



HAL
open science

Utilisation des silanes en dentisterie restauratrice

Margaux Guillot-Chicha

► **To cite this version:**

Margaux Guillot-Chicha. Utilisation des silanes en dentisterie restauratrice. Chirurgie. 2019. dumas-02477897

HAL Id: dumas-02477897

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02477897>

Submitted on 13 Feb 2020

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
(Administratrice provisoire : Madame le Professeur Simone BONNAFOUS)

Utilisation des silanes en dentisterie restauratrice

Présentée par

**GUILLOT-CHICHA
Margaux**

Née le 6 février 1995
A Colmar

Thèse soutenue le Vendredi 13 Décembre 2019

Devant le jury composé de

Président : Professeur DEJOU Jacques

Assesseurs : Docteur PIGNOLY Christian

Docteur LAURENT Michel

Docteur GIRAUD Thomas

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
(Administratrice provisoire : Madame le Professeur Simone BONNAFOUS)

Utilisation des silanes en dentisterie restauratrice

Présentée par

**GUILLOT-CHICHA
Margaux**

Née le 6 février 1995
A Colmar

Thèse soutenue le Vendredi 13 Décembre 2019

Devant le jury composé de

Président : Professeur DEJOU Jacques

Assesseurs : Docteur PIGNOLY Christian

Docteur LAURENT Michel

Docteur GIRAUD Thomas

ADMINISTRATION

Mise à jour : novembre 2019

DOYENS HONORAIRES

PROFESSEUR	RAYMOND SANGIUOLO [†]
PROFESSEUR	HENRY ZATTARA
PROFESSEUR	ANDRE SALVADORI
PROFESSEUR	JACQUES DEJOU

DOYEN ASSESEURS

PROFESSEUR	BRUNO FOTI
PROFESSEUR	MICHEL RUQUET
PROFESSEUR	ANNE RASKIN

DIRECTEURS DE DEPARTEMENTS

FORMATION INITIALE
RECHERCHE
FORMATION CONTINUE

PROFESSEUR	MICHEL RUQUET
PROFESSEUR	ANNE RASKIN
PROFESSEUR	FREDERIC BUKIET

CHARGES DE MISSIONS

RELATIONS INTERNATIONALES
INTERNAT ET DIPLOMES D'ETUDES SPECIALISEES
AFFAIRES GENERALES

PROFESSEUR	HERVE 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 FREDERIC (58-01)
DEJOU JACQUES (58-01)
FOTI BRUNO (56-02)
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 HERVE (58-01)

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM GERARD (58-01)	LAURENT MICHEL (58-01)
BANDON DANIEL (56-01)	LAURENT PATRICK (57-01)
BELLONI DIDIER (57-01)	LE GALL MICHEL (56-01)
BOHAR JACQUES (56-01)	MAILLE GERALD (58-01)
CAMOIN ARIANE (56-01)	PHILIP-ALLIEZ CAMILLE (56-01)
CAMPANA FABRICE (57-01)	PIGNOLY CHRISTIAN (58-01)
CATHERINE JEAN-HUGUES (57-01)	POMMEL LUDOVIC (58-01)
ERARD-MAGNO ELISABETH (56-01)	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 GREGORY (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)
LAN ROMAIN (57-01)	

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES

BLANCHET ISABELLE (56-01)
MENSE CHLOE (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI HALA (56-01)	HAHN-GOLETTI LARISSA (58-01)
ANTEZACK ANGELINE (57-01)	LIOTARD ALICA (58-01)
BACHET-DORISON DAMIENNE (56-01)	MANSUY CHARLOTTE (58-01)
BALLESTER BENOIT (58-01)	MARTIN WILLIAM (56-01)
BARBERO MAGALI (56-01)	MATTERA REMI (56-01)
BOYER ALEXANDRA (57-01)	MELLOUL SEBASTIEN (57-01)
CAMBON ISABELLE (56-01)	PARFU ANNE (58-01)
CASAZZA ESTELLE (56-01)	PASCHEL LAURA (58-01)
CASTRO ROMAIN (57-01)	PILLIOL VIRGINIE (58-01)
DAVID LAURA (56-01)	REPETTO ANDREA (58-01)
DEVICTOR ALIX (58-01)	ROMANET YVAN (57-01)
DODDS MELINA (58-01)	SANTUNIONE CHARLOTTE (58-01)
DRAUSSIN THIERRY (56-02)	SILVESTRI FREDERIC (58-01)
DUMAS CATHY (57-01)	VINAÏ MICHAEL (56-01)
HADJ-SAID MEDHI (57-01)	

ASSISTANT ASSOCIE DES UNIVERSITES

LE FOURNIS CHLOE (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

Au président de thèse
Monsieur le Professeur Jacques DEJOU

Je tiens à vous remercier de me faire l'honneur de présider mon jury de thèse. Je vous remercie de la qualité de votre enseignement, de votre implication auprès des étudiants et de votre gentillesse. Que ce travail soit l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.

A mon directeur de thèse
Monsieur le Docteur Christian PIGNOLY

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de diriger ce travail et je vous en suis très reconnaissante. Merci de votre implication, votre disponibilité, votre pédagogie et votre aide lors de l'élaboration de ma thèse, mais aussi au cours de mes années d'études, que ce soit à la faculté ou à la clinique. J'espère que cette thèse sera à la hauteur pour marquer le point final de votre carrière hospitalo-universitaire. Soyez assuré de ma sincère reconnaissance et de ma gratitude.

Aux assesseurs

Monsieur le Docteur Michel LAURENT

Merci d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse. Merci de m'avoir fait bénéficier de votre savoir, votre expérience et votre rigueur à travers la qualité de vos enseignements théoriques et cliniques. Veuillez trouver dans ce travail, le témoignage de mon respect et de ma considération.

Monsieur le Docteur Thomas GIRAUD

Je vous remercie de faire partie de ce jury de thèse. Votre gentillesse et votre pédagogie après cette année passée ensemble en Spécialité Endodontie m'ont grandement apporté, vous avez su m'intéresser et m'éclairer sur une discipline à laquelle j'étais réticente et que j'aborde dorénavant avec plus d'aisance.

Veillez trouver dans cette thèse, l'expression de mon estime et de mon respect.

Table des matières

INTRODUCTION.....	1
I. LA MOLECULE DE SILANE.....	2
1. ORIGINE DU SILANE	2
2. ORGANOSILANES FONCTIONNELS	2
2.1 Définition.....	2
2.2 Silane dipodal.....	3
2.3 Mécanisme d'action	3
2.3.1 Hydrolyse.....	3
2.3.2 Condensation.....	5
2.4 Conditionnement.....	5
3. ORGANOSILANES NON FONCTIONNELS	5
4. LISTE DES SILANES EXISTANTS SUR LE MARCHE	6
II. BIOMATERIAUX EN FONCTION DE LEUR AFFINITE POUR LE SILANE.....	8
1. LES CERAMIQUES	8
1.1 A base de silicates	8
1.2 A base d'alumine.....	8
1.3 A base de zircon.....	9
1.4 Les vitrocéramiques.....	9
1.5 Les céramiques ou verres hydrothermaux.....	9
2. LES RESINES COMPOSITES	10
2.1 Définition.....	10
2.2 Classification	10
2.2.1 Classification de Willems (1992).....	10
2.2.2 Classification en forme de la viscosité	10
2.3 Propriétés	11
2.3.1 Résistance à la flexion.....	11
2.3.2 Résistance à la traction	11
2.3.3 Résistance à l'abrasion (usure)	11
2.3.4 La dureté Vickers	11
2.3.5 Le module d'élasticité.....	12
2.3.6 Contraction de polymérisation	12
2.3.7 Coefficient de dilatation thermique	12
2.3.8 Absorption hydrique.....	13
2.3.9 Propriétés biologiques.....	13
2.3.10 Propriétés optiques	13
3. LES ALLIAGES METALLIQUES.....	14
3.1 Alliages de métaux précieux : alliages à haute teneur d'or.....	14
3.2 Alliages de métaux non précieux.....	14
3.2.1 Alliages nickel-chrome	15
3.2.2 Alliages chrome-cobalt	15
3.3 Le titane et alliages	15
III. PRE-TRAITEMENTS DE SURFACE	16
1. SABLAGE DE PARTICULES D'ALUMINE	16
2. SABLAGE TRIBOCHIMIQUE.....	16
3. TRAITEMENTS CHIMIQUES DES SURFACES PAR DES ACIDES ET DES BASES : MORDANÇAGES SELECTIFS	17
4. LASER ND : YAG, ER:YAG OU LASER A CO ₂	18
5. TRAITEMENT PAR REVETEMENT PYROCHIMIQUE DE SILICE.....	18
6. PROJECTION THERMIQUE (PLASMA) DE GAZ FLUORES	19
7. INFILTRATION SELECTIVE	19
8. APPLICATION DE POLYDIMETHYLSILOXANE.....	19

IV. APPLICATION CLINIQUE : PLACE DU SILANE DANS LES PROTOCOLES DE COLLAGE.....	20
1. PREPARATION PRELIMINAIRE DE LA DENT ET OBJECTIF COLLAGE	20
2. AUX CERAMIQUES AVEC MATRICE VITREUSE.....	21
3. A LA ZIRCON	22
4. AUX TENONS FIBRES	22
5. RESTAURATIONS INDIRECTES COMPOSITES	23
6. AUX ALLIAGES METALLIQUES	23
CONCLUSION	24
BIBLIOGRAPHIE.....	A

INTRODUCTION

Les tissus dentaires ne pouvant être régénérés, les concepts d'économie tissulaire et de gradient thérapeutique ont été introduits afin de développer une dentisterie minimalement invasive, garante de la préservation tissulaire.

Le collage de l'émail et de la dentine se trouve ainsi au cœur de ces nouveaux principes, en suppléant une rétention mécanique longtemps recherchée par la création d'une liaison physico-chimique durable, étanche et pérenne dans le temps.

Un agent de couplage ou encore agent de modification des surfaces, communément appelé silane, permet ainsi d'initier ou de renforcer cette liaison grâce à la présence de deux groupements fonctionnels, permettant une interaction à la fois avec la matrice résineuse et avec l'intrados du substrat prothétique.

Souvent citée mais peu décrite, son origine et son mécanisme d'action en font un acteur à part entière et indispensable aux protocoles d'adhésion modernes.

I. LA MOLECULE DE SILANE

1. Origine du silane

La silice ou dioxyde de silicium de formule SiO_2 , à l'instar du carbone, est considérée comme un élément inhérent à la matière sur Terre. Cependant, alors que le carbone est associé aux organismes vivants, le silicium est lui la représentation de l'inertie des matériaux inorganiques.

L'association du dioxyde de silicium et du carbone a ainsi permis la création d'une molécule bi-réactionnelle appelée organosilane, permettant de lier substrats inorganiques et polymères organiques.(1)

La silice dans un premier temps est transformée en silicium (sous l'effet de son couplage avec le carbone); le silicium ainsi obtenu va alors réagir avec du chlorure d'hydrogène pour donner du trichlorosilane HSiCl_3 et ce dernier associé à un alcène et après une alcoolyse, va permettre d'obtenir un organosilane fonctionnel.(2)

1. $\text{SiO}_2 + \text{C} \rightarrow \text{Si} + \text{CO}_2$ avec augmentation de température
2. $\text{Si} + 3\text{HCl} \rightarrow \text{HSiCl}_3 + \text{H}_2$ augmentation de température (300°C) et cuivre utilisé comme catalyseur
3. $\text{HSiCl}_3 + \text{LCH}=\text{CH}_2 \rightarrow \text{LCH}_2\text{CH}_2\text{SiCl}_3$ platine utilisé comme catalyseur
4. $\text{LCH}_2\text{CH}_2\text{SiCl}_3 + 3 \text{ROH} \rightarrow \text{LCH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OR})_3 + 3\text{HCl}$
- 5.

2. Organosilanes fonctionnels

2.1 Définition

Le silane est une molécule organique dite bi-fonctionnelle, composée d'un squelette carboné sur lequel viennent se fixer deux groupements fonctionnels déterminant à la fois l'ensemble des propriétés de la molécule et sa réactivité chimique ; c'est-à-dire sa capacité à créer des liaisons à la fois avec des substrats organiques et inorganiques.

En effet, une réaction aura ainsi lieu entre le groupement fonctionnel hydrolysable du silane avec les groupements hydroxyles à la surface des substrats inorganiques, mais également entre le groupe organo-fonctionnel du silane et les groupements fonctionnels de la matrice résineuse.

Sa formule chimique est la suivante : $\text{Y}-(\text{R}_1\text{R}_2\text{R}_3)\text{-Si-X}_n$, où :

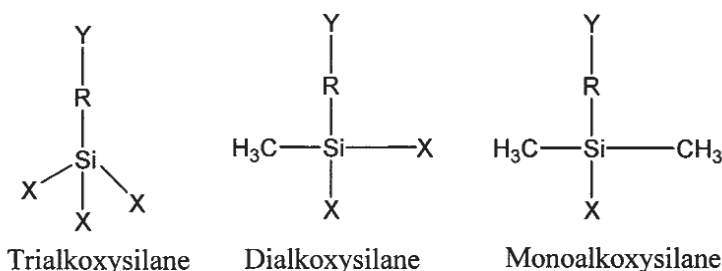
Si=atome de silice,

$\text{R}_1\text{R}_2\text{R}_3$ = appelé liant ou substituant, est une chaîne hydrocarbonée qui généralement se trouve sous la forme de propylène $\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_1$

Y = groupement organo-fonctionnel non hydrolysable (amine $-\text{NH}_2$, vinyle $\text{CH}=\text{CH}_2$, allyle $\text{CH}_2\text{CH}=\text{CH}_2$)

X_n = groupement hydrolysable généralement alcoyle de type méthoxyle OCH_3 ou éthoxyle OCH_2CH_3 , où $n = 1$ à 3 groupements, si $n=1$: monoalkoxysilane, si $n=2$: dialkoxysilane et si $n=3$: trialkoxysilane.

(2)



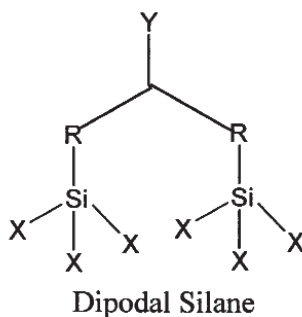
Les trialkoxysilanes sont les silanes les plus utilisés en dentisterie, notamment le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane (MPTMS/MPS), de par leur capacité à créer des interfaces multicouches avec le substrat inorganique et donc crée une couverture maximale, à la différence du monoalkoxysilane qui lui ne pourra engendrer qu'une interface monocouche (3).

Un autre type de silane existe également, ce dernier ayant une structure légèrement différente de ceux cités précédemment : le silane dipodal.

2.2 Silane dipodal

Un silane dipodal est un silane constitué de deux atomes de silicium, où chacun d'entre eux présente 3 groupements hydrolysables de type alcoyle et toujours un groupement organo-fonctionnel.

L'objectif de ce type de silane est que, couplé à un organosilane fonctionnel, cela permette d'augmenter l'adhésion et la stabilité hydraulique au niveau de l'interface résine-substrat inorganique, par la formation de réseaux siloxanes tridimensionnels rigides qui connecteraient les silanes fonctionnels présents.



En effet au niveau de la sphère orale, le zircon principalement, après un certain temps, voit ses liaisons avec la résine composite se dégrader à cause du clivage hydraulique des liaisons siloxanes.(4)

La formation d'un réseau tridimensionnel permettrait alors d'augmenter la densité de l'ensemble du réseau, diminuant ainsi l'intrusion des molécules d'eau au sein du réseau et améliorant ainsi la stabilité de la liaison avec la matrice résineuse. (5)

2.3 Mécanisme d'action

La molécule de silane ne peut cependant pas directement être exploitée, l'hydrolyse et la condensation de celle-ci sont des prérequis indispensables avant que celle-ci puisse exprimer son potentiel d'agent de liaison entre les différentes surfaces.

2.3.1 Hydrolyse

L'hydrolyse, appelée également phase d'activation, consiste à la formation de groupements silanols Si-OH réactifs, hydrophiles et acides, ainsi que la libération d'alcools libres en produits secondaires ; suite à l'incorporation de molécule de silane dans une solution aqueuse. L'hydrolyse commence par la protonation (ajout d'un proton à une molécule) réversible et rapide du groupement alcoyle à pH 4 ; puis est suivie par une substitution nucléophile bimoléculaire au niveau de l'atome de silicium par l'oxygène contenu dans la molécule d'eau et qui va générer comme produit secondaire de l'alcool :

$\text{Si-OR} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{SiOH} + \text{ROH}$, ce qui conduit à la formation temporaire d'un trigone bipyramidal penta coordonné. Par la suite, une nouvelle liaison est formée avec l'eau et une autre liaison de l'atome de silicium avec l'alcool est clivée (ce qui engendre une inversion de configuration) et ceci jusqu'à ce que tous les groupements alcoyles soient substitués : formation de groupements silanols Si(OH)_4 (2) (6)

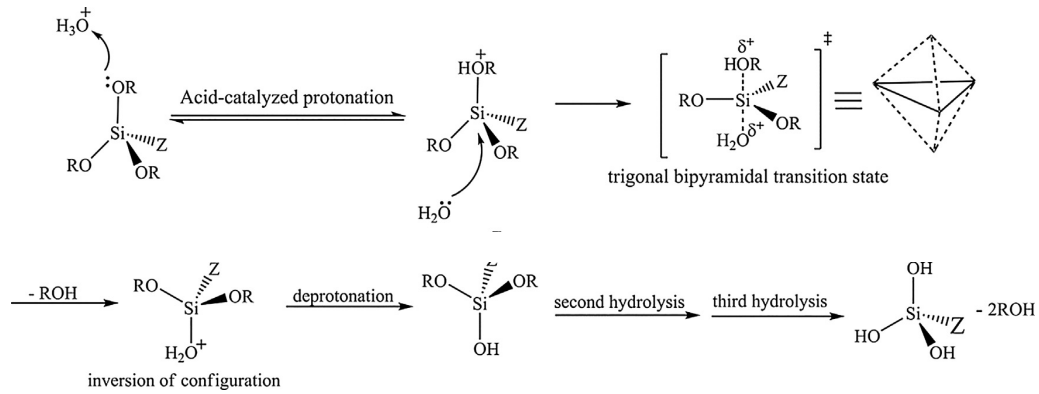


Figure 1: Mécanisme simplifié de l'hydrolyse d'un silane en milieu acide (OR : groupement alcoyle et Z un groupement organofonctionnel) (2)

De nombreux facteurs vont venir impacter le temps d'hydrolyse du silane tels que :

- La concentration initiale en silane
- La nature du solvant, en effet à mesure que l'hydrophilie du solvant (affinité et tendance à la dissolution dans l'eau) décroît, le taux d'hydrolyse décroît également
- La température : l'augmentation de la température permet d'accroître le taux d'hydrolyse selon la loi d'Arrhenius (7)

$$\log(k) = \log(A) - \frac{E_a}{2.303 RT}$$

Avec k : constante de vitesse

A : facteur de fréquence d'Arrhenius

Ea : énergie d'activation

R : constante des gaz parfaits = $8.314 \text{ JK}^{-1}\text{mol}^{-1}$

- le pH : le taux d'hydrolyse du silane est rapide pour un ph acide ou alcalin mais décroît dès qu'on s'approche d'un ph neutre (6)
- La nature du groupement alcoyle : plus le groupement est « encombrant » plus le taux d'hydrolyse décroît :

pentoxyOCH₃CH₂CH₂CH₂CH₂<butoxyOCH₃CH₃CH₃<propoxyOCH₂CH₂CH₃<ethoxyOCH₃CH₃<methoxy OCH₃ (8)

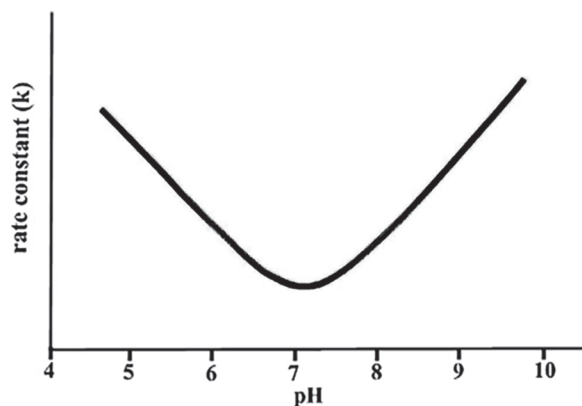


Figure 2: Taux d'hydrolyse en fonction du pH

2.4 Condensation

L'étape de condensation consiste elle en une réaction des molécules de silanols entre elles pour aboutir à la formation de dimères (composé formé de deux molécules) dans un premier temps, puis d'oligomères (polymère composé de plusieurs molécules). Les oligomères réagissent par la suite les uns avec les autres se regroupant grâce des liaisons siloxanes hydrophobes de type -Si-O-Si et formant ainsi une couche sous forme d'un réseau, qui par la suite aura la capacité d'interagir avec les groupements hydroxyles -OH en surface des substrats inorganiques par l'intermédiaire de liaisons hydrogènes (une liaison de faible énergie entre deux atomes et impliquant un atome d'hydrogène). (3) Une liaison covalente (liaison basée sur la mise en commun de deux électrons, appelée également doublet liant) viendra ensuite remplacer la liaison hydrogène consécutivement à la perte d'eau.

2.5 Conditionnement

Le conditionnement actuel des silanes se présente sous deux formes : mono-composant ou bi-composant.

Le système mono-flacon permet d'avoir un silane utilisable instantanément ; en effet, le silane baignant dans une solution acide, il est donc pré-hydrolysé. Cependant, ce mode de conditionnement réduit le temps de conservation, environ une année à température ambiante, avant que le silane ne se détériore.

Le système bi-composant, se présente sous la forme de deux bouteilles : une contenant le silane en solution stable et l'autre contenant de l'acide, principalement de l'acide acétique. Afin d'engendrer la réaction d'hydrolyse, silane et alcool doivent donc être mélangés. Le procédé prenant quelques minutes, ce mélange doit intervenir au début du protocole de collage et être protégé pour éviter toute évaporation.











Quel que soit le système employé, le silane devra ensuite être appliqué en une fine couche sur l'intrados de la pièce prothétique afin de garantir une plus grande stabilité, et si possible traité par une source de chaleur afin d'affiner cette couche et de consolider le réseau siloxane.

Le 3-méthacryloxypropyl triméthoxysilane (MPS) est le silane le plus communément retrouvé dans les différents produits existants sur le marché, puisque son groupement fonctionnel méthacrylate permet de créer des liaisons avec la majorité des résines. (3)(9)(10)

3. Organosilanes non fonctionnels

Les silanes non fonctionnels sont des silanes qui ne possèdent pas de groupements réactifs. Une interaction avec la partie organique de la matrice résineuse n'est donc pas possible, les groupements hydrolysables seront donc les seuls à pouvoir créer des liaisons avec les groupements hydroxyles des surfaces inorganiques.

4. Liste des silanes existants sur le marché

3M ESPE (Minnesota, USA)	<p>→ <u>ESPE Sil</u> Silane (%) : MPS <3% Indications : Céramiques, métaux ou composites de laboratoire</p>	
	<p>→ <u>RELY X Ceramic Primer</u> Silane (%) : MPS <2% Indications : Céramiques, métaux, composites de laboratoire et réparations céramique sur infrastructure céramique ou métallique</p>	
Bisco (Illinois, USA)	<p>→ <u>Porcelain Primer</u> : système à 1 contenant Silane (%) : 1-5% Indications : Céramiques et composites de laboratoire</p>	
	<p>→ <u>Bis-Silane</u> : système à 2 contenants Silane (%) : acide 3 -(Triméthoxysilyl)propyl-2-méthyl-2-propénoïque, 5-10% Indications : Céramiques et composites de laboratoire</p>	
Dentsply (Pennsylvanie, USA)	<p>→ <u>Calibra Silane Coupling Agent</u> Indications : Céramiques, composites de laboratoire et métaux</p>	
Ivoclar Vivadent (Liechtenstein)	<p>→ <u>Monobond Plus</u> Silane (%) : 3 groupements fonctionnels : méthacrylate de silane, méthacrylate d'acide phosphorique et méthacrylate de sulfure Indications : Céramiques, composites de la laboratoire, alliages métalliques, alumine et zircon</p>	
	<p>→ <u>Monobond Etch and Prime</u> Silane (%) : conditionneur de céramique et silane couplé en un seul produit Indications : Vitrocéramiques et composite de collage</p>	
Kerr (Californie, USA)	<p>→ <u>Silane Primer</u> Indications : Céramiques, composites de laboratoire et réparations de fracture de céramiques)</p>	
Kuraray (Osaka, Japon)	<p>→ <u>Clearfil Ceramic Primer</u> Silane (%) : MPS (<5) et MDP Indications : Céramiques, composites de laboratoire et réparations de fracture de céramiques ou composites</p>	
	<p>→ <u>Clearfil Porcelain Bond and Activator</u> Silanes (%): MPS Indications : Céramiques, composites de laboratoire et réparations céramiques ou composites</p>	






Pulpdent (Massachusetts, USA)	→ Silane Bond Enhancer Indications : Céramiques, composites de laboratoire et réparations de fracture de céramiques ou de composite	
Ultradent (Utah, USA)	→ Porcelain Etch/Silane : système 2 seringues (1 seringue avec de l'acide fluorhydrique et 1 seringue contenant un silane) Indications : Céramiques, composites de laboratoire et réparations de fracture de céramiques ou de composites	
Vita (Allemagne)	→ Vita ADIVA Luting set Indications : Céramiques, composites de laboratoire et métaux	
Voco (Allemagne)	→ Ceramic Bond Indications : Céramiques et composites de laboratoire	
	→ Cimara Indications : Réparations céramique/céramique ou céramique/infrastructure métallique	

Tableau 1 : Liste mise à jour des principaux silanes utilisés en de dentisterie d'après un tableau de Matinlinna et coll. (2)


5. Affinité du silane en fonction des matériaux

L'interaction et la modification du substrat sous l'effet de l'application du silane dépend principalement :

- De la concentration et du type de groupements hydroxyles présents à la surface du matériau : la qualité de la liaison avec le silane dépend du nombre de groupements hydroxyles présents au sein des matériaux, de même que l'affinité des groupements fonctionnels des silanes et des groupements fonctionnels des résines composites influe sur la qualité de la liaison entre l'ensemble pièce prothétique-silane-composite de collage,
- De la stabilité hydrolytique de la liaison induite : la présence de molécules d'eau est un facteur de déstabilisation de la liaison silane ce qui dans le temps, engendre un défaut étanchéité au niveau du joint dento-prothétique.

L'affinité du silane est orientée principalement vers les matériaux contenant de la silice ou des éléments proches tels que le quartz, le verre, les alumino-silicates ; mais est moindre lors que les composants sont d'ordre inorganiques ou métalliques tels que le nickel. (2)(5)

Céramiques vitreuses Composites Zircon Infrastructures métalliques



Affinité décroissante du silane en fonction des matériaux de restaurations indirectes

II. BIOMATERIAUX EN FONCTION DE LEUR AFFINITE POUR LE SILANE

1. Les céramiques

Les céramiques sont des matériaux dits inorganiques, composés principalement d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures, assemblés par des liaisons chimiques fortes (ionique ou covalente) et dont l'obtention se fait en deux étapes : formation d'un agglomérat à partir d'une poudre puis densification et consolidation de ce dernier grâce au frittage (traitement thermique).

1.1 A base de silicates

Les céramiques à base de silicates possèdent une structure dite biphasique, c'est-à-dire qu'elles sont composées d'une matrice vitreuse (à base de verre) et de charges cristallines de taille et composition variables.

Type de céramiques	Propriétés	Composition	Utilisation
Céramiques feldspathiques de 1 ^{ère} génération	Formation liaison céramique-métal forte car coefficient de dilatation thermique proche	Oxyde de silicium et oxyde d'aluminium principalement + oxydes alcalins modificateurs (K ₂ O, Na ₂ O, Li ₂ O)	Émaillage des coiffes céramo-métalliques
Céramiques feldspathiques de 2 ^{ème} génération	Augmentation de la résistance Rétraction importante au refroidissement	Oxyde de silicium et oxyde d'aluminium principalement + oxydes alcalins modificateurs dont K ₂ O (leucite) 11% = céramiques feldspathiques renforcées par de la leucite	Restaurations collées monolithiques ou infrastructures de pièces céramiques dans certains cas ou plus majoritairement émaillage des coiffes céramo-métalliques
Céramiques à base de disilicate de lithium Li ₂ SiO ₅	Haute résistance (400MPa) Biomimétisme	Oxyde de silicium et d'aluminium principalement + cristaux de 0,5 à 5 microns de long de disilicate de lithium représentant 60% du volume	Restaurations monolithiques ou restaurations stratifiées dans les secteurs antérieurs et postérieurs

Leurs performances mécaniques limitées induisent cependant l'obligation de les coller dans le cas où ces céramiques ne seraient pas utilisées comme de simples céramiques d'émaillage.

1.2 A base d'alumine

Les céramiques à base d'alumine sont caractérisées par une matrice non plus vitreuse mais une matrice cristalline avec ou sans infiltration de verre (< ou = à 15%), où la silice, jusque-là majoritaire dans la composition des céramiques à base de silicates, a disparu au profit de l'alumine Al_2O_3 . L'objectif étant d'améliorer les performances mécaniques et notamment la résistance à la flexion (600MPa) qui faisait particulièrement défaut aux céramiques feldspathiques de 1ère et 2ème génération. L'amélioration de la résistance mécanique due à la prédominance d'alumine permet ainsi de remplacer les infrastructures métalliques par des infrastructures céramiques principalement pour des restaurations plurales de préférence postérieures, conséquence de leur moindre translucidité.

1.3 A base de zircon

La zircon, ou dioxyde de zirconium ZrO_2 , est aujourd'hui un des matériaux les plus utilisés en CAD-CAM et constitue une alternative de choix à l'utilisation d'alliages métalliques.

C'est une céramique dite poly cristalline allotropique, c'est-à-dire ayant la capacité de changer de structure en fonction des variations de température :

phase monolithique si $T^\circ < 1170^\circ C$, phase tétragonale si $1170^\circ C < T^\circ < 2370^\circ C$ et phase cubique si $T^\circ > 2370^\circ C$. (11)

Les céramiques à base de zircon à l'usage se retrouvent donc sous la forme tétragonale avec une matrice cristalline stabilisée par l'infiltration d'oxyde d'yttrium (3 à 4 % du volume total), afin de limiter les contraintes liées à l'expansion du matériau au cours du refroidissement post-frittage.

La ténacité (capacité de résistance à la propagation des fissures) de la zircon, sa dureté et sa biocompatibilité en font notamment un matériau de choix pour les infrastructures des coiffes céramo-céramiques ou alors pour des restaurations monolithiques mais dans le cas de ces dernières préférentiellement en postérieur conséquence de leur opacité, malgré une nette amélioration ces dernières années de ses résultats esthétiques.

1.4 Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques sont des céramiques à l'état de verre, c'est-à-dire principalement composés de dioxyde de silicium, qui vont être infiltrés de manière contrôlée et volontaire de cristaux d'alumine, de zircon ou d'oxydes de calcium afin d'améliorer leurs propriétés mécaniques. Ces céramiques passent alors d'une structure monophasée vitreuse à une structure biphasée avec une matrice vitreuse et des charges cristallines.

1.5 Les céramiques ou verres hydrothermaux

Les céramiques ou verres hydrothermaux sont des matériaux monophasés entièrement constitués de verre dans lesquels des ions hydroxyles OH sont insérés, ce qui confère à la céramique une dureté s'approchant de celle de l'émail des dents naturelles. (12)(13)(14)

2. Les résines composites

2.1 Définition

Les résines composites sont des matériaux composés d'une matrice résineuse organique, associée à des charges par l'intermédiaire d'un agent de couplage appelé silane. La matrice résineuse organique est généralement un oligomère aromatique ou d'uréthane diacrylate tels que le bisphénol-A-glycidyle-méthacrylate (Bis-GMA) ou uréthane-méthacrylate (UDMA) représentant entre 30 et 50% du volume total du matériau.

Les charges, principalement composées de silice ou de quartz et minoritairement de verre de borosilicate, de verre de silicate d'aluminium et de lithium, de baryum, strontium ou de zinc ; représentent la partie inorganique des résines composites et ont pour objectif principal d'améliorer les performances mécaniques et physiques du matériau par : diminution du coefficient d'expansion thermique, diminution du retrait à la polymérisation, diminution de la solubilité, radio-opacité, amélioration esthétique, aptitude au polissage .

Le silane joue le rôle d'agent de couplage c'est-à-dire qu'il va être à l'origine de la liaison entre la partie inorganique (les charges) et la partie organique (la matrice résineuse). Son rôle est essentiel car il conditionne la bonne transmission des contraintes subies par le matériau entre la phase organique ductile et la phase minérale.

La chémozpolymérisation et la photopolymérisation étant les principales façons d'obtenir la polymérisation des résines composites ; des initiateurs ou amorceurs et des accélérateurs se retrouvent de ce fait au sein du matériau. Ainsi, lors de la chémozpolymérisation, un initiateur : généralement un peroxyde va réagir avec un amine tertiaire pour produire des radicaux libres qui vont alors attaquer la double liaison située aux extrémités de l'oligomère de Bis-GMA ou UDMA et permettre le début d'une polymérisation par addition.

Dans le cas d'une photopolymérisation, la polymérisation de la résine composite débute par l'activation d'une molécule initiatrice ou photo sensibilisateur, la camphroquinone (pic d'absorption 466,5nm) étant celle généralement retrouvée au sein de ces systèmes, par une lumière d'onde appropriée. Une fois activée, le photo sensibilisateur associé à un amorceur (amine tertiaire) va produire des radicaux libres, qui se lieront alors avec le monomère.

2.2 Classification

2.2.1 Classification de Willems (1992)

La classification de Willems est une classification basée en fonction de la taille moyenne des charges, de leur distribution au sein du matériau (pourcentage en volume), du module d'Young, de la rugosité de surface, de la résistance à la compression, de la dureté et de la morphologie des charges.

Les résines composites d'après son étude sont alors classées en cinq catégories : les résines composites densifiées, les micro-chargées, les renforcées en charges, les traditionnelles et les divers. (15)

2.2.2 Classification en forme de la viscosité

Les résines composites existent en 3 viscosités dites : fluide, moyenne (universelle) et condensables ou compactables.

Les composites fluides sont des composites ayant une viscosité assez faible conséquence d'une diminution du pourcentage des charges (40% du volume). Leurs principaux avantages sont une bonne absorption des contraintes et une haute mouillabilité de surface. Cependant, la diminution du nombre de charges est à l'origine d'une diminution des propriétés mécaniques et un retrait à la polymérisation assez conséquent, ce qui engendrent une limitation de leurs indications (classe V, substitut dentinaire, microcavités...).

Les composites de viscosité moyenne dits injectables (50% du volume), correspondent aux composites micro-hybrides et sont les plus largement utilisés.

Les composites condensables ou compactables sont dits de haute viscosité puisque leur taux de charges est très élevé (60% du volume), ce qui leur confère une rétraction à la prise largement inférieure à celle des composites déjà commercialisés et une condensabilité importante approchant celle de l'amalgame. Cette haute condensabilité complique pourtant leur mise en œuvre et restreint leurs propriétés optiques. (16)

2.3 Propriétés

2.3.1 Résistance à la flexion

La flexion est définie comme la déformation d'un objet sous l'action d'une charge. Cette résistance à la flexion revêt une importance capitale en dentisterie principalement due au fait que les dents et les matériaux employés sont soumis de manière permanente à des contraintes occlusales, d'autant plus importantes si les dents sont situées en secteur postérieur. Les résines composites hybrides présentent généralement une résistance à la flexion supérieure (109 MPa) à celles des autres composites.

2.3.2 Résistance à la traction

La résistance à la traction correspond à l'aptitude d'un matériau à résister à des forces, des contraintes sans voir apparaître de fracture au sein du matériau. Les composites hybrides ont encore une fois une résistance supérieure (50-90 MPa) à celle des macrochargés (35-65 MPa) et des microchargés (25-50 MPa) qui se rapproche fortement de celle de la dentine (52 MPa).

2.3.3 Résistance à l'abrasion (usure)

La résistance à l'usure est une des principales faiblesses des résines composites, puisqu'aujourd'hui encore, elle reste inférieure comparée à celle de l'amalgame. La résistance à l'abrasion correspond à la capacité d'un matériau à résister à la fatigue mécanique.

L'usure dépend de la durée d'utilisation de la restauration, sa dimension, de la qualité de l'occlusion et de la manipulation du matériau principalement.

La résistance à l'usure peut être améliorée par une augmentation du nombre de charges, la diminution de leur taille, une silanisation des charges adéquate permettant de créer une liaison matrice-charge fiable, une bonne mise en œuvre et un respect des fonctions occlusales du patient. Les composites hybrides et micro-chargeés, de part notamment la taille de leurs charges, présentent une meilleure résistance à l'usure comparée à celle des composites macro-chargeés.

2.3.4 La dureté Vickers

La dureté Vickers correspond à la résistance d'un matériau à une déformation plastique sous l'effet d'une charge et permet donc d'évaluer la résistance du matériau à l'usure mais également la possibilité de finition et de polissage de ce même matériau. La dureté est notamment corrélée au nombre de charges contenu dans le matériau et plus ce nombre est élevé plus la dureté est importante et le polissage difficile.

	Email	Dentine	Hybrides	Micro-chargés	Macro-chargés	Compactables
Dureté Vickers VHN (Kg/mm ²)	240 à 440	50 à 87	20 à 57	30,8	62,1	55,4

Dureté Vickers des tissus dentaires et composites d'après CRAIG (1997) et ROTH (1991)

2.3.5 Le module d'élasticité

Le module d'élasticité ou module d'Young est défini comme le rapport entre une contrainte donnée et la déformation du matériau. En effet, plus le module d'élasticité est élevé, plus la déformation est faible sous l'action d'une contrainte et donc plus le matériau est rigide.

	Email	Dentine	Amalgame	Micro-chargés	Macro-chargés	Hybrides
Module Young (GPa)	82,5	18,5	62	4,4 à 5,2	12,3	4,5 à 9,5

2.3.6 Contraction de polymérisation

Le retrait de polymérisation des résines composites, de l'ordre de 1 à 3 %, est inhérente à la réaction de polymérisation elle-même. Cette contraction s'explique par une réduction des distances interatomiques, due à la conversion des liaisons doubles en liaisons simples covalentes, mais dépend également de la composition de la résine, du pourcentage de charges et du degré de polymérisation. Un pourcentage de charges important implique une part moins importante de matrice résineuse et donc un retrait de polymérisation diminué.

La contraction de prise est donc par ordre décroissant : macro-chargés > micro-chargés > hybrides. L'inconvénient majeur de cette propriété physique des résines composites est l'apparition de hiatus au niveau de l'interface entre la restauration et la dent provoquant reprise de carie, perte d'étanchéité ; ainsi que la formation de fissures et de fractures au sein du matériau engendrant la diminution de sa résistance.

2.3.7 Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation/expansion thermique des résines composites afin d'assurer une étanchéité optimale de la restauration devrait s'approcher de celui des tissus dentaires (émail, dentine). Or ce coefficient est 2 à 4 fois supérieur. Lors de variations de température, des contraintes peuvent ainsi apparaître au niveau de la jonction entre le tissu dentaire et la résine composite.

	Email	Dentine	Amalgame	Macro-chargés	Micro-chargés	Hybrides
Coefficient x 10 ⁻⁶ /C°	11,4	8,3	22	19 à 32	45 à 70	19 à 32

Coefficient d'expansion thermique des tissus dentaires et composites d'après Braem et coll. (1984)

2.3.8 Absorption hydrique

L'absorption hydrique correspond à la possibilité de pénétration de molécules d'eau au sein du polymère. La matrice résineuse peut absorber environ 2 % du poids du composite en eau, entraînant une expansion volumétrique qui dans certains cas, peut compenser la rétraction de polymérisation. Cependant, cette absorption hydrique est aussi à l'origine de la dégradation des liaisons silane provoquant un abaissement des propriétés physiques du matériau. Les composites hybrides sont les composites qui absorbent le moins d'eau étant donné que le pourcentage de leur matrice est plus faible.

2.3.9 Propriétés biologiques

Les matériaux composites sont considérés comme toxiques vis-à-vis du complexe pulpo-dentinaire, notamment dû au relargage de fonctions libres alcool ou cétone lors de la polymérisation de composites à base de Bis-GMA. Une épaisseur de dentine résiduelle de 2 mm est conseillée afin de contrer la nocivité du polymère.

Les composites pauvres en charges possèdent donc une toxicité plus élevée que ceux ayant une matrice résineuse réduite.

Un défaut d'adaptation marginale est aussi cité comme source d'intolérance biologique ; en effet, la présence d'un hiatus est considérée comme une porte ouverte pour les bactéries qui par l'intermédiaire des tubuli peuvent ainsi coloniser la pulpe.

L'état de surface du composite, surtout si celui-ci se situe au niveau du collet, est un facteur de rétention de plaque et influe sur la santé parodontale. Un polissage minutieux est donc nécessaire et recommandé.

2.3.10 Propriétés optiques

La qualité esthétique d'une restauration par une résine composite est évaluée en fonction de : la couleur (quantité de pigments), de l'indice de réfraction qui doit se rapprocher de celui des tissus environnants, de la translucidité et l'opacité qui influent sur la pénétration de la lumière et de l'aptitude au polissage.

Le choix de la teinte est un critère décisif pour une appréciation esthétique de la restauration d'autant plus que l'émail et la dentine ne partagent pas les mêmes degrés de saturation et d'opacité, bien qu'il soit possible de modifier un rendu par l'apposition d'agents modificateurs ou opacifiants. (17)(18)

3. Les alliages métalliques

Des alliages métalliques (corps métalliques obtenus par le mélange de plusieurs métaux sous leur forme liquide) sont majoritairement utilisés en dentisterie, l'objectif étant l'amélioration des propriétés d'un métal, par l'incorporation d'un métal qui possède des performances différentes.

Alors que les métaux purs, qu'ils soient précieux ou non précieux, sont caractérisés par une température de fusion qui leur est propre, les alliages métalliques sont quant à eux caractérisés par des courbes de température permettant l'obtention d'un équilibre entre le liquide obtenu et les cristaux solides qui auront nucléé au sein du liquide (l'arrangement de ces cristaux au sein du liquide sont d'ailleurs caractéristiques de l'alliage). La courbe de température la plus haute permettant cet équilibre est ainsi appelé liquidus, au-delà de cette courbe l'alliage se trouvera exclusivement sous forme liquide et à l'inverse, la courbe de température la plus basse, c'est-à-dire celle à partir de laquelle l'alliage se trouvera uniquement sous forme solide, est appelée solidus.

3.1 Alliages de métaux précieux : alliages à haute teneur d'or

L'or (Au), l'argent (Ar), le palladium (Pd) et le platine (Pt) sont les principaux métaux précieux à partir desquels vont être créés des alliages, bien que la famille des métaux précieux contienne également le rhodium (Rd), le scandium (Sc), le ruthénium (Ru), l'osmium (Os) et l'iridium (Ir). Quelques éléments non précieux tels que le cuivre, le fer, l'étain, l'indium ou le zinc seront cependant également retrouvés dans des alliages de métaux précieux : le cuivre, le fer et l'étain comme agents durcisseurs ; alors que l'indium, le fer et l'étain comme promoteurs d'adhésion à la céramique par formation d'oxydes stables et adhérents.

L'or est le principal composant des alliages à base de métaux précieux. Le carat est une échelle permettant de quantifier le poids en or contenu dans un alliage, 24-carat représentant de l'or pur.

Les alliages à haute teneur d'or contiennent ainsi généralement 70% d'or (soit 18-carat) et sont renforcés par du palladium, du platine mais également par de l'étain, du fer et de l'indium dans le cas où l'alliage sera utilisé en tant qu'armature, en effet ils permettraient d'assurer une bonne liaison entre la porcelaine et l'alliage.

Leur excellente biocompatibilité, leur dureté (182 d'après l'échelle de Vickers) et leur résistance à la corrosion en font des alliages de premier choix ; malgré un faible d'élasticité (90 GPa), des variations dimensionnelles durant le cycle de cuisson de la céramique et un prix élevé comparativement à d'autres alliages.

Ces alliages sont divisés en quatre types par l'Association dentaire américaine (ADA) en fonction de la dureté Vickers (19):

TYPE I	Dureté Vickers : 60 à 90	Alliages ductiles	Zones non soumises aux charges occlusales
TYPE II	Dureté Vickers : 90 à 120	Alliages intermédiaires	Inlays, onlays, infrastructure de coiffes et de bridges
TYPE III	Dureté Vickers : 120 à 150	Alliages durs	
TYPE IV	Dureté Vickers : > 150	Alliages non ductiles, très durs	Capacité de résistance au stress élevée : prothèses partielles

3.2 Alliages de métaux non précieux

Les alliages de métaux non-précieux sont principalement des alliages en nickel-chrome ou chrome-cobalt ; le chrome étant indispensable à leur résistance à la corrosion étant donné qu'il va être à l'origine de la formation d'une fine couche invisible d'oxyde formant ainsi un film imperméable permettant la passivation de l'alliage.

Leur dureté (environ 250 sur l'échelle de Vickers) et leur module d'élasticité (207 GPa) élevés comparés aux alliages de métaux précieux, ainsi que leur faible coût expliquent la multiplicité de leur utilisation. Cependant, conséquence de cette dureté, le travail de ces alliages est plus compliqué, que ce soit pour le prothésiste ou le praticien (gestion de l'occlusion, polissage, dépose).

3.2.1 Alliages nickel-chrome

Les alliages nickel-chrome (80 %Ni- 15% Cr), premiers alliages non précieux à être développés en dentisterie à partir des années 1960, sont majoritairement employés dans le cas de restaurations prothétiques fixées (métalliques ou céramo-métalliques) qu'elles soient unitaires ou plurales, de par leur dureté, qui permet de réduire les épaisseurs du support métallique et leur coefficient d'expansion thermique proche de celui des céramiques, ce qui limite les risques de fissures ou fractures lors des cycles de cuisson ou de refroidissement. Du béryllium peut dans certains cas être retrouvé dans ce type d'alliage, permettant ainsi l'amélioration de la dureté (357 échelle de Vickers) et une plus grande fluidité de l'alliage, ce qui permet notamment une meilleure gestion des limites prothétiques.

L'emploi de nickel est pourtant sujet à controverse, au vu de ses fortes propriétés allergiques, et certaines précautions, notamment pour éviter son inhalation, doivent être mises en œuvre.

3.2.2 Alliages chrome-cobalt

Les alliages en chrome-cobalt quant à eux, sont employés à la fois pour la réalisation de châssis métalliques pour les prothèses partielles amovibles mais également pour les restaurations prothétiques fixées unitaires ou plurales. La composition de ces alliages est souvent la suivante : 60% de cobalt, 25% de chrome, 10 % de nickel, 5% de molybdène, et 0,3% de carbone. La concentration en carbone ne peut être majorée, conséquence de quoi l'alliage pourrait devenir fragile, plus susceptible aux fractures. Le chrome, comme pour les alliages en nickel-chrome, est à l'origine de la résistance à la corrosion. (20)

3.3 Le titane et alliages

Le titane et ses alliages, de par leurs propriétés mécaniques et physiques et une excellente biocompatibilité, sont des matériaux de choix en dentisterie, qui peuvent être utilisés soit : « pur », commercialement connu sous le nom de Ti-Cp (majorité de titane et incorporation en très faible quantité (1%) de carbone, d'azote, de fer, d'oxygène et d'hydrogène), soit : « allié », principalement sous la forme de Ti-6Al-4V (6% aluminium et 4% vanadium).

Le titane possède une dureté importante (210 à 320 HVN), une masse spécifique $\rho=4,5 \text{ g.cm}^{-3}$ bien plus faible que les autres alliages (deux fois plus léger que les alliages chrome-cobalt) et un module d'élasticité entre 100 et 110 GPa, la moitié de celui de l'acier inoxydable, ce qui le rend d'autant plus compatible avec les structures osseuses dont le module d'élasticité est de l'ordre de 20 GPa. (21)(22)

III. PRE-TRAITEMENTS DE SURFACE

Le silane n'est pas le seul garant d'une bonne adhésion entre les biomatériaux et les résines composites, les pré-traitements de surface (pour la plupart réalisés en laboratoire) sont des étapes indispensables pour l'obtention d'une adhésion fiable et pérenne dans le temps.

1. Sablage de particules d'alumine

Le sablage ou grenailage consiste en la projection par air comprimé de particules d'alumine (Al_2O_3) de 50 à 100 μm à une pression de 380 KPa pendant 10 à 15 secondes perpendiculairement pour une surface de 1 cm^2 . L'objectif principal de ce type de traitement étant la création de micro-rugosités à la surface du substrat permettant de ce fait l'amélioration de la rétention. (23)

Cependant, dans le cas de la zircone, des effets variables sont observés en plus de l'augmentation de la rétention. En effet, en fonction de la taille, du type de particules ainsi que de la pression exercée une plus large partie de la zircone passerait d'une forme tétragonale à une forme monolithique (transformation t->m), dans le cas où des particules de 110 μm seraient majoritairement projetées, ce qui serait rattrapable par le passage de la zircone ainsi transformée sous une source de chaleur allant de 1000-1100°C pendant une période de 5-10min. (24)

La projection de particules à une pression aussi élevée engendrerait également par ailleurs, l'apparition de micro-fissures superficielles provoquées par l'augmentation du volume de la pièce, qui à terme peuvent modifier le comportement de la pièce prothétique. Une altération minimale du matériau étant souhaitée afin de garantir ses propriétés mécaniques, des particules de 50 μm seront préférentiellement employées.

L'obtention après sablage de l'apposition d'une fine couche d'alumine au niveau de l'intrados de la pièce conduit après l'application de silane à la formation de liaisons =Al-O-Si, mais ces dernières restent plus susceptibles au phénomène d'hydrolyse que des liaisons silanols. (25)(24)

2. Sablage tribochimique

Le sablage réactif, ou encore appelé sablage tribochimique, consiste en la projection par air comprimé de particules d'alumine (Al_2O_3) recouvertes de silice (Si_2) de taille < à 50 μm , perpendiculairement à la surface à traiter à une distance de 10 mm et avec une pression d'environ 280 KPa (système Rocatec® ou Cojet®). L'utilisation de molécules de taille <70 μm à une pression < 0.3 MPa permettent dans le cas de la zircone, un meilleur contrôle des variations volumiques qui interviennent lors de la transformation entre la phase t->m, mais également une diminution du risque d'apparition de micro-fissures. (26) Ce traitement mécanique concerne tout particulièrement la zircone et les alliages métalliques dont le titane. Le sablage est alors à l'origine d'une fonte microscopique et momentanée du biomatériau puisque la température peut atteindre les 1200°C, et provoque une modification de la surface du substrat par la création de micro-rugosités. Les particules d'alumine ainsi recouvertes de silice vont alors pénétrer au sein de ces micro-rugosités et recouvrir partiellement la surface de silice, améliorant ainsi son adhésion chimique par l'intermédiaire d'un agent silanique. (27) Le sablage tribochimique est considéré comme le pré-traitement de surface de référence pour les matériaux ne possédant pas de matrice vitreuse.

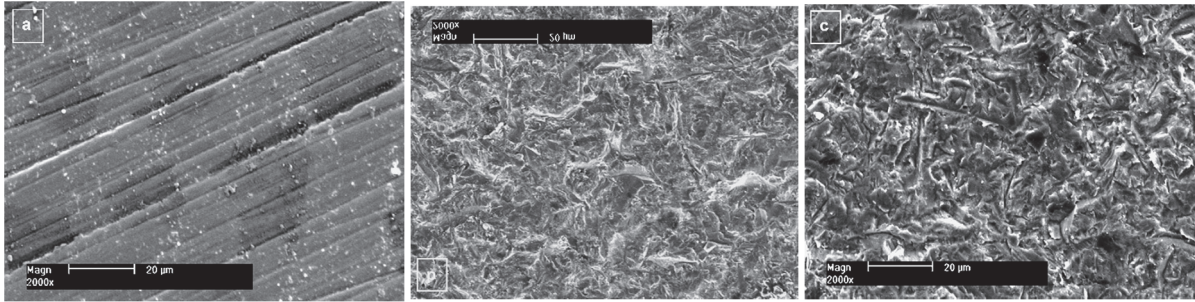


Figure 3: Vues MEB des surfaces de la zircone 1) sans sablage (surface polie) 2) après sablage avec des particules d'oxyde d'alumine de 50 µm à 0,05 MPa 3) après sablage avec des particules d'oxyde d'alumine de 50 µm à 0,25 MPa (28)

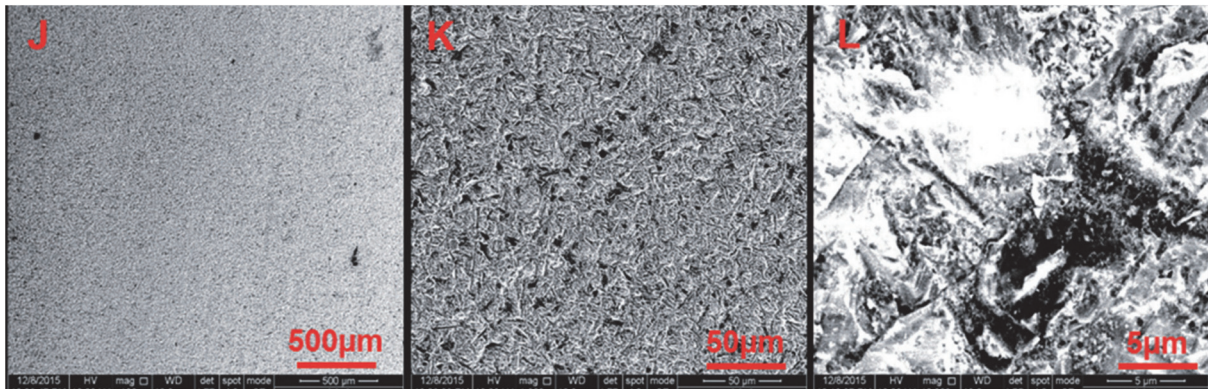
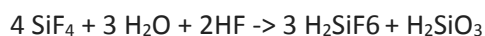
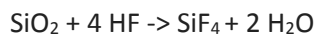


Figure 4: Sablage tribo-chimique à 180 kPa avec le système Rotatec aux grossissements x100 (J), x1000 (K), x10 000 (L)(29)

3. Traitements chimiques des surfaces par des acides et des bases : mordançages sélectifs

A température ambiante, des groupements hydroxyles, en plus ou moins grande quantité, sont présents à la surface des pièces métalliques ou céramiques et ces groupements sont à l'origine de la formation d'une liaison hydrogène avec le silane, liaison qui se transformera en liaison siloxane après condensation. Or, après traitement des pièces prothétiques avec des acides ou des bases, non seulement la densité des groupements hydroxyles augmente à la surface des pièces traitées, mais en plus une micro-rugosité de surface apparaît.(30)(31)

Dans le cas de restaurations en céramique, l'apparition d'une surface micro-rétentive est obtenue par l'application d'acide fluorhydrique, considérée comme un acide faible, concentrée entre 4 et 10%, qui, dès qu'il rentre en contact avec la surface concernée se transforme en acide soluble hydrofluorosilicique H_2SiF_6 qui va alors dissoudre microscopiquement et partiellement la surface vitreuse : (32) (33)



Cependant, la corrosivité de ce produit préconise d'éviter tout contact avec la peau, les muqueuses ou les yeux.

Parallèlement à la préparation de la pièce prothétique, de l'acide orthophosphorique 35-37 % sera appliqué au niveau de l'émail (30s) et de la dentine (15s). Ce mordantage sélectif va ainsi permettre la création d'une surface rugueuse micro-rétentive homogène qui améliorera la liaison avec la résine de collage, par élimination de la boue dentinaire créée suite à la préparation de la dent et l'ouverture des tubulis. (34)(35)(36)

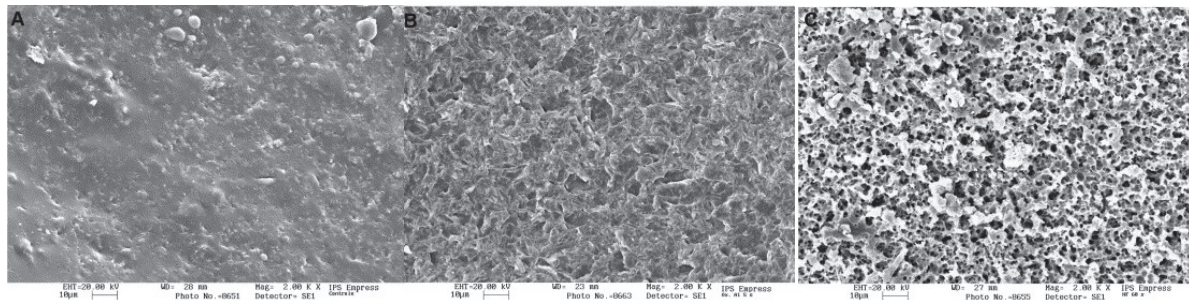


Figure 5 : Vues MEB (x2000) de surfaces IPS Empress (céramiques à matrice vitreuse renforcées à la leucite) : 1) sans traitement (échantillon de contrôle) 2) sablage à l'oxyde d'alumine 50 μm pendant 5 secondes 3) traitement à l'acide fluorhydrique pendant 60 secondes (33)

4. Laser Nd : Yag, Er:Yag ou laser à CO₂

Les lasers Nd:Yag (Néodyme: yttrium-aluminium-garnet) de longueur d'onde 1064 nm, les lasers Er:Yag (Erbium : yttrium-aluminium-garnet) de longueur d'onde de 2940 nm (très absorbée par l'eau et l'hydroxyapatite), et les lasers à dioxyde de carbone (CO₂) de longueur d'onde 10600nm, sont déjà largement employés dans le domaine odontologique pour le nettoyage de la surface des implants, les traitements des péri-implantites et des parodontites, l'excavation de tissus carieux et la préparation de cavités ou encore la micro-ablation chirurgicale. (37) (38)

Ce sont également des outils qui tendent à être de plus en plus exploités pour la préparation mécanique des surfaces. En effet, l'énergie des lasers Nd : Yag et à CO₂ est transformée en chaleur, ce qui provoque une fonte microscopique et irrégulière du substrat concerné ; cependant, cette variation de température (fusion puis solidification) engendre un stress interne qui dans certains cas s'exprime par l'apparition de microfissures et des pertes de substances plus conséquentes.

Le laser Er :Yag, utilisé à faible intensité, permet lui de créer des micro-rugosités de surface par micro-ablations suite à un effet de vaporisation (passage d'un substrat de l'état solide à l'état gazeux), sans engendrer de pertes de substances trop importantes. (39)(40)

5. Traitement par revêtement pyrochimique de silice

Le principe de base du traitement par revêtement pyrochimique est la transformation du silane, généralement un tétraéthoxysilane de formule Si(OCH₂CH₃)₄, en silice, par une série de réactions sous l'effet d'une haute température (flamme entre 150 et 200°C). Cette transformation va donner lieu à un dépôt sur la surface traitée de produits intermédiaires du silane de type Si(OH)_x - C - (où x est compris entre 1 et 3), qui seront ensuite recouverts d'une couche de silane puis d'opaque une fois que la température du substrat aura diminuée. Cette méthode principalement et longtemps utilisée pour les pièces constituées d'alliages métalliques précieux ou non précieux, n'est aujourd'hui plus d'actualité. (41) (42)(2)

6. Projection thermique (plasma) de gaz fluorés

Une pulvérisation à pression continue et à haute température de gaz fluorés, généralement de l'hexafluorure de soufre SF_6 ou du tétrafluoroéthane $C_2H_2F_4$, va permettre de modifier superficiellement un substrat. Cette technique, utilisée principalement dans le cas de revêtement en zirconium, va induire une modification sur 1 à 3 nm de la surface de cette dernière. La couche réactive d'oxyfluorure de zirconium ZrO_xF_y ainsi obtenue, plus hydrophile et avec un angle de mouillage aux alentours de $7,8^\circ$ (mieux que ceux obtenue avec d'autres prétraitements de surface) va alors pouvoir interagir avec le silane par la formation de liaisons hydrogènes par l'intermédiaire des atomes de silicium. (43)(44)(45)

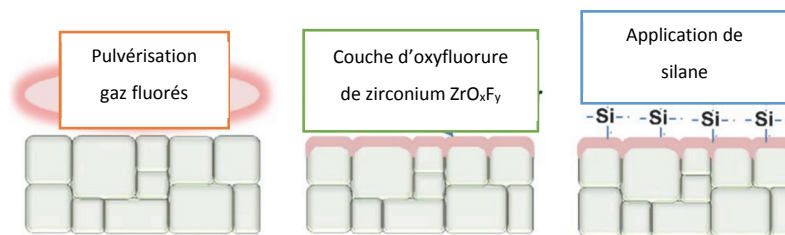


Figure 6: Schéma de l'impact de la projection thermique de gaz fluorés sur la zircone (33)

7. Infiltration sélective

L'objectif de l'infiltration sélective est d'appliquer sur l'intrados d'une pièce prothétique en zirconium un agent de conditionnement contenant des particules de verre fondu. La pièce ainsi recouverte, va être chauffée à une température comprise entre $650^\circ C$ et $750^\circ C$ (ce qui correspond à une température supérieure à la température de fusion du verre) permettant ainsi au verre contenu dans l'agent de conditionnement de fondre et de pénétrer de 8 à $10\ \mu m$ au sein de la pièce. La tension de surface, développée lors de la fusion du verre, va ainsi engendrer une porosité dite inter-grains. La surface de la zircone est ensuite nettoyée avec de l'acide fluorhydrique dans le but d'éliminer les particules de verre permettant d'obtenir une surface en zirconium plus dure et plus poreuse et donc, d'améliorer la liaison mécanique avec la résine. (44)(46)

8. Application de polydiméthylsiloxane

L'application de polydiméthylsiloxane concerne principalement le titane dans le cas de scellements de couronnes implanto-portées, de collage de fil orthodontique ou de brackets. Ce procédé consiste à recouvrir la surface de la pièce en titane, préalablement sablée ou non, d'une couche de graisse de silicone composée à 70-90 % de polydiméthylsiloxane (constitué d'un squelette à base de liaisons siloxane de type $-Si-O-Si-$) que l'on va faire monter en température au-delà de $500^\circ C$ (température à partir de laquelle de la silice se forme) et sur laquelle sera ensuite appliquée une couche de silane permettant la formation de liaison siloxane. Cette technique permet à la fois d'améliorer la liaison chimique entre le titane et la résine composite mais également d'améliorer mécaniquement la liaison, puisque que le traitement thermique subi par le titane permet à ce dernier d'améliorer sa dureté et sa micro-rugosité de surface. (47)

IV. APPLICATION CLINIQUE : PLACE DU SILANE DANS LES PROTOCOLES DE COLLAGE

1. Préparation préliminaire de la dent et objectif collage

L'adhésion chimio-micromécanique, conférée par le collage, permet aujourd'hui le développement d'une dentisterie à minima, préservant au maximum les structures dentaires résiduelles. Lors de ce procédé adhésif, trois interfaces : intrados prothétique, matériau d'assemblage et surface dentaire préparée, entrent en jeu afin d'assurer la pérennité de la restauration dans le temps.

La préparation de la dent, quelle que soit le matériau utilisé pour la pièce prothétique, reste invariable et se compose principalement d'un mordantage et de l'application d'un système adhésif. (48)

1.	Mise en place d'un champ opératoire ➔ Assurer l'étanchéité des préparations qui vont suivre, permettant ainsi d'éviter une contamination salivaire, d'assurer une protection contre l'humidité et faciliter la mise en œuvre (ergonomie de travail)
2.	Sablage de la surface avec des particules d'alumine 25-50 µm ➔ Nettoyage de la surface et amélioration rugosité de surface
3.	Mordantage acide orthophonique 37 % : 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine + rinçage abondant et séchage ➔ Conditionnement des tissus et élimination de la boue dentinaire
4.	Formation d'une couche hybride : 1) Application plusieurs fines couches de primaire 2) Application de l'adhésif + polymérisation (sauf si un scellement dentinaire immédiat (IDS) a déjà été réalisé) ➔ Protection pulpaire et liaison entre les structures dentaires et la résine de collage

2. Aux céramiques avec matrice vitreuse

Les céramiques à matrice vitreuse, également appelées céramiques à base de silice (renforcées principalement avec de la leucite, du feldspath ou du disilicate de lithium), sont aujourd'hui majoritairement utilisées en tant que céramiques esthétiques pour des couronnes céramo-céramiques ou céramo-métalliques ou en tant que matériau principal pour la réalisation de pièces unitaires : inlays/onlays/overlays ou facettes céramiques.

Outre leurs excellentes propriétés esthétiques et mécaniques, leur potentiel d'adhésion, par l'intermédiaire d'une résine composite, aux structures dentaires tels que l'émail et la dentine, en font des matériaux de choix pour la restauration des dents en permettant de préserver un maximum les tissus existants.

Un traitement de surface combinant un mordantage à l'acide fluorhydrique et l'application de silane, avant l'emploi d'une résine adhésive permet ainsi d'améliorer la résistance et la durabilité de la restauration dans le temps.(27) (49)(50)

1.	Nettoyage de la restauration après essayage en bouche par l'immersion de la pièce dans un contenant rempli d'eau distillée ou d'alcool à 90%, avec si possible une action mécanique de type ultrasons → Élimination des contaminants salivaires
2.	Mordantage de l'intrados : acide fluorhydrique à bien appliquer sur l'ensemble de l'intrados de la pièce prothétique Gel à 9,6% pendant 2-3 minutes si céramiques feldspathiques Gel à 5% pendant 30 s si céramiques à base de di-silicate de lithium (type Emax) → Dissolution partielle de la phase vitreuse de la céramique permettant la création d'une micro-rugosité de surface, l'amélioration de la mouillabilité et l'exposition des groupements hydroxyles contenus dans la pièce
3.	Rinçage à l'eau de la solution de mordantage pendant un temps égal à celui de l'exposition + immersion pendant 5 min de la pièce prothétique dans une solution d'agent neutralisant à base de bicarbonate de sodium et de calcium mélangés à de l'eau ou d'alcool à 90% → Élimination des résidus d'acide fluorhydrique et neutralisation du pH de la pièce
4.	Sur la pièce bien sèche, appliquer une couche de silane sur l'intrados et attendre une minute avant de sécher la pièce avec une seringue à air exempte d'eau → Création de liaisons siloxanes entre le silane et les groupements hydroxyles de la céramique Si possible placer la pièce dans un four pour un traitement thermique à 100°C pendant 1 minute → Amélioration du réseau siloxane et affinage de la couche de silane
5.	Application d'une couche d'adhésif non polymérisée et sécher délicatement avec une seringue à air sans eau → Amélioration de la mouillabilité de la colle sur la céramique ainsi mordancée et silanée
6.	Application de la résine composite de collage (duales ou photopolymérisables) sur l'intrados de la préparation, positionner la restauration sur la préparation et élimination des excès en maintenant la pièce dans sa position → Éviter la formation de bulles d'air et s'assurer de la suffisance du matériau de collage
7.	Photopolymérisation : 60 secondes par face avec une lampe d'intensité supérieure à 400mW/cm ² et d'intensité croissante afin de limiter le stress de polymérisation
8.	Application d'une couche de gel de glycérine et polymérisation finale → Suppression de la couche d'inhibition à la surface de la couche de collage et parfaire ainsi la polymérisation de la pièce.

3. A la zircone

La zircone, malgré son absence de phase vitreuse, ne peut aujourd'hui plus être considérée comme un matériau « incollable » sur les tissus dentaires. La durabilité de son assemblage adhésif est ainsi permise par des procédés mécaniques et chimiques, permettant d'obtenir une liaison fiable entre la dent, la résine composite de collage et la pièce prothétique.

La zircone sera donc, dans un premier temps, traitée mécaniquement par un sablage tribochimique avec des particules d'alumine Al_2O_3 de taille inférieure à 50 μm à une pression comprise entre 1 et 2 bars afin d'éviter d'endommager la surface et d'induire des variations volumiques trop importantes, permettant alors de créer un substrat micro-rétentif et de déposer de la silice sur la surface de la zircone.

Un monomère de phosphate fonctionnel : le 10-MDP (10-méthacryloyloxydecyl dihydrogène phosphate), couplé à un silane (Monobond Plus Ivoclar Vivodent ou Clearfil Ceramic Primer de Kuraray) et appliqué comme primer, permettra ensuite d'induire une adhésion chimique.

En effet, le silane, bien qu'ayant peu d'affinité pour la zircone en elle-même, va interagir avec la silice présente à la surface de la pièce prothétique engendrant la formation de liaisons siloxane ; alors que dans un même temps, le 10-MDP établira des liaisons ioniques avec la zircone. (51)(52)(53)(54)

1.	Sablage réactif/tribo-chimique de la zircone, particules < 50 μm et pression de 1-2 bars
2.	Application d'un primaire d'adhésion contenant 10-MDP et un silane
3.	Assemblage avec une colle à base de résine composite et polymérisation

4. Aux tenons fibrés

Le module d'élasticité d'un tenon fibré (20 GPa), proche de celui de la dentine, en fait une alternative de choix dans certaines situations cliniques aux reconstitutions coronaires partielles indirectes en métal, à l'origine de nombreuses fractures radiculaires.

Un tenon fibré est composé entre 60 et 66 % de fibres de verre ou de quartz liées par une matrice polymérique à base de résine époxy à haut degré de conversion. Les principaux avantages de ce type de tenon sont ses qualités esthétiques bien supérieures à celui d'un tenon métallique, son respect de l'anatomie dentinaire (pas de nécessité d'éliminer les contre-dépouilles), son absence de corrosivité et sa meilleure répartition des contraintes. Cependant, le protocole de collage dit opérateur dépendant est à l'origine de cas de descellements.

Outre la préparation standardisée de la dent pour le collage comme cela a été cité précédemment, une désobturation minutieuse (longueur du tenon = longueur de la reconstitution coronaire) et contrôlée (réalisation d'une radiographie pré-opératoire) sera effectuée en amont du protocole de collage. Dans les cas des tenons fibrés à base de résine Bis-GMA, leur traitement sera identique à celui des restaurations indirectes. (55)(56)(57)(58)

1.	Mordançage acide fluorhydrique 9,6 % pendant 15-60 s ou acide orthophosphorique 37% pendant 15 s permettant la création d'une micro-rugosité de surface et l'optimisation de la liaison entre les groupements méthacrylates de la résine et les fibres du tenon
2.	Application de silane, attendre 1 min puis sécher avec une seringue à air sans eau
3.	Injection de la résine de collage (duale) dans la préparation canalaire et insertion du tenon et photo-polymérisation
4.	Préparation périphérique du moignon coronaire ainsi créé et contrôle radiographique post-opératoire

5. Restaurations indirectes composites

Les restaurations partielles collées en composite (inlay/onlay/overlay) permettent de pallier aux pertes de substances de petite à moyenne étendue, voire de grande étendue, et représentent une alternative aux restaurations partielles collées en céramique, en fonction des situations cliniques rencontrées. Les restaurations indirectes composites seront ainsi principalement favorisées dans les cas où la dentine serait le principal support de la restauration ou quand les épaisseurs demandées sont trop faibles pour employer de la céramique.

La préservation tissulaire et la longévité de la restauration étant les principaux objectifs de ce type de restaurations, qu'elles soient employées sur dents pulpées ou sur dents dépulpées. (59)(60)

1.	Sablage particules d'alumine 50 µm + rinçage et séchage
2.	Application du silane en fine couche, attendre 1 min puis sécher avec une seringue à air sans eau
3.	Assemblage avec une colle à base de résine composite et photopolymérisation

6. Aux alliages métalliques

Le collage sur des alliages métalliques précieux, semi précieux ou non-précieux intervient principalement lors de la réparation de fractures de matériaux cosmétiques sur des prothèses dento-portées ou implanto-portées avec infrastructure métallique, engendrant un dilemme esthétique et mécanique. Ces pertes de substances peuvent avoir plusieurs étiologies notamment un non-respect des épaisseurs de réductions, une absence ou une insuffisance de réglages de l'occlusion, ou encore la présence de para-fonctions.

Un collage direct sur ces matériaux ne pouvant être envisagé, une préparation de la surface sera indispensable avant de pouvoir réparer la fracture et créer une liaison durable entre le matériau de réparation et l'infrastructure. (61)(62)(63)

1.	Sablage tribochimique avec des particules d'alumine Al_2O_3 recouverte de silice pendant 15-30s permettant une vitrification du métal → Micro-clavetage de la surface et possibilité de liaison chimique avec le silane
2.	Mordançage acide fluorhydrique 37 % de la céramique + rinçage abondant et séchage → Obtention d'une rugosité de surface améliorant la rétention du matériau de réparation
3.	Application de silane et séchage avec une seringue à air sans eau → Création de la liaison entre la résine composite et la silice déposée à la surface du métal
4.	Application d'un opaque si besoin (notamment dans le cadre de restaurations antérieures)
5.	Stratification avec de la résine composite, polymérisation et réglages de l'occlusion

CONCLUSION

L'émergence d'une dentisterie adhésive vise à réduire la iatrogénie des préparations, en favorisant la conservation d'un maximum de tissus sains.

La rétention mécanique n'est plus à tout prix recherchée aujourd'hui, la liaison physico-chimique prenant le relai et assurant la longévité de la restauration.

Le silane, en tant qu'agent de couplage, joue un rôle central dans cette évolution, grâce à sa capacité à créer des liaisons avec la partie minérale des biomatériaux et de la résine (charges) mais aussi avec la partie organique de la matrice résineuse.

Son utilisation demande cependant une compréhension de son mécanisme d'action et une rigueur dans sa mise en œuvre, pour éviter l'altération de ses propriétés.

La démocratisation des restaurations indirectes collées promeut le silane en tant qu'outil indispensable de l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste du futur.

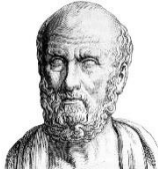
BIBLIOGRAPHIE

1. Deschler U, Kleinschmit P, Panster P. 3-Chloropropyltrialkoxysilanes: Key Intermediates for the Commercial Production of Organofunctionalized Silanes and Polysiloxanes. *Angewandte Chemie International Edition in English*. mars 1986;25(3):236- 52.
2. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*. 1 janv 2018;34(1):13- 28.
3. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HH, McDonough WG. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. *J Res Natl Inst Stand Technol*. oct 2005;110(5):541- 58.
4. Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ. Long Term Water Storage Deteriorates Bonding of Composite Resin to Alumina and Zirconia Short Communication. *The Open Dentistry Journal*. 30 sept 2013;
5. Barry Arkles. *Silane Coupling Agents : Connecting across Boundaries*. Gelest Inc; 2006.
6. C.J.Brinker. Hydrolysis and condensation of silicates: Effects on structure. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 1 mars 1988;100(1- 3):31- 50.
7. Jiang H, Zheng Z, Li Z, Wang X. Effects of Temperature and Solvent on the Hydrolysis of Alkoxysilane under Alkaline Conditions. *Ind Eng Chem Res*. 6 déc 2006;45(25):8617- 22.
8. Chambers RC, Jones WE, Haruvy Y, Webber SE, Fox MA. Influence of steric effects on the kinetics of ethyltrimethoxysilane hydrolysis in a fast sol-gel system. *Chem Mater*. 1 oct 1993;5(10):1481- 6.
9. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dental Materials*. 1 sept 2004;20(7):635- 42.
10. Pluedmann Edwin P. *Silane Coupling Agents*. Springer. 1991. 253 p.
11. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*. oct 2013;57(4):236- 61.
12. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56(s1):84- 96.
13. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. *Céramiques dentaires*. EMC - Dentisterie. 1 mai 2004;1(2):101- 17.
14. Dejou J, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. *Les céramiques*. In 2010.
15. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*. sept 1992;8(5):310- 9.
16. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Clinical Dentistry*. :6.
17. Tassery H. Les résines composites: propriétés et indications cliniques A Raskin, H Tassery, JP Salomon, J Sabbagh - *Real Clin*, 2005. 1 janv 2005;

18. Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. Restorative Dentals Materials. Elsevier India; 2012. 480 p.
19. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. Dental Clinics of North America. 1 avr 2004;48(2):499- 512.
20. Roach M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. Dental Clinics of North America. 1 juill 2007;51(3):603- 27.
21. William Joseph O'Brien. Dental Materials and Their Selection. Quintessence International; 1997.
22. Jack L. Ferracane. Materials in Dentistry : Principles and Applications. Lippinott; 1995. 360 p.
23. Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Maeda N, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Various Effects of Sandblasting of Dental Restorative Materials. PLoS One. 14 janv 2016;11(1):e0147077- e0147077.
24. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. Dental Materials. mai 2013;29(5):566- 72.
25. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. Dental Materials Journal. 2014;33(6):778- 85.
26. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. Dental Materials. 2018;34(2):306- 16.
27. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dental Materials. 1 déc 2003;19(8):725- 31.
28. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. Dental Materials. 1 janv 2010;26(1):44- 50.
29. Khan AA, Mohamed BA, Mirza EH, Syed J, Divakar DD, Vallitu PK. Surface wettability and nano roughness at different grit blasting operational pressures and their effects on resin cement to zirconia adhesion. Dental Materials Journal. 2019;38(3):388- 95.
30. Ban S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. Dental Materials. déc 2006;22(12):1115- 20.
31. Lung CYK, Kukk E, Hägerth T, Matinlinna JP. Surface modification of silica-coated zirconia by chemical treatments. Applied Surface Science. 1 déc 2010;257(4):1228- 35.
32. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dental Materials. 1 juill 2014;30(7):e147- 62.
33. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. Journal of Prosthetic Dentistry. 1 mai 2003;89(5):479- 88.
34. Susin AH, Alves LS, Melo GP de, Lenzi TL. Comparative scanning electron microscopic study of the effect of different dental conditioners on dentin micromorphology. J Appl Oral Sci. 2008;16(2):100- 5.

35. Shinohara MS, de Oliveira MT, Di Hipólito V, Giannini M, de Goes MF. SEM analysis of the acid-etched enamel patterns promoted by acidic monomers and phosphoric acids. *J Appl Oral Sci.* déc 2006;14(6):427- 35.
36. Akhoundi MSA, Etemadi A, Nasiri M, Borujeni ES. Comparison of Enamel Morphologic Characteristics after Conditioning with Various Combinations of Acid Etchant and Er:YAG Laser in Bonding and Rebonding Procedures: A SEM Analysis. *J Dent (Tehran).* mai 2017;14(3):144- 52.
37. Paranhos MPG, Burnett Jr Luiz Henrique, Magne P. Effect of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence International.* janv 2011;42(1):79- 89.
38. Stroumza J-M. Apport des lasers en odontologie. *Actualités Odonto-Stomatologiques.* sept 2015;(272):2- 14.
39. Arami S, Tabatabae MH, Namdar SF, Chiniforush N. Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *J Dent (Téhéran).* mars 2014;11(2):233- 41.
40. Martins FV, Mattos CT, Cordeiro WJB, Fonseca EM. Evaluation of zirconia surface roughness after aluminum oxide airborne-particle abrasion and the erbium-YAG, neodymium-doped YAG, or CO2 lasers: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2019;121(6):895-903.e2.
41. Kolodney H, Puckett AD, Brown K. Shear strength of laboratory-processed composite resins bonded to a silane-coated nickel-chromium-beryllium alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1 mars 1992;67(3):419- 22.
42. Janda R, Roulet J-F, Wulf M, Tiller H-J. Resin/Resin Bonding: A New Adhesive Technology. *Journal of Adhesive Dentistry.* déc 2002;4(4):299- 308.
43. Piascik JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: Adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dental Materials.* 1 juin 2012;28(6):604- 8.
44. Piascik JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dental Materials.* 1 mai 2011;27(5):e99- 105.
45. Satulu V, Ionita DM, Vizireanu S, Mitu B, Dinescu G. Plasma Processing with Fluorine Chemistry for Modification of Surfaces Wettability. *Molecules.* 2016;21(12).
46. Karthigeyan S, Ravindran AJ, Bhat RTR, Nageshwarao MN, Murugesan SV, Angamuthu V. Surface Modification Techniques for Zirconia-Based Bioceramics: A Review. *J Pharm Bioallied Sci.* mai 2019;11(Suppl 2):S131- 4.
47. Lung CYK, Liu D, Matinlinna JP. Surface treatment of titanium by a polydimethylsiloxane coating on bond strength of resin to titanium. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 1 janv 2015;41:168- 76.
48. Cheron Romain, Atlan Anthony. Assemblage des restaurations indirectes. *Réalités Cliniques.* 15 déc 2014;25(4).
49. Pascal Magne. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : Approche biomimétique. *Quintessence International;* 2003. 406 pages.

50. Galip Gürel. Les facettes en céramique : De la théorie à la pratique. Quintessence international. 2005.
51. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*. janv 2015;17(1):7- 26.
52. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of Bonding Effectiveness to Zirconia Ceramics. *Journal of Dental Research*. avr 2014;93(4):329- 34.
53. Le M, Larsson C, Papia E. Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia. *Dental Materials Journal*. 2019;38(3):480- 9.
54. Lima RBW, Barreto SC, Alfrisany NM, Porto TS, De Souza GM, De Goes MF. Effect of silane and MDP-based primers on physico-chemical properties of zirconia and its bond strength to resin cement. *Dental Materials*. 6 août 2019;
55. Chandrakanth Majeti, Chandrasekhar Veeramachaneni, Morisetty PK, Rao SA, Tummala M. A simplified etching technique to improve the adhesion of fiber post. *Journal of Advanced Prosthodontics*. août 2014;6(4):295- 301.
56. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence International*. févr 2007;38(2):121- 8.
57. Aksornmuang J, Chienarrom C, CHITTITHAWORN N. Effects of various etching protocols on the flexural properties and surface topography of fiber-reinforced composite dental posts. *Dental Materials Journal*. 2017;36(5):614- 21.
58. Patricia Bataillon-Linez, Marc Linez, Etienne Deveaux. Les RMIPP à tenon fibré : quand, pourquoi, comment ? *Revue d'Odonto-Stomatologie*. sept 2010;(39):187- 209.
59. D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, Angelis FD, Vadini M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*. sept 2015;36(8):570- 81.
60. D'Arcangelo C, Vanini L. Effect of Three Surface Treatments on the Adhesive Properties of Indirect Composite Restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. mai 2007;9(3):319- 26.
61. Özcan M, Niedermeier W. Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs. *International Journal of Prosthodontics*. 5 juin 2002;15(3):299- 302.
62. Kwon S-M, Min BK, Son JS, Kwon T-Y. Resin Bonding to Type IV Gold Alloy Conditioned with a Novel Mercapto Silane System: Effect of Incorporation of a Phosphate Monomer. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*. 1 févr 2018;18(2):1308- 11.
63. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all ceramic restorations. *Operative Dentistry*. (25):209- 15.



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.

GUILLOT-CHICHA Margaux – Utilisation des silanes en dentisterie restauratrice

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2019

Rubrique de classement : Odontologie Restauratrice

Résumé :

L'avènement des restaurations adhésives a permis de développer une dentisterie *a minima* respectant les principes d'économie tissulaire. Le silane, appelé plus généralement agent de couplage, joue un rôle majeur dans ces protocoles de collage en tant qu'élément intermédiaire de la liaison physico-chimique. Molécule méconnue et pourtant indispensable, le silane permet d'optimiser, voire de créer des liaisons entre la résine de collage et l'intrados de la pièce prothétique de par sa bi-fonctionnalité.

L'objectif de cette thèse est de mettre en évidence l'origine et le mécanisme d'action de différents silanes, d'étudier leur comportement en fonction du substrat en présence et de proposer des protocoles adaptés à chaque biomatériau.

Mots clés : silane, adhésion, céramique, composite

GUILLOT-CHICHA Margaux – Use of silanes in restorative dentistry

Abstract:

The advent of adhesive rehabilitations has led to the development of minimal invasive dentistry respecting the tissue economy principles. Silane, generally called coupling agent, plays a major role in these bonding protocols as an intermediate element of the physicochemical bond. Molecule unknown and yet indispensable, silane can optimize, or even create links between the resin bonding and the intrados of the prosthetic part by its bi-functionality.

The objective of this thesis is to highlight the origin and mechanism of action of different silanes, to study their behavior depending the substrate and to propose adapted protocols to each biomaterial.

MeSH: silane, bonding, ceramic, composite

Adresse de l'auteur :
63 A Rue Sainte Cécile
13005 MARSEILLE