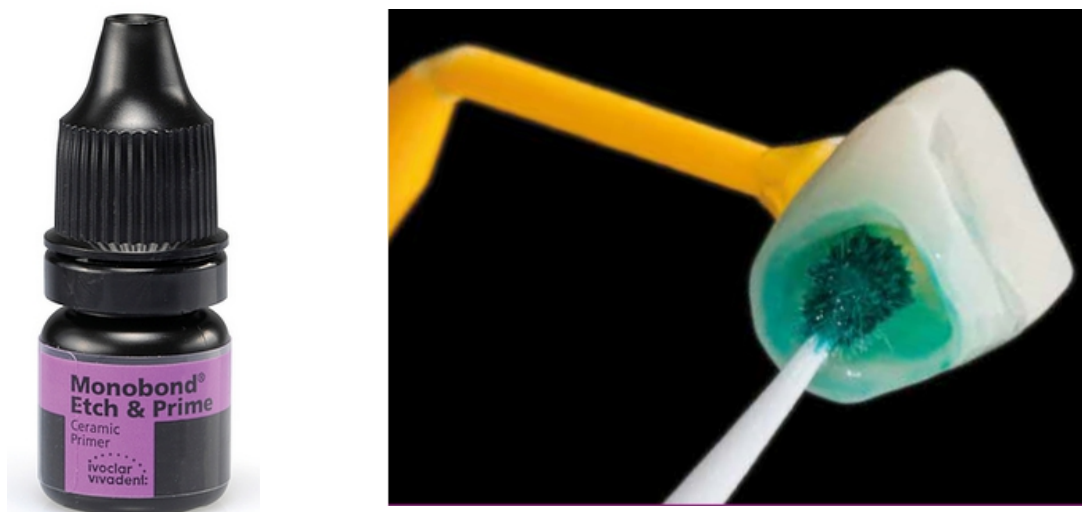


Figure 24 : Nouveau primer pour vitro-céramiques proposé par le laboratoire Ivoclar-Vivadent : le Monobond Etch & Prime®

Au travers d'une brochure, le laboratoire Ivoclar-Vivadent© introduit son nouveau produit (Fig.24) et liste les principaux avantages qu'il est censé apporter :

Outre une toxicité nettement réduite, il est défini comme étant le premier primer mono-flacon mondial destiné au conditionnement des céramiques vitreuses, combinant en une étape unique le mordantage et la silanisation de l'intrados. (Fig.25)

De plus, il élimine les résidus salivaires issus de l'essayage en bouche.

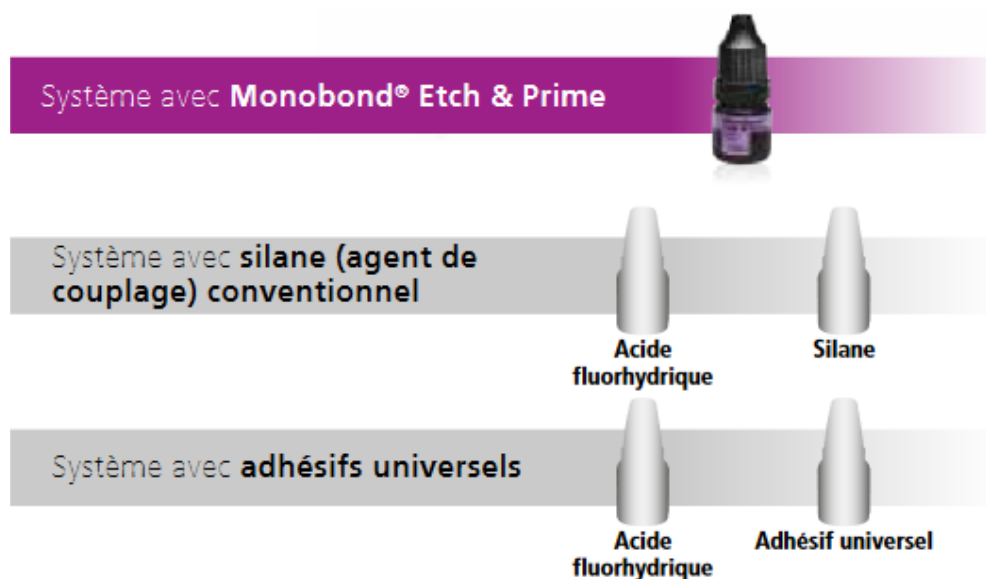


Figure 25. : Comparaison des différents systèmes de conditionnement des vitro-céramiques

D'un point de vue pratique, il permet une réduction des stocks au minimum et une mise en œuvre écourtée.

En effet la simultanéité de deux étapes distinctes jusqu'alors allège considérablement le procédé de conditionnement, le rendant plus simple à gérer tout en diminuant la marge d'erreur. (Fig.26)

Mise en œuvre avec Monobond® Etch & Prime:



Mise en œuvre conventionnelle



Figure 26 : Comparaison du nombre d'étapes nécessaires à un conditionnement conventionnel (AF /silane) ou avec le MEP

Sur le plan fonctionnel, la nouvelle formule optimisée permet de garantir une haute réactivité entre la surface de la céramique et le silane, assurant ainsi la création d'une liaison chimique forte et une adhésion durable.

Par ailleurs, le traitement de surface s'avère plus doux qu'avec l'AF, autorisant un conditionnement complémentaire sur des restaurations pré-traitées au laboratoire.

Si sur le plan théorique, cette nouvelle proposition se montre avantageuse, qu'en est-il réellement dans les faits ?

D'un point de vue chimique, comment ce produit est-il conçu et fonctionne-t-il ?

Quelles sont les spécificités de sa mise en œuvre ?

Concernant les performances adhésives, confère-t-il des résultats comparables à ceux obtenus lors de l'utilisation séparée de l'AF et du silane ?

2.2. Propriétés chimiques (54–56)

En terme de composition chimique, au sein d'un même flacon, le MEP contient les éléments suivants :

- Un acide destiné au mordantage de la céramique : le trifluorure dihydrogène tétrabutylammonium ou polyfluorure d'ammonium ($\leq 10\%$ de la composition du flacon).

Le remplacement de l'AF par un produit moins agressif est envisagé depuis plusieurs années.

Néanmoins, le protocole de collage reposant sur son association avec le silane s'est imposé jusqu'aujourd'hui comme la méthode « gold-standard » apportant les meilleurs résultats. (57,58)

En effet, aucune des potentielles solutions alternatives étudiées par le passé n'a eu l'efficacité escomptée, on pense notamment au fluorure de phosphate acidulé, au tétra-fluorure de titane ou encore au bifluorure d'ammonium. (58–60)

Le polyfluorure d'ammonium, nouvel agent mordançant intégré dans la formule du MEP, est également source de fluorure et basé sur le bifluorure d'ammonium. Il est plus doux que l'AF.

Sa structure chimique est illustrée dans la *figure 27* :

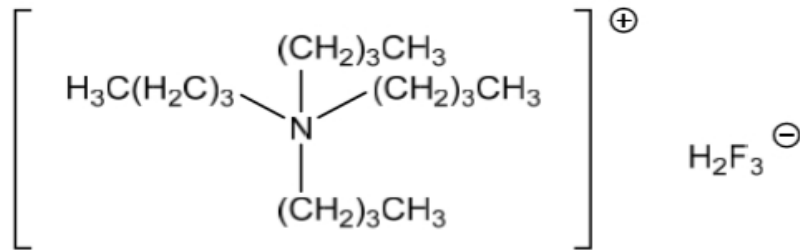


Figure 27 : Structure chimique du polyfluorure d'ammonium

Il fonctionne sur le même principe que l'AF : il interagit avec la surface de la céramique grâce à la forte affinité des ions fluorure pour la silice de la matrice vitreuse et dissout superficiellement cette dernière, créant ainsi une topographie de surface rugueuse propice à la rétention micro-mécanique, même si moins marquée que dans le cas de l'AF (Cf 2.5.1 : aspect du mordantage).

Le point important est que lors de cette réaction, on n'observe aucune libération de fluorure d'hydrogène, comme le prouve le résultat de la spectroscopie ^{19}F -NMR dans la *figure 28*.

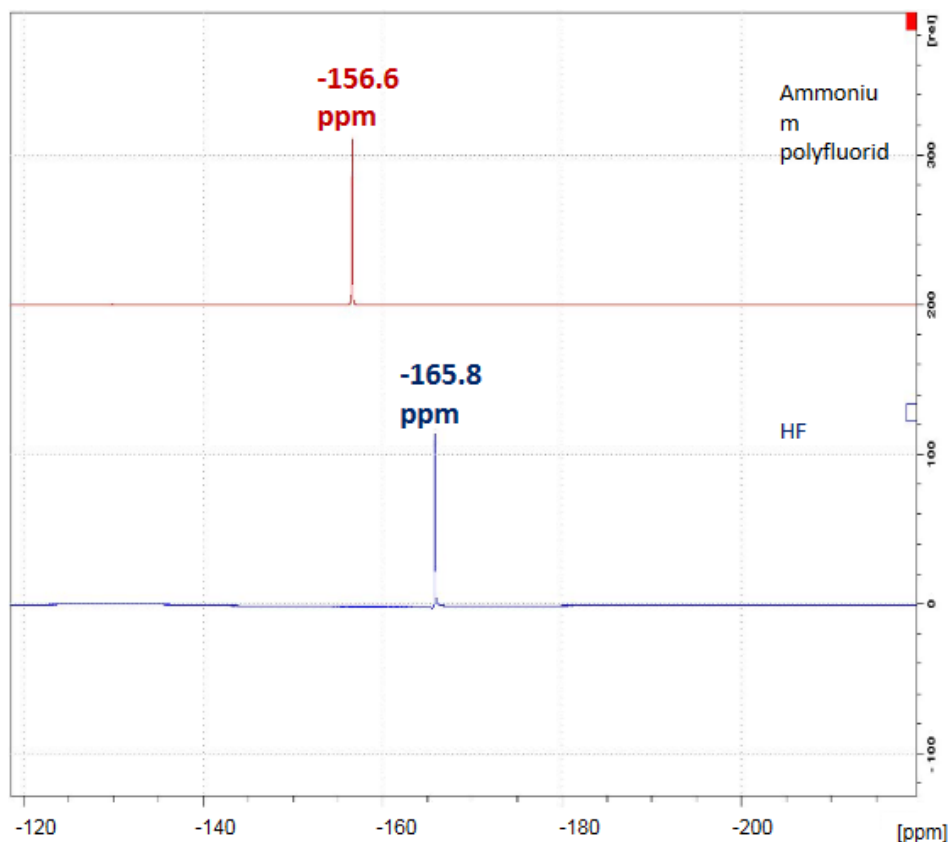


Figure 28 : Spectroscopie ^{19}F -NMR du polyfluorure d'ammonium et du fluorure d'hydrogène

- L'agent de couplage associé, identique à celui retrouvé dans le Monobond S et Monobond Plus : le silane (triméthoxypropyl méthacrylate). Selon le mécanisme décrit dans la partie « traitement chimique : application d'un primer dédié, le silane », il va former un film polymérisable à la surface de la céramique, assurant ainsi une liaison chimique forte et durable avec la résine de collage.
- Un primer : un ester d'acide phosphorique méthacrylé, qui améliore et stabilise l'adhésion.
- Des solvants : alcool (butanol) et eau. D'une part ils facilitent la manipulation du produit, d'autre part ils contribuent à la bonne formation de la couche de silane et sont propices à un rinçage efficace de par leur faible tendance à l'évaporation.
- Du colorant pour une bonne visibilité d'application.

Le polyfluorure d'ammonium, en plus de son pouvoir mordant, est à l'origine de la conversion des groupes alkoxy en groupes silanol au sein des molécules de silane, ce qui autorise par la suite la formation de ponts siloxanes avec les atomes Si de la surface de la céramique.

Dans le même temps, cette hydrolyse des groupes alkoxy pose théoriquement un problème : les molécules de silane, ainsi activées, sont exposées à une réaction de condensation spontanée entre elles à l'intérieur du flacon et à la formation de poly-siloxanes insolubles.

Or, bien qu'il persiste certaines zones d'ombre quant au mécanisme d'action exact du MEP, il semblerait que la particularité du polyfluorure d'ammonium soit justement d'empêcher cette condensation.

Cette caractéristique conférerait au MEP un statut unique : celui d'être le seul primer mono-flacon pour céramique contenant des molécules de silane hautement réactives à un niveau stable et prêtes à être utilisées à tout moment. (55)

Cette stabilité devra être confirmée lors de futures études, et à fortiori sur le moyen-long terme. (61)

2.3. Caractéristiques toxicologiques (54)

Le MEP a été soumis à des évaluations biologique et de biocompatibilité aux normes ISO 10993¹ et ISO 7405² :

Sa cytotoxicité, correspondant au pouvoir destructeur d'une substance ou d'un mélange de substances sur les cellules, se révèle effective uniquement en cas de très hautes concentrations.

Le test XTT (mesure quantitative de la cytotoxicité) indique un XTT₅₀ à 1979.1 µg/ml, ce qui est bien moins nocif que l'AF ou d'autres produits dentaires utilisés plus fréquemment.

Employé qu'à de petites quantités en situation extra-orale, le MEP ne présente qu'un très faible risque cytotoxique pour le praticien et le patient.

Une batterie de tests de mutagénicité a été menée afin d'analyser l'éventuelle génotoxicité du MEP, qui fait référence à la capacité d'une substance à endommager le matériel génétique : aucun potentiel mutagène n'a été identifié.

D'autre part, compte tenu des données disponibles, le produit ne remplit pas les critères d'appartenance à la classification des substances cancérogènes.

En ce qui concerne l'irritation et les dommages cutanés, les effets ont été mesurés à l'aide d'un modèle de peau artificielle EpiDerm.

Le MEP non dilué est mis en contact avec le modèle et ce durant 60 minutes : cette évaluation confirme le pouvoir irritant du produit.

Sur un autre modèle est analysée la corrosivité : si l'effet reste faible au bout de 3 minutes, il s'accroît au bout d'une heure.

Des constatations somme toute logiques au regard de la fonction mordante du MEP.

Cependant, un contact sur un laps de temps court n'entraîne pas de dommages cutanés.

Par ailleurs, le produit étant rincé après application, le patient n'est théoriquement pas exposé à de tels risques.

Néanmoins, malgré une meilleure biocompatibilité, une nocivité fortement réduite et l'absence d'effets systémiques, l'emploi du MEP n'est pas sans dangers : à l'instar de l'AF, le praticien doit rester rigoureux lors de sa manipulation et suivre les précautions d'utilisation inscrites dans la notice et la FDS afin d'éviter toute exposition accidentelle, ou d'y remédier le cas échéant. (*Fig.29*)

On soulignera la nécessité d'emploi de gants en caoutchouc afin de se protéger de toute réaction allergique en lien avec certains composés méthacrylés.

1 ISO 10993 : <https://www.iso.org/fr/standard/68936.html> accédé le 18/10/20

2 ISO 7405 : <https://www.iso.org/fr/standard/71503.html> accédé le 18/10/20

RUBRIQUE 2: Identification des dangers

2.1 Classification de la substance ou du mélange

Classification selon le règlement (CE) n° 1272/2008

Flam. Liq. 3	H226	Liquide et vapeurs inflammables.
Skin Corr. 1C	H314	Provoque des brûlures de la peau et des lésions oculaires graves.
Eye Dam. 1	H318	Provoque des lésions oculaires graves.
Skin Sens. 1	H317	Peut provoquer une allergie cutanée.
STOT SE 3	H335-H336	Peut irriter les voies respiratoires. Peut provoquer somnolence ou vertiges.

2.2 Éléments d'étiquetage

Étiquetage selon le règlement (CE) n° 1272/2008 Le produit est classifié et étiqueté selon le règlement CLP.

Pictogrammes de danger



GHS02 GHS05 GHS07

Mention d'avertissement Danger

Composants dangereux déterminants pour l'étiquetage:

Tetrabutylammonium Dihydrogen Trifluoride
Methacrylated phosphoric acid ester
butanol

Mentions de danger

H226	Liquide et vapeurs inflammables.
H314	Provoque des brûlures de la peau et des lésions oculaires graves.
H317	Peut provoquer une allergie cutanée.
H335-H336	Peut irriter les voies respiratoires. Peut provoquer somnolence ou vertiges.

Conseils de prudence

P280	Porter des gants de protection/des vêtements de protection/un équipement de protection des yeux/du visage.
P303+P361+P353	EN CAS DE CONTACT AVEC LA PEAU (ou les cheveux): Enlever immédiatement tous les vêtements contaminés. Rincer la peau à l'eau/Se doucher.
P305+P351+P338	EN CAS DE CONTACT AVEC LES YEUX: rincer avec précaution à l'eau pendant plusieurs minutes. Enlever les lentilles de contact si la victime en porte et si elles peuvent être facilement enlevées. Continuer à rincer.
P310	Appeler immédiatement un CENTRE ANTIPOISON/un médecin.
P301+P330+P331	EN CAS D'INGESTION: rincer la bouche. NE PAS faire vomir.
P333+P313	En cas d'irritation ou d'éruption cutanée: consulter un médecin.

Figure 29 : Extrait de la FDS du Monobond Etch & Prime®

Analysons maintenant les spécificités de mise en œuvre du MEP.

2.4. Mise en œuvre (54,55,62)

Le caractère singulier de la formule chimique du MEP, et notamment des propriétés du polyfluorure d'ammonium, est à l'origine d'un protocole d'application inédit, uniforme quelque soit le type de vitro-céramique utilisé :

1. Dans un premier temps, le produit va être réparti sur l'ensemble de la surface céramique à l'aide d'une micro-brosse puis frotté durant 20 secondes. Cette action va permettre l'élimination des protéines salivaires et résidus de silicone consécutifs à l'essayage de la pièce en bouche. (Fig.30 / Photo 1)

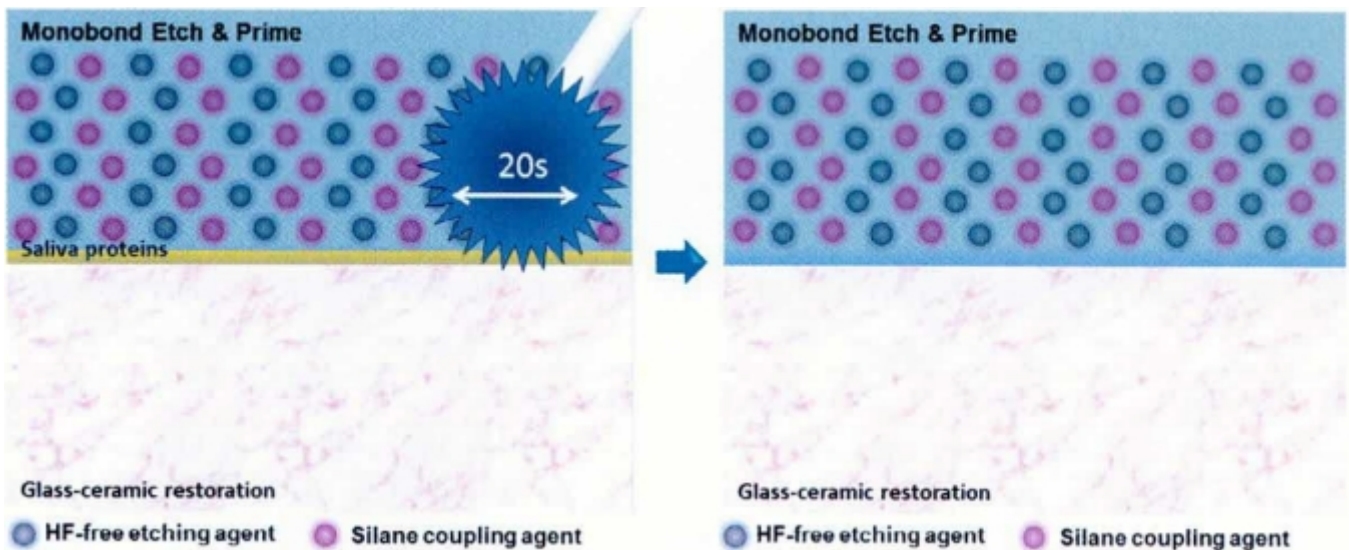


Figure 30 : Application active du MEP durant 20 secondes

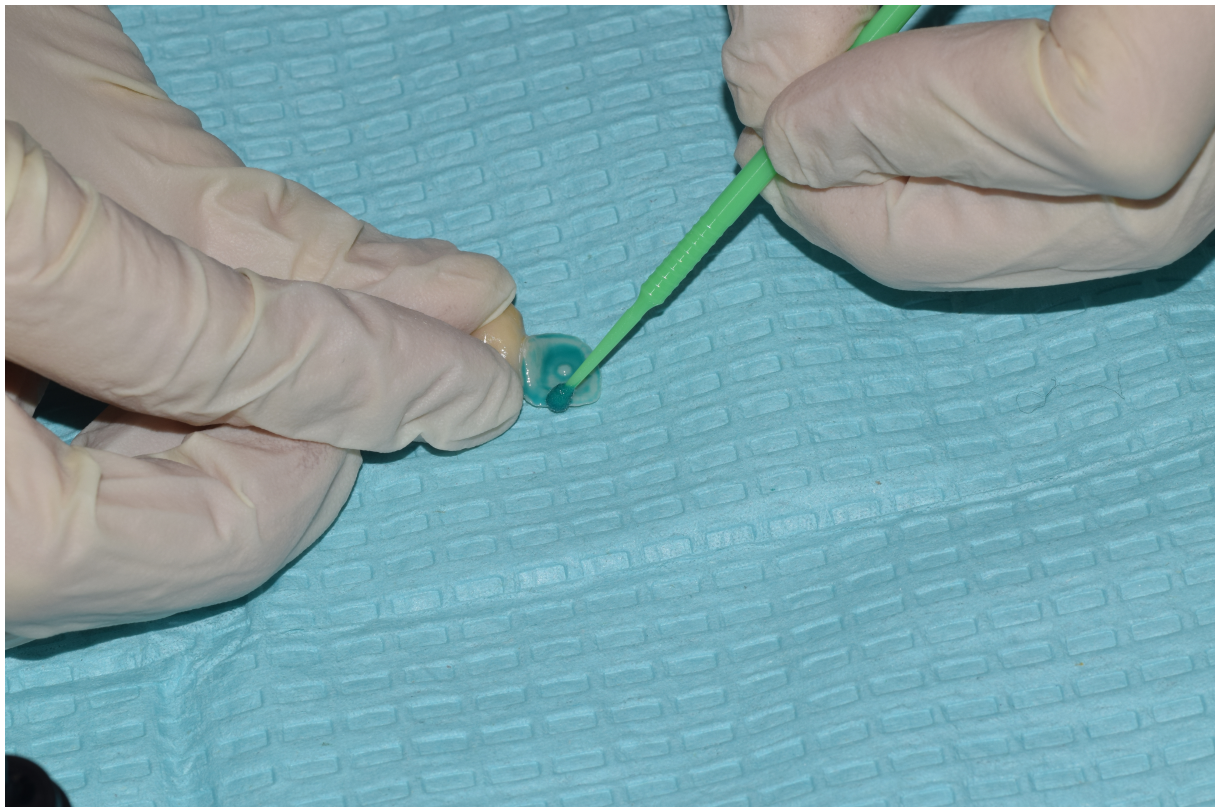


Photo 1 (Courtesy Gérald Maille)

2. Puis on laisse agir le MEP durant 40 secondes au cours desquelles le polyfluorure d'ammonium effectue le mordantage. On obtient une surface propre, rugueuse et apte à réagir avec les molécules de silane qui viennent s'y déposer. (Fig.31 / Photo 2)

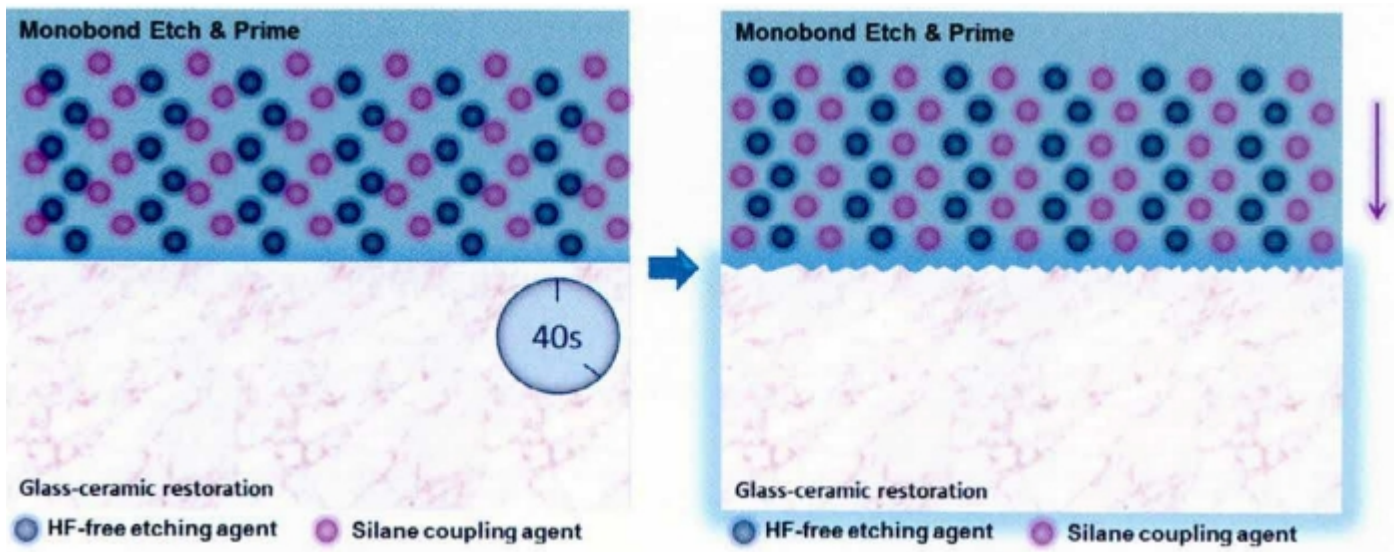


Figure 31 : Réaction du MEP durant 40 secondes



Photo 2 (Courtesy Gérald Maille)

3. Vient ensuite la phase de rinçage au spray : le polyfluorure d'ammonium et les résidus issus du mordantage sont éliminés. Dans le même temps, des ponts Si-O-Si commencent à se former entre la surface et le silane, tous deux hautement réactifs. (Fig.32)

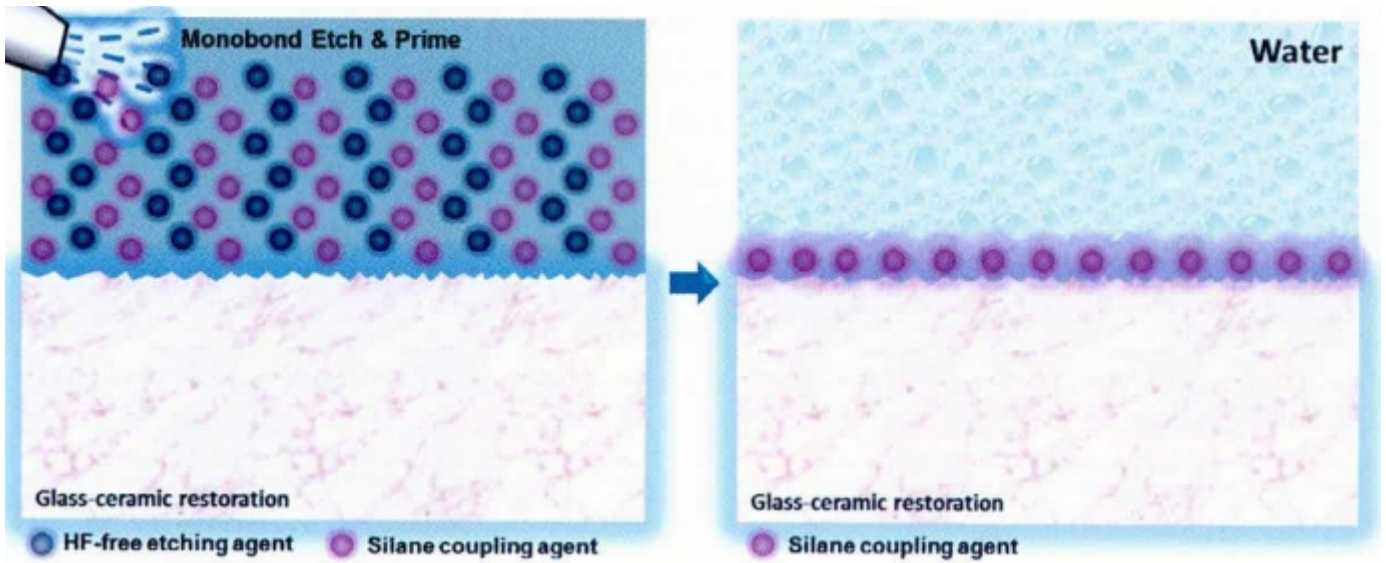


Figure 32 : Rinçage du MEP

4. Pour finir, la surface est méticuleusement séchée durant une dizaine de secondes jusqu'à disparition totale de toute trace d'humidité, les ponts siloxanes sont alors achevés par réaction de condensation : il en découle une fine couche résistante de silane contenant les groupements méthacrylates nécessaires à la liaison avec la résine composite lors de la polymérisation. (Fig.33 / Photo 3)

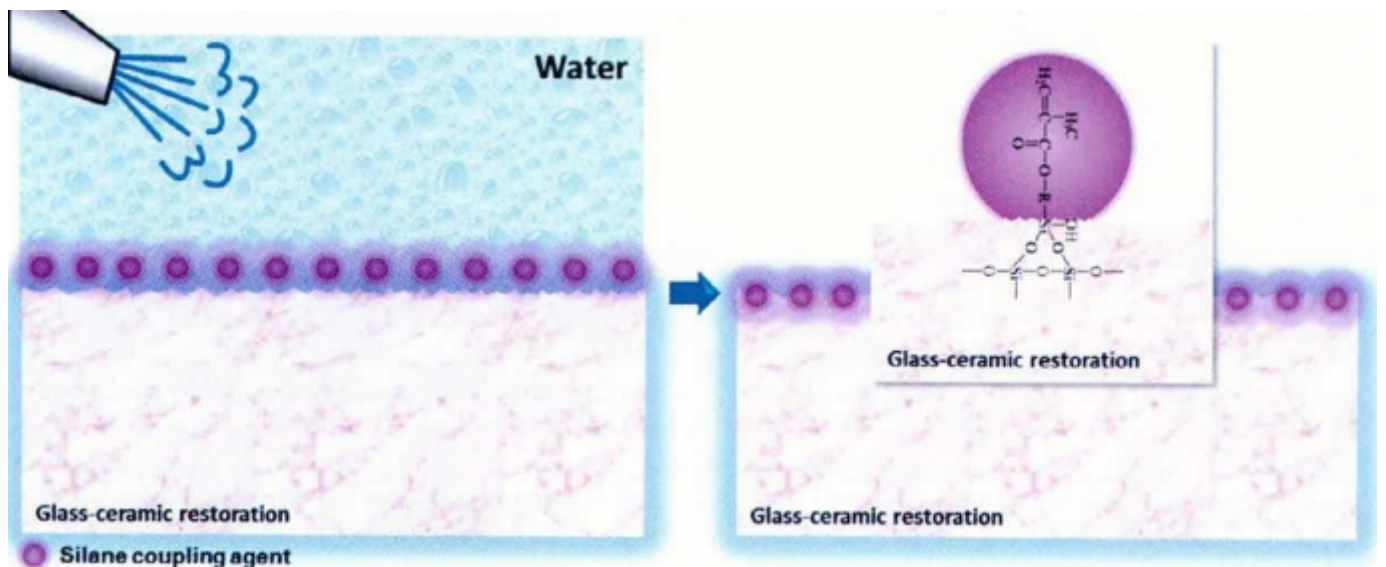


Figure 33 : Séchage de l'intrados conditionné au MEP



Photo 3 (Courtesy Gérald Maille)

Il est à noter qu'El-Damanhoury et Gaintantzopoulou (63) ont mis en évidence des ions fluor résiduels sur la surface après conditionnement. Ils pourraient avoir été pris au piège au sein de la couche de silane ou correspondre à des sels siliciques fluorés insolubles n'ayant pas été supprimés lors du rinçage.

La signification clinique de ces ions n'a pas encore été élucidée et les auteurs émettent également l'hypothèse qu'un passage en cuve à ultrasons puisse amener à des constatations différentes. D'autres études sont nécessaires afin d'éclaircir ces points.

Si l'on confronte cette mise en œuvre avec celle de l'AF et du silane, il en ressort diverses facilités pratiques :

- L'ergonomie : un seul flacon au lieu de deux.
- L'uniformisation de la méthode pour l'ensemble des vitro-céramiques, ce qui n'est pas le cas avec l'AF, qui requiert un temps d'application différent en fonction de sa concentration (variable selon le fabricant) et du type de céramique. (cf Première partie, 3.2.2, « traitement mécanique : mordantage à l'acide fluorhydrique »)
On évite ainsi au praticien toute forme de confusion.
- Un gain de temps appréciable grâce aux actions consécutives du polyfluorure d'ammonium et du silane au cours d'une même étape. (Tableau 2)

Protocole AF + Silane (2 flacons)	Protocole MEP (1 flacon)
Application AF : 20-60 secondes selon type de céramique	Application active MEP : 20 secondes
Rinçage au spray air-eau	Action passive du produit : 40 secondes
Cuve à ultrasons : 5 minutes	Rinçage et séchage au spray air-eau
Mordançage H ₃ PO ₄ : 30 s à 1 min	Cuve à ultrasons ? ³ : 5 minutes
Rinçage et séchage	
Application silane : 1 à 2 minutes	
Séchage (spray ou séchoir)	
Temps Total : entre 7 et 9 minutes selon le type de céramique	Temps Total : 6 minutes ⁴ pour toutes les vitro-céramiques

Tableau 2 : Comparaison du temps nécessaire au conditionnement de l'intrados de la céramique entre le protocole traditionnel (AF + silane) et avec MEP

- La réduction du nombre d'étapes diminue la sensibilité de la procédure, les risques d'erreur, et une recontamination potentielle entre la phase de mordançage et de silanisation.
- Enfin, il est à noter qu'au contraire de l'AF, il n'est pas nécessaire de neutraliser le produit avant son élimination.

Malgré ces avantages indéniables, il est légitime de se demander si la formule « optimisée » de ce nouveau produit et la simplification de mise en œuvre qui en découle ne vont pas impacter la qualité et la pérennité du collage des vitro-céramiques.

En dépit des risques qu'il implique, le protocole traditionnel reste une référence dans ce domaine et a offert jusqu'ici les meilleures garanties sur le plan mécanique.

Sur ce point, le MEP peut-il se poser en alternative satisfaisante ?

3: d'autres études sont nécessaires quant à un éventuel intérêt du passage de la pièce en cuve à ultrasons.

4: temps prenant en compte un passage en cuve à ultrasons. A confirmer dans de futures études.

2.5. Caractéristiques mécaniques

Chaque nouveau produit introduit sur le marché doit être soumis à des essais réalisés *in-vitro* afin d'évaluer ses performances.

Dans le cas de produits tels que l'AF et le silane ou le MEP, il s'agit d'analyser au travers de différentes combinaisons de matériaux et configurations de test, les paramètres quantitatifs et qualitatifs suivants : la résistance à la traction, au cisaillement, le mode de défaillance ou encore les caractéristiques topographiques de mordantage.

Afin d'y parvenir, le procédé d'étude généralement mis en place consiste à simuler le collage de divers échantillons de blocs céramiques soumis chacun à un traitement d'intrados spécifique, en employant un ou plusieurs types de colles composites et à effectuer les mesures et analyses à l'aide de dispositifs adaptés. (Fig.34)

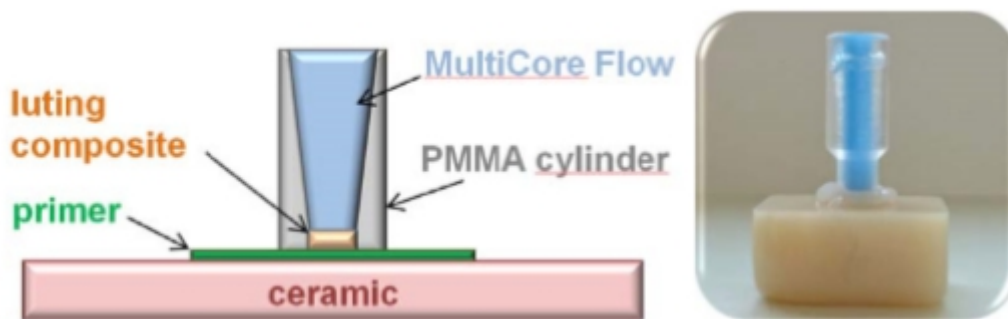


Figure 34 : Specimen de test : évaluation de résistance à la traction

Lors de ces cinq dernières années, plusieurs études de laboratoire comparant le tandem AF/silane au MEP sur la base des paramètres précités, ont été conduites.

Si certaines ne délivrent uniquement des résultats valables sur le court terme, d'autres utilisent la technique de thermocyclage combinée au stockage en milieu humide (simulation du processus de dégradation clinique) sur plusieurs semaines : le but est d'évaluer les performances adhésives après vieillissement artificiel des interfaces.

Il convient également de préciser que d'une étude à l'autre, il peut exister des variantes protocolaires expliquant parfois l'écart obtenu entre les valeurs de mesures d'un même paramètre, sans pour autant que les résultats finaux en soient changés.

Néanmoins, il est évident que l'ensemble des conclusions tirées au travers de ces tests devra être complété par celles d'essais cliniques concrets, en faible nombre à l'heure actuelle, imposant les conditions et contraintes buccales réelles.

Analysons ensemble les données acquises au cours de ces quelques premières études.

2.5.1. Aspect du mordançage

Il est généralement révélé grâce au microscope électronique à balayage (MEB) et au microscope à force atomique. (MFA)

Voyons quelques exemples comparatifs sur l'aspect morphologique de surface de divers échantillons de céramique (feldspathique, disilicate de lithium (DL), renforcée aux leucites) soumis aux traitements à l'AF ou au MEP (Fig 35-39) :

Étude de Prado et al. (64) (Fig.35) :

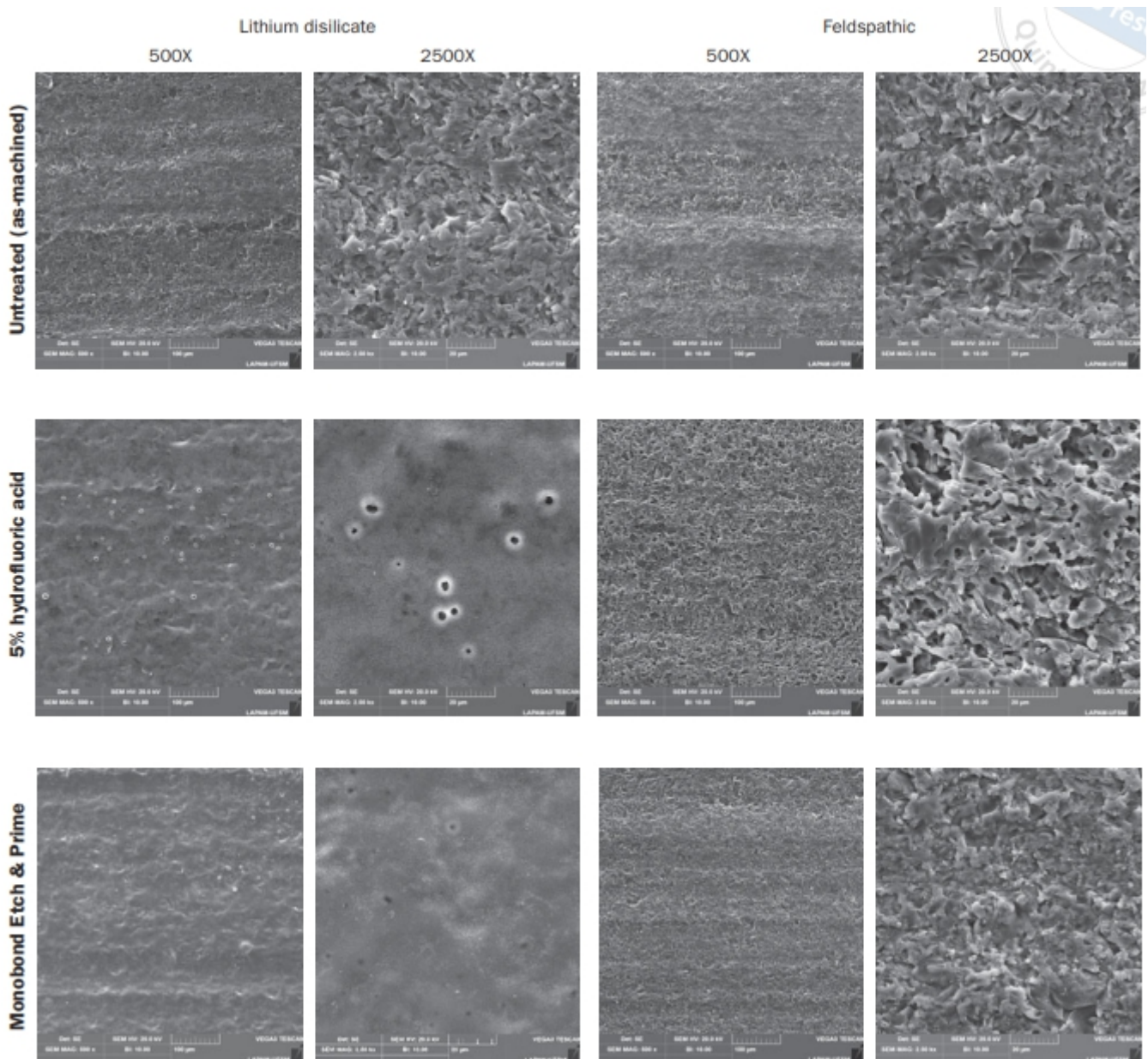


Figure 35 : Imagerie au MEB (grossissement 500x et 2500x) de la topographie de surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) (DL) et feldspathique (VITA Mark II) soumises à différents conditionnements : non traitées, AF 5% et MEP

Etude d'El-Damanhoury et Gaintantzopoulou (63) (Fig.36) :

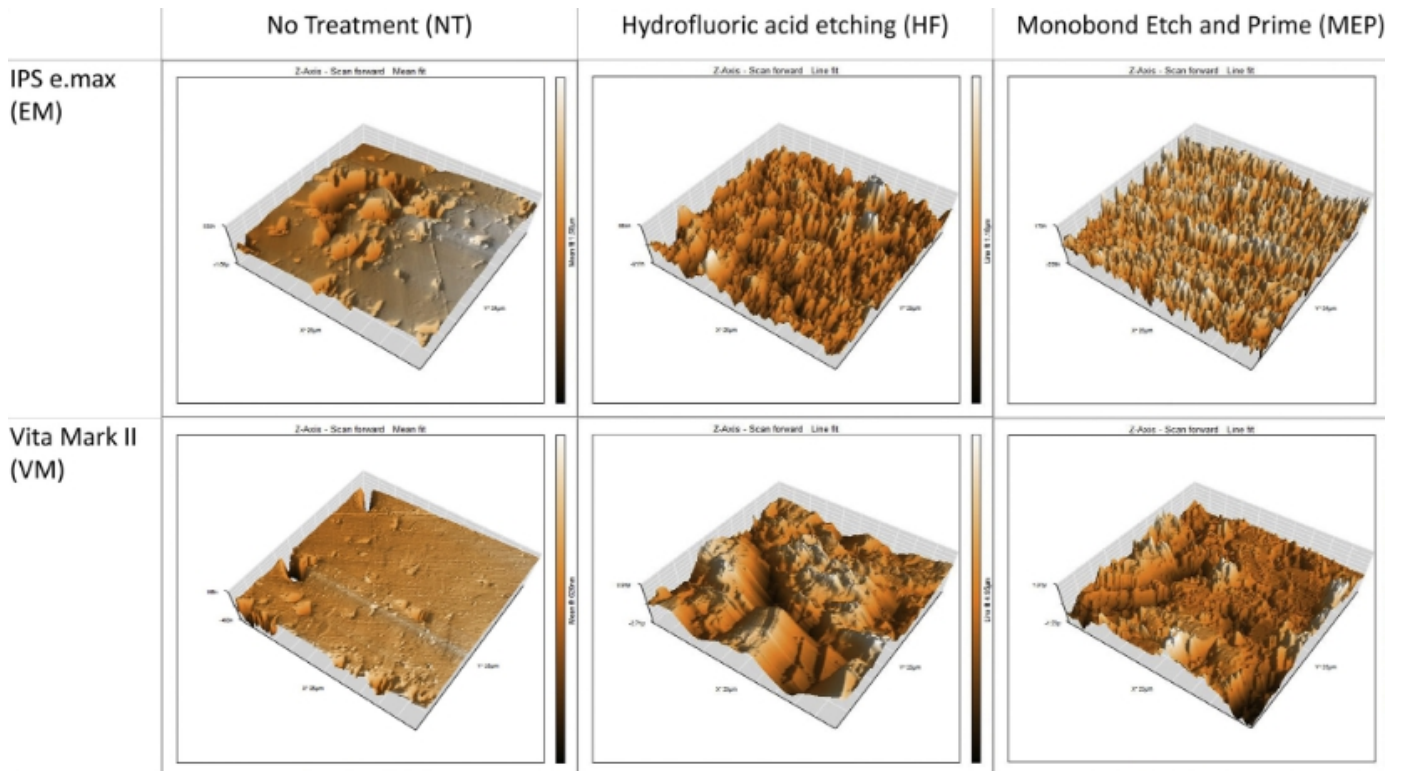


Figure 36 : Imagerie au MFA de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD, EM) et feldspathique (Vita Mark II, VM) après aucun traitement, mordancage à l'AF ou mordancage au MEP

Étude de Amaral Colombo et al. (32) (Fig.37-38) :

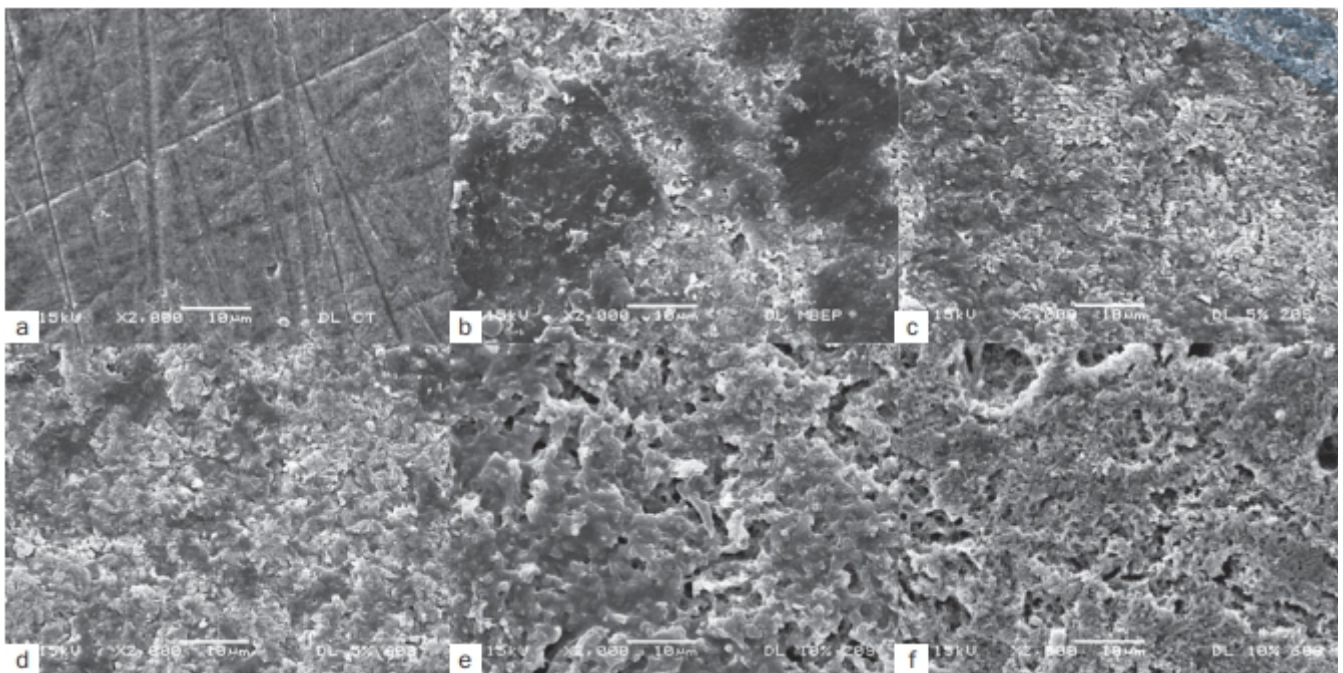


Figure 37 : Céramique au disilicate de lithium soumise à différents traitements à l'agressivité graduelle

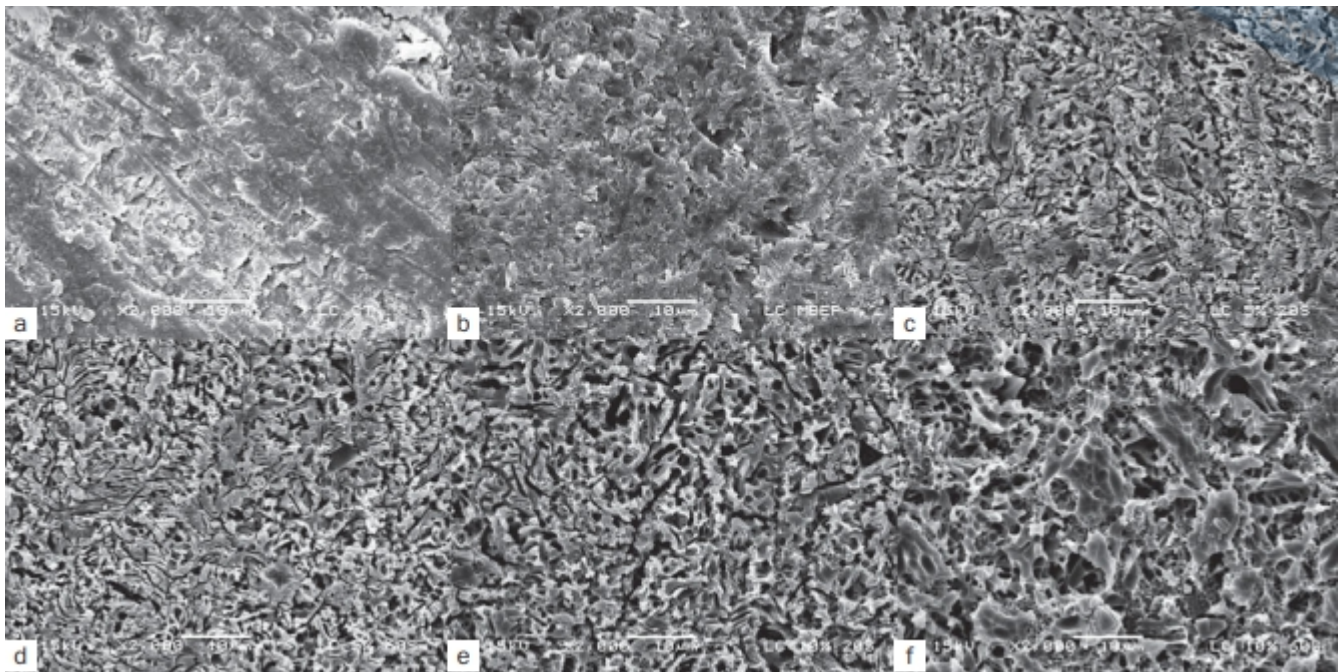


Figure 38 : Céramique renforcée à la leucite soumise à différents traitements à l'agressivité graduelle

37 et 38 a - groupe contrôle.

37 et 38 b - MEP selon le protocole du fabricant.

37 et 38 c - AF 5% 20 secondes.

37 et 38 d - AF 5% 60 secondes.

37 et 38 e - AF 10% 20 secondes.

37 et 38 f - AF 10% 60 secondes

Au regard de cette imagerie, et confirmé par d'autres études (56,65–67), un constat unanime se pose :

Le relief micro-rétentif créé lors de l'application d'AF est nettement plus marqué que dans le cas du MEP, ce dernier nous offrant une surface moins rugueuse, plus douce, avec des irrégularités, pores et canaux moins nombreux et profonds, et ce quelque soit le type de vitro-céramique.

Le contraste est encore plus frappant sur la céramique feldspathique du fait de sa phase vitreuse largement dominante.

La raison est simple : le polyfluorure d'ammonium possède un pH plus élevé que celui de l'AF et dispose donc de capacités de mordantage moins agressives. La matrice vitreuse n'est dissoute que partiellement.

Ceci n'est pas sans rappeler le bifluorure d'ammonium dont la gravure équivalait celle de l'AF à faible concentration sur un temps court. (56)

Millan Cardenas et al. (61) ont expérimenté plusieurs modes de mise en œuvre du MEP en faisant varier les temps d'application/réaction du produit (Fig.39) :

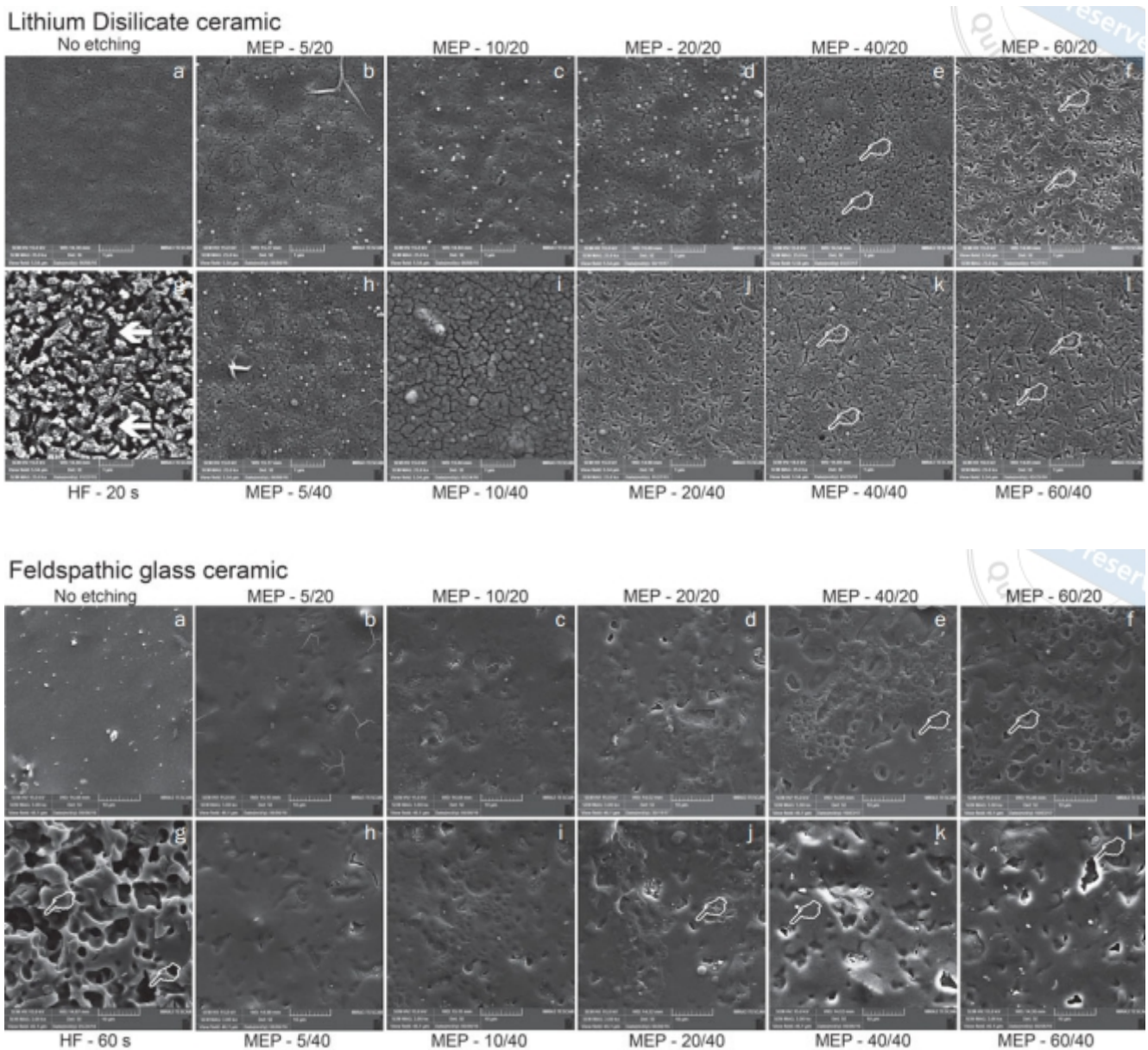


Figure 39 : Imagerie au MEB de la topographie de surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et feldspathique (VITA Mark II) soumises à différents traitements

39a - Groupe contrôle.

39b-f - MEP avec un temps d'application respectif de 5,10, 20, 40, 60 secondes / temps de réaction de 20 secondes.

39g - AF selon le protocole du fabricant.

39h-l - MEP avec un temps d'application respectif de 5,10, 20, 40, 60 secondes / temps de réaction de 40 secondes.
j correspond au protocole du fabricant.

Il est intéressant de voir que la gravure au MEP des deux types de céramiques s'accroît de façon notable à partir d'un temps total application/réaction d'au moins 60 secondes. (Fig.39 e,f,j,k,l)

On observe une meilleure dissolution de la matrice vitreuse et la présence de pores plus importants (marqués en blanc) sans pour autant atteindre l'efficacité de l'AF (Fig.39 g).

L'ensemble de ces observations amènent déjà un premier constat clinique (55) :

- Le mordantage atténué du MEP ne se caractérisera pas par un aspect blanc mat crayeux de l'intrados après séchage : les praticiens peuvent s'en retrouver perturbés, cet aspect crayeux servant généralement de témoin de l'efficacité du mordantage à l'AF et de la bonne réalisation de l'étape.
- En contrepartie, si dans le cas de l'AF il était possible d'être exposé à un risque de sur-mordantage et de fragilisation de la céramique, ce n'est plus le cas ici.

Nous savons que la rétention micro-mécanique est une composante essentielle du collage contribuant à la pérennité des restaurations sur le long terme, et qu'elle doit être accompagnée de la composante chimique inhérente au silane tout aussi indispensable.

Il est indéniable qu'avec l'AF, utilisé suivant les indications recommandées par les fabricants, nous partons avec un avantage concret concernant la gravure des céramiques vitreuses.

Toutefois, voyons si le déficit du MEP dans ce domaine impacte réellement ses performances adhésives.

2.5.2. Performances adhésives

C'est le plus souvent au travers de deux paramètres que les performances adhésives des vitro-céramiques sont évaluées : la résistance à la traction et au cisaillement.

Ils permettent une comparaison quantitative de l'efficacité des traitements AF/silane et MEP.

Voyons les résultats de certaines des études existantes à ce jour :

Prado et al. (64) ont mesuré l'angle de contact d'une goutte d'eau distillée sur la surface de céramiques feldspathiques et au disilicate de lithium traitées à l'AF/silane ou au MEP (*Fig.40*) :

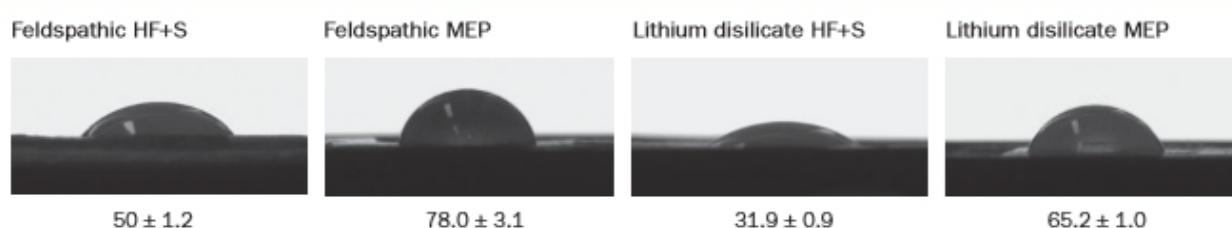


Figure 40 : Angle de contact (en degrés) d'une goutte d'eau distillée sur la surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et feldspathique (VITA Mark II) traitées à l'AF + silane ou au MEP

Plus la valeur de l'angle est faible, plus l'énergie de surface et la mouillabilité sont élevées, améliorant ainsi la liaison chimique entre la céramique et la colle composite. (68)

Ces résultats corroborent ceux de la partie précédente : le profil de mordantage marqué de l'AF permet une meilleure mouillabilité et énergie de surface que celui du MEP.

En ce sens, les valeurs mesurées (unité MPa) de résistance au cisaillement (SBS) sur des céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et feldspathique (VITA Mark II), dans les conditions de base (après 24h de stockage en milieu humide, sans thermocycle) et après vieillissement de 70 jours et 12000 thermocycles, plaident en faveur d'un traitement AF/silane. (Tableau 3)

Une tendance similaire est observée dans l'étude d' El-Damanhoury et Gaintantzopoulou (63), qui a comparé, uniquement après 24h de stockage, les valeurs de résistance au cisaillement sur des échantillons de céramique IPS e.max CAD et VITA Mark II soumis à divers traitements. (Tableau 4)

Dans les deux études, seule la colle Multilink automix d'Ivoclar Vivadent a été utilisée.

Surface treatment	μ SBS (MPa) baseline conditions	μ SBS (MPa) aging conditions
Lithium disilicate / MEP	10.4 \pm 2.4	9 \pm 3.4
Lithium disilicate / HF+S	21.2 \pm 2.1	14.6 \pm 2.3
Feldspathic / MEP	13.5 \pm 5.4	11.0 \pm 3.2
Feldspathic / HF+S	19.5 \pm 4.2	14.7 \pm 3.3

Tableau 3 : Etude de Prado et al.

Surface pretreatment	Mean SBS \pm SD	
	IPS e.max CAD (EM)	Vita Blocs Mark II (VM)
NT	1.62 \pm 2.0 ^{a,A}	1.82 \pm 3.18 ^{a,A}
MP	27.19 \pm 5.54 ^{b,A}	17.22 \pm 6.77 ^{b,B}
HFMP	37.60 \pm 10.68 ^{c,A}	27.97 \pm 6.38 ^{c,B}
MEP	28.06 \pm 10.61 ^{b,A}	14.74 \pm 4.81 ^{b,B}

Tableau 4 : groupe non traité (NT), application de silane uniquement (MP ; monobond plus), application AF + silane (HFMP) et application MEP (MEP) (El-Damanhoury et Gaintantzopoulou)

A l'inverse, les résultats d'autres études ont montré des performances équivalentes entre les deux types de conditionnements :

Roman-Rodriguez et al. (62) ont comparé les valeurs de résistance au cisaillement après 24h de stockage humide sur deux échantillons IPS e.max CAD, l'un traité à l'AF/silane, l'autre au MEP. La colle Variolink II a été utilisée. (*Tableau 5*)

Wille et al. (69) ont comparé les valeurs de résistance à la traction (TBS) (unité MPa) sur deux échantillons IPS e.max CAD, l'un conditionné avec AF/silane, l'autre au MEP. Chaque échantillon est divisé en deux groupes : un groupe stocké en milieu humide durant 3 jours sans thermocyclage et un groupe durant 30 jours avec ensuite application de 7500 thermocycles. La colle Multilink automix est utilisée. (*Tableau 6*)

Amaral Colombo et al. (32) ont eux comparé les valeurs de résistance à la traction sur des échantillons de céramique IPS e.max CAD et IPS Empress CAD (renforcée aux leucites) soumis chacun à 4 variantes protocolaires d'application de l'AF/silane ou traités au MEP. Ils ont employé la colle Variolink N. (*Tableau 7*)

On ne constate aucune différence significative entre les valeurs SBS ou TBS des groupes AF/silane et MEP au sein de ces différentes configurations expérimentales.

	GROUP		
	Total	A	B
N	20	10	10
Mean	25.02	26.53	23.52
Standard deviation	7.41	6.33	8.41
Minimum	8.81	10.27	8.81
Maximum	33.90	32.42	33.90
Median	26.98	27.73	25.47

Tableau 5 : Groupe AF/silane (A) et groupe MEP (B) (Roman-Rodriguez et al.)

Group	3 days, no thermocycling	30 days, 7500 thermal cycles
MP-Li	34.3 ± 2.9 ^{A,a}	17.2 ± 2.4 ^{A,b}
ME-Li	33.5 ± 1.7 ^{A,a}	20.4 ± 4.0 ^{A,b}

Tableau 6 : Groupe AF/Monobond Plus (MP-Li) et groupe MEP (ME-Li) (Wille et al.)

Material	C	HF 5%, 20 s	HF 5%, 60 s	HF10%, 20 s	HF10%, 60 s	MBEP
DL	-	19.8 (5.3)	16.7 (4.7)	23.7 (8.0)	19.7 (4.4)	19.9 (9.5)
LC	-	18.0 (4.0)	20.6 (3.6)	16.8 (3.8)	20.7 (5.2)	18.7 (3.9)

Tableau 7: IPS e.max CAD (DL), IPS Empress CAD (LC) (Amaral Colombo et al.)

De son côté, Lyann et al. (66) ont établi un comparatif de mesures TBS sur 3 échantillons IPS e.max CAD, chacun associé à une colle différente (Variolink Esthetic DC, Multilink Automix, SpeedCEM) et ce après 24h de stockage humide puis 5000 et 10000 thermocycles.

Pour chaque colle, les performances sont équivalentes entre le groupe traité à l'AF/silane et le groupe traité au MEP, avec ou sans thermocyclage.

On observe une diminution des valeurs TBS après 5000 et 10000 thermocycles pour les deux groupes.

Par ailleurs, les valeurs obtenues avec les composites Variolink Esthetic DC et SpeedCEM sont supérieures à celles du Multilink Automix après thermocyclage, prouvant ainsi que la qualité d'adhésion n'est pas seulement dépendante des traitements de surface mais également des propriétés propres à chaque colle.

Lyann a également évalué les performances du MEP sur d'autres échantillons IPS e.max CAD initialement contaminés par la salive : après 24h de stockage humide, les résultats s'avèrent concluants, et démontrent que le MEP élimine efficacement le film salivaire consécutif à l'essayage en bouche.

D'autres études seront nécessaires afin de savoir si la salive peut avoir un impact sur de plus longues périodes de stockage et thermocyclage. (70)

Millan Cardenas et al. (61) ont montré qu'un temps d'application/réaction prolongé du MEP permettait de compenser l'acidité moindre du produit et d'aboutir à un relief de mordantage plus satisfaisant, sans atteindre celui de l'AF (cf 2.5.1, « aspect du mordantage », étude de Millan Cardenas).

Ils ont ensuite confronté les valeurs de résistance au cisaillement, après 24h de stockage humide, sur les échantillons de céramique IPS e.max CAD et Vitablocs RealLife (feldspathique) soumis au traitement AF/silane (temps indiqué par le fabricant pour chaque type de céramique) ou au MEP (tests des diverses combinaisons temps application/réaction du produit.) (Tableau 8)

La colle variolink II est utilisée.

Experimental groups		EMX	VTR
Hydrofluoric acid + silane		31.17 ± 1.0 B	27.62 ± 1.5 a
MEP (scrubbing time/reaction time)	5/20	14.43 ± 0.3 D	27.61 ± 1.3 a
	10/20	20.00 ± 1.5 C	27.31 ± 2.5 a
	20/20	25.07 ± 0.8 C	28.15 ± 1.9 a
	40/20	32.40 ± 1.8 AB	27.70 ± 1.6 a
	60/20	33.57 ± 1.1 AB	29.10 ± 1.2 a
	5/40	32.03 ± 1.1 B	27.90 ± 1.0 a
	10/40	31.50 ± 0.6 B	27.09 ± 1.4 a
	20/40	33.27 ± 1.2 AB	27.78 ± 1.4 a
	40/40	31.90 ± 1.7 AB	28.05 ± 1.3 a
	60/40	35.30 ± 1.6 A	28.49 ± 0.3 a

Tableau 8 : IPS e.max CAD (EMX), Vitablocs RealLife (VTR) (Millan Cardenas et al.)

Pour les céramiques au disilicate de lithium, on constate une équivalence de performances dès lors que le temps de réaction du MEP est de 40 secondes, quelque soit le temps d'application. Si l'on réduit le temps de réaction à 20s, il faut un temps d'application d'au moins 40s.

Ainsi, Millan Cardenas émet l'hypothèse qu'un temps prolongé d'application/réaction du MEP permet d'améliorer, en plus du mordantage :

- L'imprégnation de la surface de la céramique par les monomères du primer stabilisateur.
- La réaction de condensation entre le silane et la silice de la céramique.
- L'évaporation des solvants.

En ce qui concerne les céramiques feldspathiques, l'efficacité du MEP se montre similaire quelque soient ses temps d'application/réaction.

L'hypothèse émise ici est la suivante : du fait d'une matrice vitreuse prépondérante, ces céramiques, même sur des temps d'application/réaction courts du MEP, présentent une gravure suffisante pour une bonne interaction mécanique et chimique avec la colle.

Il serait intéressant à l'avenir de tester d'autres types de colles et céramiques au sein de ces variantes protocolaires de mise en œuvre du MEP.

Les résultats de cette dernière étude sont appuyés et complétés par les travaux de recherche de Siqueira et al. (71) qui ont expérimenté l'association du MEP avec l'AF ou le silane sur des échantillons d'IPS e.max CAD.

Première observation : l'aspect de surface obtenu avec l'AF combiné au MEP est sensiblement similaire à celui obtenu avec l'AF seul. (Fig.41)

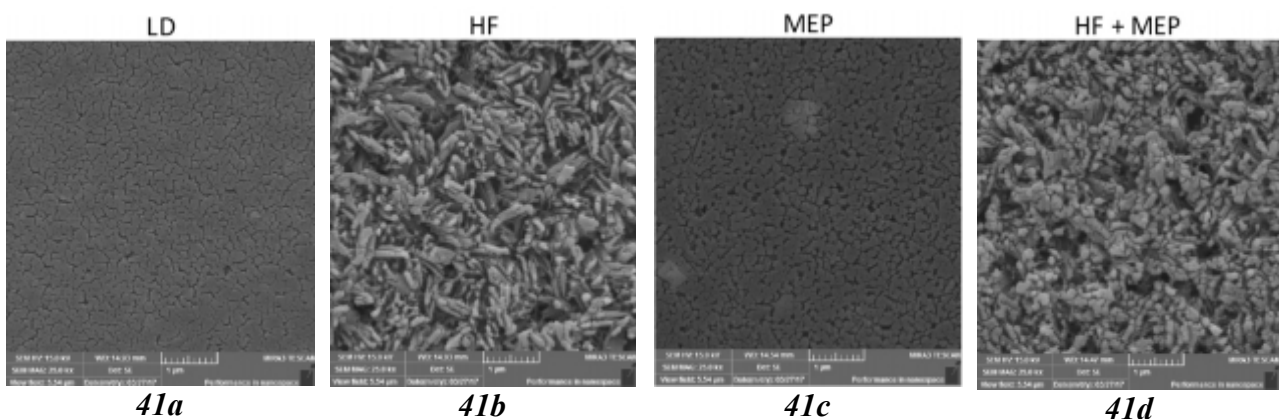


Figure 41: Comparaison de l'aspect de mordantage

41a - surface au disilicate de lithium non conditionnée.

41b - aspect de surface après application d'AF.

41c - aspect de surface après application de MEP.

41d - aspect de surface après application de l'AF associé au MEP.

Deuxième observation : ces deux protocoles n'ont pas apporté de meilleures performances que le duo AF/silane ou le MEP seul, après 24h ou 1 an de stockage en milieu humide. (Tableau 9)

Experimental Groups	Immediate	1-year
HF + SI	30.97 ± 0.5 A	16.89 ± 1.0 B
MEP	32.70 ± 1.8 A	16.86 ± 0.7 B
HF + MEP	29.27 ± 2.3 A	17.81 ± 1.9 B
MEP + SI	30.05 ± 2.3 A	17.86 ± 0.8 B

Tableau 9: Comparaison de valeurs de résistance au cisaillement sur des échantillons de céramique IPS e.max CAD soumis à divers traitements : AF/silane (HF+SI), MEP, AF/MEP (HF+MEP) et MEP/silane (Siqueira et al.)

Ces résultats montrent que :

- D'une part, le relief micro-rétentif créé par le polyfluorure d'ammonium se révèle suffisant pour obtenir des performances adhésives semblables à celles observées lors de la mise en œuvre traditionnelle. Il est compensé par la liaison chimique à haut potentiel du MEP, caractérisée par la réactivité optimisée du silane avec la céramique et la présence du primer stabilisateur.
- D'autre part, l'association d'AF ou de silane avec le MEP n'apporte pas de bénéfices en termes d'interactions chimiques et de stabilité à court ou long terme.

Toutefois, cette étude présente des limites : un seul type de colle (Variolink II) et de céramique (disilicate de lithium) a été utilisé, et aucun thermocyclage n'a été appliqué.

Scherer quant à lui, a testé la résistance à la fatigue dans les conditions de base et après vieillissement, de céramiques IPS e.max CAD conditionnées à l'AF/silane ou au MEP : bien que décroissante dans le temps, elle reste supérieure dans le cas de céramiques traitées à l'AF/silane, tout en se montrant prometteuse pour celles traitées au MEP. (65)

Concernant les études cliniques sur le MEP, si elles sont actuellement peu nombreuses, deux d'entre-elles ont déjà donné des résultats satisfaisants. (67,72)

Dans les deux cas, que ce soit après une période de six mois ou deux ans, les restaurations collées au MEP présentent d'excellentes caractéristiques fonctionnelles et esthétiques : stabilité de la couleur, absence de fissures, fractures, colorations marginales et décollement.

2.6. Synthèse

En rassemblant les données et indications du fabricant et les résultats scientifiques de ces quelques premières études « in vitro » et cliniques sur le MEP, on peut établir un premier bilan :

Nous avons à disposition un produit qui se montre avantageux :

- Sur le plan ergonomique et pratique avec un protocole de collage écourté, uniformisé et à la sensibilité réduite.
- Sur le plan sanitaire, avec une toxicité, bien qu'existante, grandement réduite comparé à celle de l'AF.
- Du fait d'une acidité plus douce, son emploi ne présente pas de risques de sur-mordantage et de fragilisation des céramiques.

En termes d'efficacité, bien qu'une certaine hétérogénéité de résultats se dégage des premiers tests expérimentaux, ils s'avèrent globalement encourageants :

En effet, si certains confirment que le protocole traditionnel reste une référence inégalée, une majeure partie d'entre eux montrent que le MEP permet d'atteindre des performances adhésives équivalentes à celles obtenues avec la formule AF/silane, dans les conditions de base et après vieillissement simulé des interfaces.

Toutefois il convient de tempérer ces premiers retours.

Afin d'aboutir à un ensemble de résultats plus complet et significatif, de futures études « in vitro » devront être conduites :

- En variant les combinaisons de matériaux (céramiques et types de colles, de différents fabricants) au sein des diverses configurations de test.
- Sur des périodes allongées de stockage en milieu humide, au thermocyclage augmenté, afin de simuler plus précisément les contraintes et conditions de dégradation buccales.
- Dans le but d'éclaircir le fonctionnement exact de tous les composants contenus au sein de cette nouvelle formule.

Par ailleurs, le recul demeurant assez faible à ce jour, il sera également essentiel de multiplier les essais cliniques qui permettront d'évaluer les performances du MEP « in vivo » sur le long terme, sur des céramiques exposées aux contraintes réelles de l'environnement buccal.

CONCLUSION

Basées sur les concepts fondamentaux de dentisterie adhésive *a minima* et de biomimétisme, les restaurations adhésives céramiques constituent une solution thérapeutique essentielle et incontournable de l'odontologie restauratrice moderne.

Si le collage traditionnel de ces céramiques repose à ce jour sur un protocole bien défini et au recul clinique conséquent, l'utilisation de l'AF pour le mordantage de l'intrados prothétique présente cependant des inconvénients importants : en effet, bien qu'efficace, il s'agit d'un produit aux propriétés hautement toxiques, dont la mise en œuvre présente des risques sanitaires majeurs pour le personnel soignant et les patients et impose de multiples contraintes sur le plan pratique.

Dans ce contexte, il nous a semblé intéressant d'étudier le MEP, alternative à cet AF proposée par le laboratoire Ivoclar-Vivadent©.

L'ensemble des données et indications du fabricant et les résultats globalement encourageants recueillis lors des premières études « in vitro » et cliniques permettent de dégager des premiers motifs de satisfaction concernant cette nouvelle alternative.

Les praticiens ont à disposition un produit à la toxicité fortement réduite, dont la mise en œuvre écourtée et uniformisée ne semble avoir que peu sinon aucun impact sur les performances adhésives, sensiblement équivalentes à celles de la méthode traditionnelle sur la majorité des premiers tests.

Toutefois, d'autres études « in vitro » aux configurations variées seront nécessaires afin de confirmer ce dernier point et d'éclaircir les zones d'ombre relatives au fonctionnement exact de cette nouvelle formule optimisée.

Elles devront être complétées par divers essais cliniques afin d'étayer les résultats actuels, de disposer d'un recul approfondi et de pouvoir intégrer progressivement l'usage de ce produit à la pratique quotidienne.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Belser U. Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réalités Cliniques*. 2010;21(2):79-85.
2. Lasserre J, Laborde G, Koubi S, Lafargue H, Couderc G, Maille G, et al. Restaurations céramiques antérieures (2) : préparations partielles et adhésion. *Réalités Cliniques*. 2010;21(3):183-95.
3. Tirlet G, Attal J. La «No Post, No Crown Dentistry» : À quelle échéance...? *Le Fil Dentaire*. 2014;(98):4-5.
4. Koubi SA, Margossian P, Weisrok G, Lasserre JF, Faucher A, Brouillet JL, et al. Restaurations adhésives en céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire. *L'information dentaire*. 2009;(8):363-74.
5. Tirlet G, Crescenzo H, Crescenzo D, Bazos P. Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2014;9(3):354-68.
6. Dejou J. *Les Céramiques*. 2009.
7. Laborde G, Lacroix P, Margossian P, Laurent M. Les systèmes céramo-céramiques. *Réalités Cliniques*. 2004;15(1):89-104.
8. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3):227-35.
9. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(9):1742-55.
10. Da Silva LH, De Lima E, de Paula Miranda RB, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*. 2017;31:133-46.
11. Laborde G, Margossian P. Restaurations céramocéramiques. *EM-Consulte*. 2007;9.
12. Fraunhofer V, Anthony J. Adhesion and Cohesion. *International Journal of Dentistry*. 2012;8.
13. Raux F, Dahan L. Comment faire un inlay-onlay esthétique ? *L'Information Dentaire*. 2011;(7):14-23.
14. Magne P. Adhesion, biomaterials, and CAD/CAM. *International Dentistry South Africa*. 2018;8(6):6-18.
15. Simon JF, Ragain JC. Dentin Adhesives: Essential Components to Successful Conservative Dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*. 2018;39(9):646-7.

16. Degrange M, Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. *Réalités Cliniques*. 2005; (4):327
17. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral Science*. 2014;56(1):1-9.
18. Degrange M. Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes ? *L'Information Dentaire*. 2007;(4):119-24.
19. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlan R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *Journal of Evidence Based Dental Practice*. 2016;16(2):96-106.
20. Matos AB, Trevelin LT, Da Silva BTF, Francisconi-Dos-Rios LF, Siriani LK, Cardoso MV. Bonding efficiency and durability: current possibilities. *Brazilian Oral Research*. 2017;31:3-22.
21. Alex G. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*. 2015;36(1):15-26.
22. de Oliveira da Rosa WL, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2015;43(7):765-76.
23. Elkaffas AA, Hamama HHH, Mahmoud SH. Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. *Restor Dent Endod*. 2018;43(3):13.
24. Dahan L, Raux F. Les inlays-onlays esthétiques. *L'Information Dentaire*. 2012;(1):14-23.
25. Koubi S, Weisrok G, Couderc G, Laborde G, Margossian P, Tassery H. Le collage des céramiques à matrice de verre : quand méthode rime avec reproductibilité. *Réalités Cliniques*. 2010;21(3):41-51.
26. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2018;20(6):495-510.
27. Bajraktarova-Valjakova E, Grozdanov A, Guguvcevski L, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, et al. Acid Etching as Surface Treatment Method for Luting of Glass-Ceramic Restorations, part 1: Acids, Application Protocol and Etching Effectiveness. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(3):568-73.
28. Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, Araújo JEJ de. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz Dent J*. 2006;17(4):290-5.
29. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45-50.
30. Dm W, Jm P, Kl O. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent*. 1993;6(3):155-8.

31. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoreti M a. C, Correr-Sobrinho L. Surface/Interface Morphology and Bond Strength to Glass Ceramic Etched for Different Periods. *Operative Dentistry*. 2010;35(4):420-7.
32. Amaral Colombo L do, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Bond Strength of CAD/CAM Restorative Materials Treated with Different Surface Etching Protocols. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019;21(4):307-17.
33. Straface A, Rupp L, Gintaute A, Fischer J, Zitzmann NU, Rohr N. HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. *Head Face Med*. 2019;15(1):21.
34. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(2):103-10.
35. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*. 2018;34(1):13-28.
36. Romanini-Junior JC, Kumagai RY, Ortega LF, Rodrigues JA, Cassoni A, Hirata R, et al. Adhesive/silane application effects on bond strength durability to a lithium disilicate ceramic. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(4):346-51.
37. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’ adhesives. *Dental Materials*. 2016;32(10):1218-25.
38. Moro AFV, Ramos AB, Rocha GM, Perez CDR. Effect of prior silane application on the bond strength of a universal adhesive to a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2017;118(5):666-71.
39. Melo LD, Moura IS, Almeida ED, Junior AF, Dias TDS, Leite FP. Efficacy of prostheses bonding using silane incorporated to universal adhesives or applied separately: A systematic review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2019;19(1):3.
40. Yao C, Zhou L, Yang H, Wang Y, Sun H, Guo J, et al. Effect of silane pretreatment on the immediate bonding of universal adhesives to computer-aided design/computer-aided manufacturing lithium disilicate glass ceramics. *European Journal of Oral Sciences*. 2017;125(2):173-80.
41. Benetti AR, Papia E, Matinlinna JP. Bonding ceramic restorations. *Tandlaegebladet*. 2019;123(1):36-42.
42. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Georgieva S, Ivanovski K, Bajraktarova-Misevska C, Mijoska A, et al. Hydrofluoric Acid: Burns and Systemic Toxicity, Protective Measures, Immediate and Hospital Medical Treatment. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(11):2257-69.
43. Emergency preparedness and response guidelines for anhydrous hydrogen fluoride (AHF) and hydrofluoric acid (HF). 2019 [Internet]. [cité 19 oct 2020]. Disponible sur: <https://www.readkong.com/page/anhydrous-hydrogen-fluoride-ahf-and-hydrofluoric-acid-hf-8897736>

44. CDC - The Emergency Response Safety and Health Database: Systemic Agent: hydrogen fluoride/ hydrofluoric acid – NIOSH. 2018 [Internet]. [cité 19 oct 2020]. Disponible sur: https://www.cdc.gov/niosh/ershdb/emergencyresponsecard_29750030.html
45. Acide fluorhydrique en solution aqueuse. Risques à l'utilisation en milieu professionnel et mesures de prévention - Brochure - INRS [Internet]. [cité 19 oct 2020]. Disponible sur: <http://www.inrs.fr/media.html?refINRS=ED%206223>
46. ATSDR - Medical Management Guidelines (MMGs): Hydrogen Fluoride (HF) [Internet]. Disponible sur: <https://www.atsdr.cdc.gov/MMG/MMG.asp?id=1142&tid=250>
47. McKee D, Thoma A, Bailey K, Fish J. A review of hydrofluoric acid burn management. *Plastic Surgery*. 2014;22(2):95.
48. Fluorure d'hydrogène (ou acide fluorhydrique) et solutions aqueuses (FT 6) - Fiche toxicologique n°6 - INRS [Internet]. Disponible sur: http://www.inrs.fr/publications/bdd/fichetox/fiche.html?refINRS=FICHETOX_6
49. Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dünder M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):15-23.
50. Guidelines for the Safe Use of Hydrofluoric Acid. Harvard University. 2013 [Internet]. Disponible sur: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:BeHftcxFFD0J:https://chemistry.harvard.edu/files/chemistry/files/safe_use_of_hf_0.pdf+&cd=2&hl=fr&ct=clnk&gl=fr&client=firefox-b-d
51. Porcelain Etchant (4% HF) Fiche de données de sécurité. 2018 [Internet]. Disponible sur: https://www.bisco.com/assets/1/22/Porcelain_Etchant_4__SDS_INT_French.pdf
52. PORCELAIN ETCHANT (9.5% HF) Instructions for Use [Internet]. Disponible sur: https://www.bisco.com/assets/1/22/9.5__Porcelain_Etchant_English2.pdf
53. Ivoclar Vivadent. Monobond® Etch & Prime Primer automordançant pour vitrocéramique. Brochure. 2015 [Internet]. Disponible sur: <https://www.ivoclarvivadent.ch/fr-ch/produktkategorien/monobond-etch-prime-2>
54. Ivoclar Vivadent. Monobond Etch & Prime Self-etching glass-ceramic primer. Scientific documentation. 2015 [Internet]. Disponible sur: <https://www.ivoclarvivadent.ch/fr-ch/produktkategorien/monobond-etch-prime-2>
55. Etching and silanization in one easy step. *Australasian Dental Practice*. 2015;26(4):172-4.
56. Lopes GC, Perdigão J, Baptista D, Ballarin A. Does a Self-Etching Ceramic Primer Improve Bonding to Lithium Disilicate Ceramics? Bond Strengths and FESEM Analyses. *Oper Dent*. 2019;44(2):210-218
57. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*. 2014;30(7):e147-162.
58. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248-53.

59. al Edris A, al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):734-9.
60. Klosa K, Boesch I, Kern M. Long-term bond of glass ceramic and resin cement: evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative etching agent for lithium disilicate ceramics. *J Adhes Dent.* 2013;15(4):377-83.
61. Millan Cardenas AF, Quintero-Calderon AS, de Siqueira FSF, Campos VS, Wendlinger M, Pulido-Mora CA, et al. Do Different Application Modes Improve the Bonding Performance of Self-etching Ceramic Primer to Lithium Disilicate and Feldspathic Ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2019;21(4):319-27.
62. Román-Rodríguez J-L, Perez-Barquero J-A, Gonzalez-Angulo E, Fons-Font A, Bustos-Salvador J-L. Bonding to silicate ceramics: Conventional technique compared with a simplified technique. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e384-6.
63. El-Damanny HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research.* 2018;62(1):75-83.
64. Prado M, Prochnow C, Marchionatti AME, Baldissara P, Valandro LF, Wandscher VF. Ceramic Surface Treatment with a Single-component Primer: Resin Adhesion to Glass Ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2018;20(2):99-105.
65. Scherer MM, Prochnow C, Venturini AB, Pereira GKR, Burgo TA de L, Rippe MP, et al. Fatigue failure load of an adhesively-cemented lithium disilicate glass-ceramic: Conventional ceramic etching vs etch & prime one-step primer. *Dental Materials.* 2018;34(8):1134-43.
66. Sai Kham Lyann, Tomohiro Takagaki, Toru Nikaido, Motohiro Uo, Masaomi Ikeda, Sadr A, et al. Effect of Different Surface Treatments on the Tensile Bond Strength to Lithium Disilicate Glass Ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2018;20(3):261-9.
67. Siqueira FS, Alessi RS, Cardenas AF, Kose C, Souza Pinto SC, Bandeca MC, et al. New Single-bottle Ceramic Primer: 6-month Case Report and Laboratory Performance. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(12):1033-9.
68. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Resin bonding to a feldspar ceramic after different ceramic surface conditioning methods: evaluation of contact angle, surface pH, and microtensile bond strength durability. *J Adhes Dent.* 2011;13(6):551-60.
69. Wille S, Lehmann F, Kern M. Durability of Resin Bonding to Lithium Disilicate and Zirconia Ceramic using a Self-etching Primer. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2017;19(6):491-6.
70. Sai Kham Lyann, Tomohiro Takagaki, Toru Nikaido, Takahiro Wada, Motohiro Uo, Masaomi Ikeda, et al. Efficacy of Various Surface Treatments on the Bonding Performance of Saliva-contaminated Lithium-Disilicate Ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2019;21(1):51-8.
71. Siqueira FSF de, Campos VS, Wendlinger M, Muso RAC, Gomes JC, Reis A, et al. Effect of Self-Etching Primer Associated to Hydrofluoric acid or Silane on Bonding to Lithium Disilicate. *Braz Dent J.* 2019;30(2):171-8.

72. Souza R, da Silva NR, de Miranda LM, de Araújo GM, Moura D, Barbosa H. Two-year Follow-up of Ceramic Veneers and a Full Crown Treated With Self-etching Ceramic Primer: A Case Report. *Oper Dent.* 2020;45(4):352-8.

LISTE DES FIGURES

- Figure 1 : Exemple clinique de préparation et coiffe corono-périphériques (1)***
- Figure 2 : Exemple clinique de restaurations adhésives sur un patient de 40 ans souffrant d'érosion généralisée (1)***
- Figure 3 : Microphotographie en MEB (microscopie électronique à balayage) d'une céramique (6)***
- Figure 4 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines (6)***
- Figure 5 : Système de classification actuel des céramiques utilisées en odontologie (8)***
- Figure 6 : Exemple d'onlays en céramique e-Max (26)***
- Figure 7 : Exemple de réalisation de facettes en céramique sur les incisives maxillaires, parfaitement intégrées au niveau parodontal (4)***
- Figure 8 : Représentation schématique des forces d'adhésion (inter-matériaux) et de cohésion (intra-matériau) au sein d'une restauration collée (12)***
- Figure 9 : Représentation schématique de l'adhésion micro-mécanique (12)***
- Figure 10 : Microphotographies de coupes transversales dentinaires avant et après mordançage à l'acide orthophosphorique (Le scellement dentinaire immédiat : intérêts et mise en œuvre. Thèse d'exercice. 2018. Jérôme Massicart)***
- Figure 11 : Microphotographie de la dentine après application du primer et de l'adhésif : on distingue parfaitement les tags résineux (Le scellement dentinaire immédiat : intérêts et mise en œuvre. Thèse d'exercice. 2018. Jérôme Massicart)***
- Figure 12 : Classification des systèmes adhésifs M&R et SAM (The Dentalist : les adhésifs amélo-dentaires. <http://thedentalist.fr/les-adhesifs-amelo-dentaires/>)***
- Figure 14 : Exemple de try-in pastes de chez Variolink Esthetic (<https://www.henryschein.be/>)***
- Figure 15 : Application d'un système adhésif M&R3 avant collage d'un inlay (24)***
- Figure 16 : Divers produits de mordançage à l'acide fluorhydrique, en flacon ou seringue (Ressource internet libre de droit)***
- Figure 17 : Mordançage à l'acide fluorhydrique de l'intrados d'un onlay céramique (24)***
- Figure 18 : Mécanisme d'action du silane (41)***
- Figure 19 : Primer pour vitro-céramiques du fabricant Ivoclar Vivadent : le Monobond Plus® (<https://eddonline.fr/product/0302606/monobond-plus>)***
- Figure 20 : Silanisation de l'intrados d'un onlay céramique (26)***
- Tableau 1: Propriétés physiques et caractéristiques du fluorure d'hydrogène anhydre et des solutions aqueuses d'AF à 70 et 49% (43)***
- Figure 21: Etiquette et mécanisme d'action de l'acide fluorhydrique (45, <http://docplayer.fr/8135208-Projections-chimiques.html>)***
- Figure 22 : Exemple clinique de lésions digitales consécutives à une exposition à l'acide fluorhydrique (Importance of initial management and surgical treatment after hydrofluoric acid burn of the finger. Hyun Ho Han et al. 2016)***
- Figure 23 : Extrait de la FDS du Porcelain Etchant (4% AF) de BISCO***
- Figure 25 : Comparaison des différents systèmes de conditionnement des vitro-céramiques (53)***
- Figure 26 : Comparaison du nombre d'étapes nécessaires à un conditionnement conventionnel (AF + silane) ou avec le MEP (53)***
- Figure 27 : Structure chimique du polyfluorure d'ammonium (54)***
- Figure 28 : Spectroscopie 19F-NMR du polyfluorure d'ammonium et du fluorure d'hydrogène (54)***

Figure 29 : Extrait de la FDS du Monobond Etch & Prime®

Figure 30 : Application active du MEP durant 20 secondes (55)

Figure 31 : Réaction du MEP durant 40 secondes (55)

Figure 32 : Rinçage du MEP (55)

Figure 33 : Séchage de l'intrados conditionné au MEP (55)

Tableau 2 : Comparaison du temps nécessaire au conditionnement de l'intrados de la céramique entre le protocole traditionnel (AF + silane) et avec MEP

Figure 34 : Specimen de test : évaluation de résistance à la traction (54)

Figure 35 : Imagerie au MEB (grossissement 500x et 2500x) de la topographie de surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) (DL) et feldspathiques (VITA Mark II) soumises à différents conditionnements : non traitées, AF 5% et MEP (64)

Figure 36 : Imagerie au MFA de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD, EM) et feldspathique (Vita Mark II, VM) après aucun traitement, mordançage à l'AF ou mordançage au MEP (63)

Figure 37 : Céramique au disilicate de lithium soumise à différents traitements à l'agressivité graduelle (32)

Figure 38 : Céramique renforcée à la leucite soumise à différents traitements à l'agressivité graduelle (32)

Figure 39 : Imagerie au MEB de la topographie de surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et feldspathique (VITA Mark II) soumises à différents traitements (61)

Figure 40 : Angle de contact (en degrés) d'une goutte d'eau distillée sur la surface de céramiques au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) et feldspathique (VITA Mark II) traitées à l'AF + silane ou au MEP (64)

Tableau 3 : Etude de Prado et al. (64)

Tableau 4 : groupe non traité (NT), application de silane uniquement (MP ; monobond plus), application AF + silane (HFMP) et application MEP (MEP) (63)

Tableau 5 : Groupe AF/silane (A) et groupe MEP (B) (62)

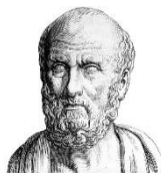
Tableau 6 : Groupe AF/Monobond Plus (MP-Li) et groupe MEP (ME-Li) (69)

Tableau 7 : IPS e.max CAD (DL), IPS Empress CAD (LC) (32)

Tableau 8 : IPS e.max CAD (EMX), Vitablocs RealLife (VTR) (61)

Figure 41 : Comparaison de l'aspect de mordançage (71)

Tableau 9 : Comparaison de valeurs de résistance au cisaillement sur des échantillons de céramique IPS e.max CAD soumis à divers traitements : AF/silane (HF+SI), MEP, AF/MEP (HF+MEP) et MEP/silane (71)



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

MENICUCCI Elliot – Intérêts du polyfluorure d'ammonium en prothèse conjointe

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2020

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique

Résumé :

Au cours des trente dernières années, les concepts de dentisterie adhésive *a minima* et de biomimétisme ont permis l'apparition de nouvelles solutions de soins, moins invasives, dans le domaine de l'odontologie restauratrice. Parmi elles, les restaurations adhésives en céramique occupent une place importante au sein de l'arsenal thérapeutique actuel.

Le collage traditionnel de ces céramiques, dont les caractéristiques seront rappelées en première partie, repose sur un protocole bien défini, nécessitant le recours à l'acide fluorhydrique pour le mordantage de l'intrados prothétique. Cet acide présente cependant divers inconvénients que nous exposerons dans une seconde partie. Le polyfluorure d'ammonium, que nous présenterons dans la dernière partie, est présenté comme une alternative. Ce travail a pour objectif d'analyser, au regard de la littérature et des données cliniques, les avantages et inconvénients de ce nouveau primer pour céramique.

Mots clés :

Restauration adhésive céramique

Collage

Acide fluorhydrique

Mordantage

Toxicité

Polyfluorure d'ammonium

MENICUCCI Elliot – Ammonium polyfluoride benefits in dental prosthesis

Abstract:

Along the past thirty years, the minimal adhesive dentistry and biomimetism concepts have allowed the emergence of new less-invasive care solutions in restorative dentistry. Among them, adhesive ceramic restorations take an important place in the current therapeutic arsenal.

The usual ceramic bonding, whose characteristics will be remind in the first part, is based on a well-defined protocol, requiring hydrofluoric acid to etch the prosthetic surface. However, this acid has various disadvantages which we will explain in a second part. The ammonium polyfluoride, which we will present in the last part, seem an alternative. The aim of this work is to analyze, with regard to the literature and clinical data, the advantages and drawbacks of this new ceramic primer.

MeSH :

Ceramic adhesive restoration

Bonding

Hydrofluoric acid

Etching

Toxicity

Ammonium polyfluoride