



HAL
open science

Les nouveaux matériaux de restauration relargant du fluor : caractérisation de leurs propriétés mécaniques et de leur potentialité clinique

Anis Remadi

► **To cite this version:**

Anis Remadi. Les nouveaux matériaux de restauration relargant du fluor : caractérisation de leurs propriétés mécaniques et de leur potentialité clinique. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03142079

HAL Id: dumas-03142079

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03142079v1>

Submitted on 15 Feb 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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

UNIVERSITÉ DE PARIS

UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020

N° M042

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 30 juin 2020

Par

Anis REMADI

**Les nouveaux matériaux de restauration relargant du fluor :
caractérisation de leurs propriétés mécaniques et de leur
potentialité clinique**

Dirigée par M. le Docteur Philippe François

JURY

Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Président

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Assesseur

M. le Docteur Jean-Claude Tavernier

Assesseur

M. le Docteur Philippe François

Assesseur



Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 04 novembre 2019

Remerciements

À Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris 13

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour me faire l'honneur et le plaisir de présider mon jury de thèse d'exercice. Je me souviendrai de votre gentillesse et de votre bienveillance, de votre pédagogie et de vos enseignements. Et surtout, de la rigueur que vous ne cessez de nous inculquer. Un grand merci pour tous vos précieux conseils. Je vous adresse mes sincères et respectueux remerciements.

À M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Pour me faire l'honneur et le plaisir de prendre part à mon jury de thèse. Votre soutien, votre pédagogie et vos qualités humaines envers les étudiants ont une valeur inestimable. Vous avez su me faire aimer cette discipline en la transmettant avec passion et spontanéité. Ce que j'admire et qui me donne toujours envie d'en apprendre plus. Une science qui, aujourd'hui, me permet de chercher sans cesse à faire les meilleurs choix pour mes patients. Pour l'exemple que vous êtes, merci. Vous trouverez dans ce travail le témoignage de mon profond respect et de ma sincère gratitude.

À M. le Docteur Jean-Claude Tavernier

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologiques

Maître de Conférence des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Chevalier de l'ordre national du mérite

Officier de l'ordre des palmes académiques

Pour me faire l'honneur et le plaisir de prendre part à mon jury de thèse. Je vous remercie pour votre disponibilité et votre gentillesse. Vous êtes une personne que j'apprécie particulièrement et que j'admire, par votre culture débordante, et par la richesse de votre expérience. Cela a été un grand plaisir pour moi d'assister à vos enseignements. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Philippe François

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Pour m'avoir fait l'honneur et le plaisir de diriger ma thèse d'exercice. Je vous remercie de m'avoir proposé ce travail. Vous m'avez aidé à réaliser mes objectifs universitaires et professionnels avec une gentillesse immense, une présence formidable et chaleureuse, un accompagnement remarquable, une humilité exceptionnelle, une sagesse mémorable, une curiosité sans fin, et surtout, une bienveillance abondante. Vous connaître aura été, pour moi, une merveilleuse surprise. Pour tout cela, un grand merci. Je vous admire, sincèrement. Veuillez trouver ici le témoignage de ma plus grande gratitude et de mon respect.

À ma mère, une attention particulière

Celle qui a fait de nombreux sacrifices pour me donner les meilleures chances de réussir dans la vie. Tes valeurs, ton éducation et ton profond soutien ont fait de moi la personne que je suis aujourd'hui. Je te remercie pour toute la joie que tu m'as apportée. Voir la fierté dans tes yeux est pour moi un immense bonheur. Je t'aime.

À ma famille, un immense merci

Ilef, ma petite sœur géniale, dont j'ai l'honneur d'être la personne à qui tu te confies, et à qui j'aime me confier. Sache que je t'aime et que je crois en toi. Et je souhaite que tu parviennes à suivre mes pas avec réussite, et que ta route soit sans cesse pavée de bonheur et de succès.

Adel, mon grand frère, je t'admire pour ta sagesse, ta simplicité, tes encouragements et ton soutien.

Fahmi, je suis fier de t'avoir comme grand frère et de toujours partager d'excellents moments avec toi.

Fatine, ma grande sœur, je n'oublierais pas toute la bienveillance et l'énergie que tu déploies pour transmettre, sans cesse, tes belles intentions autour de toi.

Eden, Elya, Kenza, un grand merci, de la part de votre tonton, pour le sourire que vous me procurez chaque fois que je vous vois. Merci à vos parents, qui ne manquent jamais de me faire parvenir vos exploits même quand je suis loin de vous. Je vous souhaite tout plein de petits frères et sœurs, et de cousins et cousines !

À mon père, pour m'avoir toujours dans tes pensées, tes inquiétudes, et tes vœux de bonheur et de réussite.

Et à toute ma famille, que j'aime tant et qui s'agrandit de jours en jours.

À mes amis, pour votre soutien et pour tous ces merveilleux moments

Marc, pour toutes ces années incroyables que l'on a vécues !

Avicenne, pour toutes ces expériences riches en émotions qu'on ne cesse de partager !

Aziz, pour tous ces voyages, ces fous rires, et ces pauses café indénombrables !

Tony, Dryss, Alexander, Younes, pour tous ces moments mémorables !

Paloma, pour ta compagnie exceptionnelle et inoubliable !

Sherin, pour ton énergie rayonnante et ton sourire inépuisable !

Zorica, pour ta douceur apaisante et tes délicieux repas !

Jeoffrey, Yacine, Katib, Pierre, Charles, pour cette passion incroyable que nous partageons !

Yael, pour ta sagesse et ton humilité remarquable, et pour l'exemple que tu es !

Et à toutes les personnes exceptionnelles que j'ai eu la chance de rencontrer dans ma vie

Je vous remercie d'avoir contribué à faire de moi la personne que je suis aujourd'hui, et pour tout ce que vous m'avez apporté, même si vous ne le savez pas. Je n'oublie personne.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : DESCRIPTION DES MATERIAUX DE RESTAURATION DE REFERENCE	4
1.1 DEFINITIONS	4
1.1.1 <i>Qu'est-ce qu'un biomatériau de restauration dentaire ?</i>	4
1.2 CAHIER DES CHARGES DU MATERIAU DE RESTAURATION DENTAIRE IDEAL	5
1.2.1 <i>Une adhésion étanche aux tissus dentaires</i>	5
1.2.2 <i>Une résistance mécanique</i>	6
1.2.3 <i>Une stabilité dimensionnelle</i>	7
1.2.4 <i>Une biocompatibilité, voire bioactivité</i>	7
1.2.5 <i>Un biomimétisme esthétique</i>	8
1.2.6 <i>Une absence de goût et d'odeur</i>	9
1.2.7 <i>Une facilité d'emploi et de mise en œuvre</i>	9
1.2.8 <i>Un coût financier abordable</i>	10
1.2.9 <i>Un entretien et une réparation facile</i>	11
1.3 LES COMPOSITES	12
1.3.1 <i>Définition et composition des résines composites</i>	12
1.3.2 <i>Adhésion aux tissus dentaires</i>	15
1.3.3 <i>Caractéristiques des composites</i>	17
1.3.4 <i>Indications et limites des résines composites</i>	21
1.3.5 <i>Illustration de la réaction chimique d'un composite</i>	21
2 : LES MATERIAUX DE RESTAURATION RELARGANT DU FLUOR	23
2.1 CONTEXTE	23
2.2 LES CVI CONVENTIONNELS ET LEURS EVOLUTIONS : LES CVI-HV ET LES CVI-MAR	24
2.2.1 <i>Les CVI conventionnels</i>	24
2.2.2 <i>Les CVI-HV</i>	27
2.2.3 <i>Les CVI-MAR</i>	30
2.2.4 <i>Les cas particuliers du Vitremer et son évolution : le Ketac-Nano (ou Ketac N100)</i>	33
2.3 LES DERIVES DE COMPOSITES RELARGANT DU FLUOR.....	37
2.3.1 <i>Les compomères</i>	37
2.3.2 <i>Les giomers</i>	40
2.4 LES NOUVEAUX « COMPOSITES BIOACTIFS »	43
2.4.1 <i>L'Activa Bioactive Restorative™</i>	44

2.4.2 Le Cention® N.....	47
2.4.3 Le Surefil one™.....	50
3 : PROPRIETES MECANIQUES ET ADHESIVES DE CES NOUVEAUX MATERIAUX LIBERANT DU FLUOR.....	53
3.1 INTRODUCTION DE L'ETUDE.....	53
3.2 MATERIELS ET METHODES.....	53
3.2.1 Matériels utilisés et procédures expérimentales.....	53
3.2.2 Tests de résistance en flexion, module d'élasticité et dureté Vickers.....	55
3.2.3 Test de résistance adhésive par cisaillement sur la dentine, détermination du mode de rupture, et examen au microscope électronique à balayage.....	57
3.2.4 Analyse statistique.....	59
3.3 RESULTATS.....	60
3.3.1 Propriétés mécaniques.....	60
3.3.2 Adhérence et analyse des ruptures.....	61
3.3.3 Examen au MEB.....	62
3.4 DISCUSSION.....	63
3.4.1 Propriétés mécaniques.....	63
3.4.2 Adhérence et analyse des modes de rupture.....	65
3.4.3 Examen au MEB.....	66
4 : CAS CLINIQUES.....	68
4.1 EXEMPLES DE RESTAURATIONS AU COMPOSITE.....	68
4.2 EXEMPLE D'UNE RESTAURATION AU SUREFIL ONE™ (DENTSPLY SIRONA).....	69
CONCLUSION.....	70
BIBLIOGRAPHIE.....	71
TABLE DES FIGURES.....	75
TABLE DES TABLEAUX.....	77

Introduction

Actuellement, les **résines composites** sont les matériaux de restauration d'usage les plus utilisés en technique directe. Ces composites, qui peuvent être considérés comme le gold standard, sont durables et offrent un bon succès clinique à la condition d'une mise en œuvre rigoureuse et d'une hygiène bucco-dentaire satisfaisante du patient.

Lorsque ces critères ne sont pas respectés, un certain nombre d'échecs peuvent survenir. Lorsqu'on parle d'échec, on peut évoquer *in fine* la nécrose pulpaire, la reprise carieuse, le décollement du matériau, les sensibilités post-opératoires ou la fracture du matériau de restauration.

On peut alors se demander : quelle solution pourrait-on apporter pour pallier la sensibilité de mise en œuvre de ces résines composites ? Il semble intéressant de trouver une solution « moins opérateur/patient dépendante » pour pallier ces faiblesses.

L'utilisation des **ciments verres ionomères**, l'autre grande famille de matériaux de restauration actuelle, est plus souvent réservée aux restaurations transitoires, et aux situations opératoires difficiles : c'est-à-dire lorsque la mise en œuvre correcte d'un composite s'avère compliquée, comme en pédodontie ou tout simplement pour les restaurations où l'isolation stricte de la dent s'avère difficile.

Cette famille de matériau présente pourtant des avantages intéressants, comme notamment une adhésion directe à la dent, un relargage de fluor, qui limiteraient ainsi le risque de reprise carieuse, et une facilité d'application en un seul apport, donc sans incrémentation. Mais leurs propriétés mécaniques et adhésives actuelles, difficilement améliorables, limitent malheureusement beaucoup leurs indications.

On peut ainsi penser que l'avenir pourrait être orienté vers **la création de matériaux « hybrides » entre ces deux catégories**, à la fois auto-adhésifs, résistants mécaniquement et à relargage ionique. Bien que cela n'ait pas été concluant il y a une vingtaine d'années avec les compomères, de nouvelles formulations très différentes sont aujourd'hui proposées. Étant donné que ces matériaux n'ont aucun recul clinique, il nous a paru intéressant d'évaluer *in vitro* ces nouvelles propositions, afin de présager de leur fiabilité en comparaison aux matériaux que l'on utilise actuellement.

Ainsi, après avoir rappelé la chimie, les classifications, les propriétés et performances cliniques des grands matériaux de restauration actuels, nous caractériserons la prise chimique et les performances mécaniques et adhésives *in vitro* de trois nouveaux matériaux de restauration « hybrides ».

Nous finirons par des illustrations cliniques de l'utilisation de ces matériaux avant de conclure sur leurs potentielles indications cliniques.

1 : Description des matériaux de restauration de référence

1.1 Définitions

1.1.1 Qu'est-ce qu'un biomatériau de restauration dentaire ?

Un **biomatériau** est défini selon la *Société Européenne des Biomateriaux/European Society for Biomaterials (ESB)* comme : « un matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques. Est considéré comme biomatériau un dispositif à visée diagnostique, un substitut de tissu ou d'organe, ou encore un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle ».¹

Un **matériau** est de la matière qui a été mise en forme, par un procédé de fabrication, avec certaines caractéristiques. Il doit remplir un cahier des charges, et avoir des propriétés adaptées à la fonction recherchée.

La **matière** est ce qui compose tout corps ayant une réalité tangible. Elle possède une masse et un volume, et peut se retrouver sous un des 4 états connus : solide, liquide, gazeux, plasma.

Voici quelques exemples afin de bien cerner cette terminologie :

Un cristal de zircon trouvé à l'état naturel est de la matière.

La céramique zircone utilisée en prothèse dentaire est un biomatériau.

La prothèse dentaire elle-même (couronne en zircone par exemple) est un dispositif médical.

Ainsi, un **biomatériau de restauration dentaire** est un matériau conçu pour substituer une perte de tissu dentaire, qu'elle soit causée par une lésion carieuse, une fracture dentaire, un phénomène d'usure, une malformation ou un autre mécanisme.

Restaurer la forme complète de la dent a pour but de combler le défaut structural, de stopper le phénomène évolutif de perte de substance, les éventuelles douleurs et risques d'infection pouvant être associés, de prévenir leur réapparition et surtout, de restaurer la fonction et l'esthétique perdue.

¹ O'Brien, « Biomaterials & scaffolds for tissue engineering ».

1.2 Cahier des charges du matériau de restauration dentaire idéal²

Un matériau de restauration dentaire idéal doit répondre aux fonctions qu'on lui demande, de façon durable et ceci, sans engendrer d'effet indésirable. Pour cela, il doit répondre à certains critères :

1.2.1 Une adhésion étanche aux tissus dentaires

L'**adhésion** correspond à l'ensemble des processus physicochimiques et mécaniques qui contribuent à unir deux surfaces. L'adhésion aux tissus dentaires est aujourd'hui un critère essentiel que l'on cherche pour un biomatériau de restauration. Un matériau qui n'adhère pas à la dent présente des inconvénients majeurs :

- Premièrement, il nécessitera une **préparation rétentive** pour y être maintenu. Cela implique un délabrement tissulaire supplémentaire, et donc une préservation de l'organe dentaire moindre. Pour des critères évidents de longévité et de ré-intervention possible, les concepts chirurgicaux actuels tendent vers des actes minimalement invasifs et donc des préparations dentaires *a minima*.
- Deuxièmement, la conséquence que l'on craint lors d'un décollement ou d'une perte d'étanchéité est la **carie secondaire ou la nécrose pulpaire** car les bactéries peuvent alors cheminer et se développer où il y a de l'espace. On imagine donc facilement quels peuvent être les risques engendrés par un biomatériau qui n'adhère pas à la dent.
- Troisièmement, un matériau non adhérent présente aussi un risque de fêlure, voire de fracture, du matériau, ou de la dent par une absence de cohésion d'ensemble. Ces **pertes de restaurations et ces fractures** sont des situations que l'on retrouve très souvent en clinique.

Un matériau non adhérent comme l'amalgame, ayant un fort recul clinique, peut compenser en partie certains de ces risques par l'action bactériostatique et oblitérante de sa corrosion, mais présente un grand nombre d'inconvénients comme son coefficient de dilatation thermique élevé, l'absence de renforcement de l'organe dentaire par adhésion, les risques environnementaux ou biologique générés par la présence de mercure ou encore son aspect inesthétique.

² Ritter, « Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques ».

Ainsi, un biomatériau de restauration idéal doit adhérer à la dent afin de créer une interface continue, étanche et durable.

Il existe de nombreux tests *in vitro* utilisés en médecine bucco-dentaire afin de caractériser l'adhérence de nos matériaux de restauration à la dentine ou l'émail. Les plus répandus sont les tests de cisaillement ou de micro-traction. Il convient de noter que la valeur obtenue par ces tests doit être pondérée avec le mode de fracture obtenue (adhésive, cohésive dans le matériau, cohésive dans la dent ou mixte). De plus, une valeur donnée n'est reproductible qu'avec un même opérateur, une même méthode et un même dispositif expérimental : de ce fait, des valeurs d'adhérence obtenues par deux études différentes ne peuvent être compilées.

1.2.2 Une résistance mécanique

Dans le but idéal d'une restauration qui dure toute une vie humaine, il faudrait un matériau qui soit résistant aux contraintes mécaniques qu'il subirait à la fonction et au long cours. Pour obtenir cette **longévité**, il faudrait que ni la restauration, ni la dent, ne se fissure et ne se fracture. Il faudrait que l'élément ne s'use pas, ou peu, et qu'il n'use pas non plus la dent antagoniste. L'idéal serait un matériau qui s'use de la même façon que la dent.

On recherche finalement un véritable « **biomimétisme** » dans les propriétés mécaniques du matériau.

On peut également caractériser les **propriétés mécaniques** des biomatériaux et les comparer à celle de la dentine et de l'émail.

Il existe différents tests pour chaque propriété mécanique. Par exemple le test de flexion 3 points, pour caractériser notamment le module d'élasticité d'un élément, et sa résistance en flexion. On sait par exemple que le module d'élasticité de l'émail est de l'ordre de 80 GPa, et celui de la dentine de 20 GPa. Il existe également des tests de dureté, de thermocyclage, de résistance à l'usure, de compression, de traction... Nous reviendrons sur ces différents essais de caractérisation mécanique.

On peut par exemple dire grâce à ces tests que la céramique a un comportement fragile qui se rapproche de celui de l'émail (se déforme peu, dur, casse subitement peu après son passage du comportement élastique vers un comportement plastique), et le composite de celui de la dentine (a une certaine élasticité, casse après un passage marqué en phase plastique).

La caractérisation de ces propriétés mécaniques permet d'avoir une idée sommaire de comment le matériau pourrait se comporter en bouche. Ces tests mécaniques sont des préalables aux tests *in-vivo*.

1.2.3 Une stabilité dimensionnelle

Dans la même idée, il faut un matériau qui soit stable dans le temps et qui résiste aux **variations d'humidité, de pH, et de température** que peut impliquer l'alimentation entre autres.

Ainsi, un matériau qui est soluble et qui s'hydrolyse risque de subir une dégradation de ses propriétés mécaniques et adhésives dans le temps ou de créer une inadaptation à l'interface dent-restauration. Il en est de même s'il se dégrade par réaction acido-basique. Un matériau dont le coefficient de dilatation thermique diffère grandement de celui de la dent risque de solliciter le joint périphérique en se contractant ou se dilatant et ainsi compromettre l'étanchéité de la restauration, mais aussi d'engendrer des contraintes sur les tissus dentaires résiduels. Il en est de même si ce matériau présente une rétraction ou une expansion lors de sa prise.

1.2.4 Une biocompatibilité, voire bioactivité

La biocompatibilité est un **critère primordial pour tout biomatériau**.

Par biocompatibilité, on entend le fait qu'il doive s'intégrer et interagir avec le milieu biologique dans lequel il est placé (dans notre cas, les tissus dentaires) et doit également être toléré par les tissus environnants (donc par la pulpe et le parodonte principalement). Un état de surface rugueux, par exemple, peut créer une inflammation parodontale ainsi que de la rétention de plaque. Les adhésifs de résines composite peuvent être mal tolérés lorsqu'ils se situent très proche de la pulpe. La conductivité thermique d'un amalgame peut entraîner des sensibilités pulpaires.

Il doit être bien accepté également par le reste du corps. Une **innocuité** du matériau est impérative. On s'inquiète souvent sur la toxicité des biomatériaux utilisés en chirurgie dentaire, entre les amalgames composés de mercure et les résines composite contenant des dérivés du bisphénol-A. Cependant, il n'a pas été démontré d'incidence de ces restaurations dentaires sur la santé.

Un biomatériau contenant des éléments allergènes ajouterait de nouvelles problématiques et les industriels doivent ainsi également faire attention à ce paramètre.

Il est donc impératif que le matériau ne soit pas nocif pour la santé, et ne présente **pas d'effet iatrogène**.

Enfin, un effet **bioactif** est un élément positif parfois recherché, comme peuvent être par exemple une reminéralisation, un relargage de fluor, une stimulation de synthèse osseuse ou dentinaire. Ce terme

de bioactivité est actuellement grandement débattu afin de déterminer quel matériau peut être considéré comme bioactif et quel matériau ne le peut pas.

Actuellement, **il semble que seul un « matériau de restauration capable d'induire une bio-reminéralisation au moyen d'une libération ionique suffisamment importante » puisse être considéré comme bioactif.**³ Cette notion de bioactivité sera discutée pour tous les matériaux à relargage ionique décrits ultérieurement.

1.2.5 Un biomimétisme esthétique

L'or, par exemple, est un excellent biomatériau de restauration, et l'amalgame reste un matériau convenable dans les situations où il est indiqué.

Cependant, l'évolution de notre société fait qu'aujourd'hui nous accordons désormais une grande importance, d'une part, à **notre apparence physique**, et d'autre part, au **réalisme des restaurations et prothèses** en substitut (total ou partiel) d'un organe visible, comme peut l'être une dent. Notre idéal serait que la restauration de ces tissus perdus - qu'il s'agisse d'une dent, d'un doigt, du visage, ou de tout autre partie visible du corps - soit la plus proche possible de l'original, dans le but sans doute, de ne pas paraître « défaillant », mais aussi, de ne plus avoir d'élément qui nous rappelle cette perte. Cela a donc une **valeur sociale et psychologique** très importante. D'autant plus que les dents et le sourire font partie des premières choses que l'on voit, et influent énormément sur les comportements, la confiance en soi, les interactions et l'influence que l'on a avec les autres.

La **demande esthétique** de plus en plus forte et exigeante de nos patients nous pousse donc à effectuer de nos jours des restaurations les plus réalistes possibles.

C'est pourquoi, la transition s'est faite progressivement dans notre exercice vers des matériaux imitant le plus possible l'aspect de la dent. Les **propriétés optiques** des biomatériaux dentaires que nous utilisons sont également caractérisables, tout comme les propriétés optiques des tissus dentaires que l'on cherche à reproduire. Une dent peut se décrire visuellement par sa forme, sa couleur, son état de surface, sa translucidité.

Sa forme doit pouvoir être reproduite avec les biomatériaux qu'on utilise, y compris en profondeur car on la perçoit.

³ Vallittu et al., « Bioactive dental materials : do they exist and what does bioactivity mean ? »

La perception des couleurs dépend à la fois des phénomènes physico-chimiques induits par **la lumière**, et des phénomènes physiologiques et psychophysiques de **la vision**. Il existe diverses manières de caractériser les couleurs, comme le système TSL (teinte, saturation, luminosité) ou le système e-Lab, qui sont utilisés en dentisterie.

On remarque également la façon dont la lumière est réfléchi (effet brillance/miroir et couleur), absorbée (opacité), ou transmise (translucidité) à travers le matériau. Ces caractéristiques sont étroitement liées à l'indice de réfraction du matériau ou du tissu dentaire, ainsi qu'à leur état de surface. Un état de surface rugueux va être plus opaque et réfléchit moins, un état de surface lisse qui brille réfléchit la lumière et peut être plus translucide.

La caractérisation des propriétés optiques nous permet de mieux comprendre les tissus que l'on souhaite imiter afin de pouvoir les reproduire avec réalisme.

1.2.6 Une absence de goût et d'odeur

On a vu qu'une restauration idéale doit pouvoir être « oubliée » visuellement. Dans le même principe, une odeur ou un goût émanant de ce matériau pose un problème aussi important, puisqu'il entraîne une sensation désagréable et une halitose, qui n'étaient pas présents avant la pose de ce matériau. C'est par ailleurs le cas avec certains matériaux d'obturation ou de scellement provisoire, ou dès lors qu'un matériau retient les aliments et la plaque.

Ainsi, un matériau de restauration doit être idéalement **dépourvu de goût et d'odeur** et ne pas entraîner de rétention de plaque.

1.2.7 Une facilité d'emploi et de mise en œuvre

Un biomatériau doit pouvoir être utilisé et stocké aisément. Il doit donc être présenté sous **une forme ergonomique** adaptée à sa manipulation clinique et permettre **un rangement facile** d'accès pour le praticien.

Il doit permettre **un modelage facile** pour le mettre en forme, et **un polissage aisé**. Son temps de travail et son temps de prise doivent également être pris en compte. On voudrait idéalement **un temps**

de travail le plus long possible pour ne pas être contraint par la montre lors de sa mise en forme, et **un temps de prise le plus court** possible pour ne pas avoir de dégradation du matériau pendant sa prise. C'est là où la photopolymérisation présente un avantage conséquent par rapport à une prise par chimopolymérisation par exemple. Mais cette dernière reste indispensable lorsque le passage de la lumière est limité ou impossible.

Son emploi doit se faire par **un protocole simple**. En effet, plusieurs facteurs influent sur la réussite ou l'échec d'un protocole complexe de réalisation d'une restauration. Plus un protocole est complexe, plus il y a d'étapes dans lesquelles on peut faire des erreurs et augmenter ainsi les **risques d'échecs**. D'autant plus dans un contexte clinique, où s'ajoutent la difficulté éventuelle du soin, la gestion du patient et du temps, la fatigue et le stress du praticien, et également l'inquiétude sur la rentabilité de l'acte.

Ainsi, plus un protocole est difficile, plus il implique que le praticien soit formé et concentré : cela engendre généralement une diminution de la reproductibilité intra et inter opérateur.

Le matériau idéal a donc le **protocole le plus simple, rapide et reproductible** possible.

1.2.8 Un coût financier abordable

Il faut que la réalisation d'un acte de restauration puisse s'intégrer dans le marché de l'offre et de la demande. Et l'industrie des biomatériaux fait partie intégrante de **l'économie de la santé**.

En effet, un matériau cher à l'achat va devoir nécessiter pour le praticien la possibilité de demander des honoraires plus élevés, et pour le patient - et la société - de se procurer un budget plus élevé pour pouvoir se soigner.

Or, pour des raisons de **santé publique**, on aimerait que les soins de qualité soient accessibles pour tous.

Ainsi, un matériau idéal serait un matériau économique et performant cliniquement pour le praticien, pour être accessible financièrement à tous les patients.

1.2.9 Un entretien et une réparation facile

Un biomatériau de restauration doit être réparable et d'un entretien facile.

En effet, malgré tous nos souhaits idéaux, en réalité, la situation évolue dans le temps. Les matériaux vieillissent, s'usent et fatiguent. Les tissus dentaires et parodontaux changent également, tout comme les interfaces peuvent se dégrader. Ceci est lié au fait que les dents et les matériaux sont soumis à l'environnement buccal et à diverses contraintes, comme les cycles de mastication, l'alimentation, le brossage, les variations de pH, la plaque, et ce durant toute une vie.

Ainsi, un matériau, même idéal, peut se fracturer, et on aimerait pouvoir le réparer facilement et rapidement, sans avoir à mettre en œuvre un protocole complexe, **sans conduire à être invasif** afin de ne pas générer une nouvelle fois une inflammation pulpaire.

Si l'état de surface vieillit et se détériore, il faudrait pouvoir le restaurer facilement aussi.

Le fait de pouvoir réparer une restauration permettrait de diminuer les risques liés à la dépose, le coût pour la société et ainsi qu'**augmenter leur longévité**.

Enfin, il est important que le biomatériau de restauration puisse permettre sa dépose en cas de besoin, l'idéal étant que sa dépose ne soit pas trop difficile et risquée.

1.3 Les composites ⁴

1.3.1 Définition et composition des résines composites

1.3.1.1 Définition d'une résine composite

Une **résine** est un polymère, c'est-à-dire une macromolécule, constituée de monomères (molécules organiques) liés les uns aux autres par des liaisons covalentes.

Un matériau **composite** est un assemblage d'au moins deux composants non miscibles, mais liés de façon cohésive, dont les propriétés se complètent et sont meilleures que celles des composants pris séparément.

Une **résine composite dentaire** est un assemblage d'une résine et d'un renfort. Elle est donc constituée de **charges inorganiques** dures (renforts) permettant la tenue mécanique, noyés dans une **matrice organique de résine**, déformable, assurant la transmission des efforts vers les charges. La cohésion du tout est assurée par un agent de couplage organo-minéral : un **silane**.

1.3.1.2 Composition d'une résine composite

Les composites sont ainsi constitués d'une phase organique, d'une phase minérale (inorganique), et d'un agent de couplage organo-minéral :

1.3.1.2.1 La phase organique

Elle constitue entre 24 et 50 % du volume du composite et comprend **la résine matricielle, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation** et des **additifs**.

Les résines matricielles sont les composants chimiquement actifs des composites. Ce sont tous **monomères « R-diméthacrylates »**, ce qui rend les résines composites compatibles entre-elles et avec les adhésifs. Elles sont dérivés du Bis-GMA (Bisphenol A-glycidyl méthacrylate) ou des polyuréthanes comme l'UDMA (uréthane diméthacrylate). Il s'agit d'un monomère fluide, converti en polymère rigide

⁴ Raskin, « Les résines composites ».

par réaction d'addition. Ces monomères sont en fait déjà pré-polymérisés pour former des oligomères, ce qui améliore les propriétés mécaniques et diminue la rétraction de prise.

Ce sont des liquides très visqueux, dû à un poids moléculaire élevé. Et en ajoutant les charges, on obtient un matériau de consistance trop épaisse pour la clinique, c'est pourquoi on ajoute des **abaisseurs de viscosités**, qui sont des monomères de faible viscosité pour diluer, comme le TEGDMA par exemple.

Afin que la réaction se fasse, il faut un **activateur** qui va décomposer un composé **amorceur** en **radicaux libres**, et ces radicaux libres vont activer les monomères. Un monomère activé va se lier à un autre monomère pour former un polymère activé, qui va continuer à se lier, en chaîne, à un autre monomère et se propager. Les liaisons covalentes ainsi créés entre monomères libres forment de longues chaînes de polymère et c'est ce qui fait le durcissement du matériau.

Il existe des **agents de chémo-polymérisation**, qui agissent au moment du mélange entre l'activateur et l'amorceur (peroxyde) générant un radical libre.

Il existe aussi des **agents de photopolymérisation**, où l'activateur va être la lumière d'une longueur d'onde définie, et l'amorceur va être un couple de DMAEMA (diméthylaminoéthylméthacrylate) et d'un **photo-sensibilisateur** comme la Camphoroquinone, le plus utilisé, qui réagit dans le bleu, ou la Lucirin TPO ou le Phényl Propanedione, qui réagissent dans l'ultraviolet. L'activation par la lumière va lier le photosensibilisateur à l'amorceur et cette réaction génère un radical libre.

Parmi les additifs, des **inhibiteurs de la polymérisation** sont ajoutés afin d'éviter la polymérisation spontanée du composite pendant son temps de stockage. Cette polymérisation spontanée est accélérée par la lumière et la chaleur, et par l'absence d'oxygène, car ce dernier est un puissant inhibiteur de la polymérisation.

La proportion et la chimie de cette phase organique influencent ainsi grandement les propriétés des composites (polymérisation, viscosité, retrait, toxicité pulpaire, sensibilité à l'hydrolyse, résistance mécanique, notamment en flexion, résistance à l'usure, ...) et ce qui fait en partie l'immense variété de composites disponibles sur le marché.

1.3.1.2.2 La phase minérale

La phase inorganique correspond aux **charges** qui renforcent le matériau. Elles permettent d'augmenter les propriétés mécaniques de la résine (dureté, résistance à la traction, à la flexion, à la

compression, à l'usure), diminuent le retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevée de la résine, participent aux propriétés optiques, et rendent le matériau radio-opaque (visible radiographiquement). Ces charges sont liées à la résine par l'intermédiaire d'un silane. La **nature**, la **taille** et le **pourcentage des charges** varient énormément d'un composite à l'autre, ce qui a donné lieu à diverses classifications, et ce qui fait la variabilité des propriétés d'un composite à l'autre.

Les principales charges sont des **charges minérales**, principalement à base de silice (SiO_2) qui peuvent être cristallines (cristobalite, tridymite, quartz), très dures et résistantes, ou non cristallines, donc amorphes (verre : verre boro-silicaté), de qualité mécanique et esthétiques intéressantes.

Il y a aussi des charges minérales métalliques, qui sont des verres de métaux lourds conférant au matériau sa radio-opacité (silicate de verre de baryum ou de strontium, verre de dioxyde de zirconium, yttrium ou ytterbium trifluorés...).

Initialement, les charges les plus utilisées étaient le quartz, car il est stable chimiquement et a un indice de réfraction élevé, mais il n'est pas radio-opaque, possède un coefficient de dilatation thermique élevé, et une structure cristalline dure et aux arêtes agressives, ce qui rendaient le composite abrasif et difficile à polir. Cependant le silane se lie mieux au quartz qu'au verre, ce qui permet une meilleure stabilité de teinte, et le rend également moins sensible à l'érosion.

Les composites sont aussi constitués de **charges organiques**, qui peuvent être simplement des charges de résine matricielle déjà polymérisées, permettant de diminuer le retrait, le coefficient de dilatation thermique et d'augmenter les propriétés optiques et la dureté du composite. On trouve aussi des charges organiques à base de céramiques organiquement modifiées (les OrMoCers), et des charges dites organo-organiques (triméthylolpropane triméthacrylate). Enfin, il y a également des **charges organo-minérales** qui correspondent à un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosil) enrobée de matrice résineuse polymérisée.

La taille des particules de charge peut varier de $0,04 \mu\text{m}$ pour les « micro-charges » de silice, à $100 \mu\text{m}$ pour les « macro-charges » de verre ou de quartz, avec plusieurs intermédiaires possibles. Certains composites contiennent un ou plusieurs catégories de tailles de charges. La forme des charges (arrondie, sphérique, ou anguleuse) dépend de son procédé de fabrication (frittage, émulsion/atomisation, broyage/attrition). La diminution de la taille des charges permet d'augmenter l'état de surface, ce qui améliore à la fois l'esthétique, le caractère abrasif, l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte, et la résistance à l'usure.

Le **pourcentage de charges**, pouvant être exprimé en poids ou en volume, varie énormément d'un composite à l'autre. Les charges ont une dureté élevée, sont inertes chimiquement, ont un indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses, et leur opacité peut être contrôlée par addition de pigment de dioxyde de titane (TiO₂). Augmenter le pourcentage de charges permet d'améliorer les propriétés mécaniques (surtout si le taux de charge est > 60 % en volume), réduire le retrait de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique, et la solubilité hydrique. Ainsi, il est intéressant d'avoir un pourcentage élevé de charges, et de petite taille, mais ces deux points ont l'inconvénient d'augmenter la viscosité du composite.

On voit bien que pour chaque propriété que l'on souhaite améliorer dans le but d'obtenir un composite idéal, on a plusieurs options, et chacune présente en contrepartie des inconvénients. C'est pourquoi il y a autant de résines composites différentes avec des compositions, des proportions, et des compromis choisis différents.

1.3.2 Adhésion aux tissus dentaires ⁵

Le collage s'étant imposé en odontologie comme un moyen efficace d'assurer la rétention des restaurations, tout en restant conservateur et esthétique.

La mise en place d'une résine composite sur la dent nécessite obligatoirement d'être collé par l'application d'un système adhésif. La procédure de collage nécessite d'isoler le site opératoire de l'humidité ou du sang ; pour cela le meilleur moyen est l'utilisation d'un champ opératoire ou digue dentaire.

1.3.2.1 Les tissus dentaires

L'émail et la dentine, tout comme les autres tissus minéralisés de l'organisme (os, ciment) sont aussi composés chacun d'**une phase organique**, correspondant aux protéines spécifiques à chaque tissu, d'**une phase minérale**, généralement cristalline, avec une structure chimique et anatomique proche de l'hydroxyapatite (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂), et d'**eau**. Selon les tissus, il existe de grandes différences de proportions de ces phases, de taille et de forme des cristaux, de taux et de répartition des

⁵ Métais, « Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère ».

oligoéléments. Cela induit des propriétés physicochimiques (solubilité, densité, porosité), mécaniques, et fonctionnelles, propres à chaque tissu.

L'émail est le tissu le plus dur du corps humain, car le plus minéralisé. Il est constitué à 95 % (en masse) d'une phase minérale composée principalement de cristaux d'hydroxyapatite, 5 % de phase aqueuse, et 1 % de phase organique, constituée de glycoprotéines et de polysaccharides. Étant très minéralisé et contenant peu d'eau, l'émail est un tissu sur lequel on obtient facilement une adhésion fiable.

La dentine est souple et plus tendre que l'émail. Elle est composée à 70 % d'une phase minérale : hydroxyapatite, phosphates, oligoéléments ; à 20 % d'une phase organique, principalement du collagène de type I, qui est principalement responsable de sa viscoélasticité ; et de 10 % d'eau. La dentine a certaines caractéristiques, dont sa teneur en eau, qui rendent difficile une adhésion durable et fiable des matériaux de restauration.

1.3.2.2 Le système adhésif

Le principe de l'**adhésion** aux tissus dentaires repose essentiellement sur la pénétration d'un matériau adhésif dans les porosités créées au sein de l'émail et de la dentine par déminéralisation. On obtient ainsi des **microrétentions mécaniques** entre les deux parties. Ces retentions mécaniques sont complétées par **des liaisons chimiques ou physico-chimiques**, idéalement fortes mais le plus souvent faibles, de nature électrostatique. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires sont composés de trois éléments : l'acide de mordantage, le primer, et la résine adhésive.

1.3.2.2.1 L'acide de mordantage

Le mordantage au niveau de l'émail va **créer une surface irrégulière** avec des microanfractuosités en déminéralisant différenciellement l'émail intra et interprismatique, ce qui augmente la surface de collage disponible, et l'énergie de surface afin de favoriser le mouillage par l'adhésif.

Au niveau de la dentine, l'acide va éliminer la boue dentinaire, créer des microanfractuosités de surface en ouvrant les tubuli dentinaires, et exposer le réseau collagénique qui va participer à la **formation de la couche hybride**. Cette couche hybride correspond à la zone d'interpénétration entre les polymères et le réseau collagénique de surface de la dentine déminéralisée.

1.3.2.2.2 Le primer

Il se définit comme une solution de polymères hydrophiles et hydrophobes :

- Les **polymères hydrophiles** ont une affinité pour la dentine : ils se substituent à son eau résiduelle, et s'infiltrent entre les fibres de collagène initiant la partie la plus profonde de la couche hybride. Le monomère le plus couramment employé est l'**HEMA** (hydroxy-éthyl-méthacrylate). Il a pour caractéristique d'être totalement **soluble dans l'eau**.
- Les **polymères hydrophobes** ont une affinité pour la résine adhésive. Après application du primaire, **la surface préalablement hydrophile devient donc hydrophobe**.

1.3.2.2.3 La résine adhésive

Il s'agit d'une résine liquide à base de BisGMA ou de diméthacrylate-uréthane, donc de même type que la matrice résineuse du composite. Celle-ci va avoir une excellente **mouillabilité** sur la surface de la dent traitée. Les objectifs de l'application de cette résine sont :

- Au niveau amélaire : la réalisation des microclavetages au sein des microanfractuosités générées par le mordantage acide,
- Au niveau dentinaire : la résine imprègne le réseau collagénique mis à nu après déminéralisation. Cela conduit à une zone d'interdiffusion résine-dentine appelée **couche hybride**. De plus, la résine va former des prolongements intratubulaires (tags) dans les tubuli.

La résine doit être polymérisée avant insertion du composite afin de ne pas être déplacée. Le rôle de la résine adhésive est d'amortir les contraintes mécaniques en absorbant les tensions inhérentes à la contraction de polymérisation. Et d'avoir ainsi une surface compatible à la liaison de la résine composite.

1.3.3 Caractéristiques des composites

Étant donné un renouvellement fréquent des composites par les commerciaux, il est compliqué d'obtenir des résultats utiles d'essais cliniques au long terme. C'est pourquoi on tente d'analyser le

comportement de ces matériaux en les caractérisant par les diverses propriétés mesurées *in vitro*, qu'on peut comparer avec les propriétés de l'émail, de la dentine, et d'un matériau à l'autre.

On peut caractériser par exemple les propriétés suivantes :

- **Résistance à la flexion** : c'est la valeur de la contrainte, en flexion, nécessaire à la rupture du matériau. Elle revêt une importance clinique. Cette valeur varie d'un composite à l'autre, et se doit d'être élevée pour résister aux forces masticatoires importantes. Elles sont de l'ordre de 90 à 110 MPa pour les composites. C'est en partie cette valeur qui conditionnera le risque de fracture d'une crête marginale restaurée ou d'une cuspside reconstruite.

- **Résistance à la traction** : cette valeur enseigne sur la résistance aux forces latérales. Les composites ont par exemple une résistance à la traction supérieure aux amalgames (à l'exception des composites fluides et microchargés).

- **Module d'élasticité (ou module d'Young)** : c'est une valeur importante également. Elle informe sur le comportement du matériau soumis à des contraintes et caractérise sa **rigidité**. Un matériau sur lequel on applique une contrainte se déforme d'abord de façon élastique (réversible), puis plastique (irréversible), avant de se rompre. Cette valeur, comme son nom l'indique, caractérise la partie élastique.

La majorité des composites ont un module d'élasticité plus faible que la dentine ($\approx 18,5$ GPa), certain l'avoisinant, et que l'émail ($\approx 82,5$ GPa). Le module d'élasticité idéal d'un matériau de restauration directe reste encore grandement débattu dans la littérature scientifique.

- **Dureté** : correspond à la résistance d'un corps à la pénétration d'un élément dur, comme une pyramide en diamant pour la dureté Vickers par exemple. Elle caractérise si le matériau est plutôt **dur ou mou**, et reflète sa **difficulté de finition, de polissage**, et nous donne une indication sur sa **résistance à l'abrasion**. On l'utilise aussi pour évaluer le **degré de conversion *in-vitro***. Plus la résine est polymérisée et plus il sera dur. Plus le matériau a un taux de charges élevé, plus il sera dur. En général, un composite compactable est plus dur qu'un composite fluide. La dureté des composites reste cependant plus faible que celle de l'émail (240 à 440 VHN).

- **Vieillessement et usure** : l'usure était longtemps considérée comme le point faible de ces matériaux. Elle est améliorée par les progrès effectués dans sa composition. Le matériau, dans l'environnement buccal complexe, s'use par usure abrasive (frottement), par fatigue

(contraintes thermomécaniques répétées), par usure adhésive (perte de substance par adhésion), corrosive (hydrolyse eau + température), tribochimique (frottements + attaque chimique), érosive (particules transportées par la salive). La matrice s'use plus vite que les charges. Le silane s'hydrolyse (usure corrosive). Les défauts de surface, les bulles d'air, la polymérisation incomplète peuvent entraîner un vieillissement prématuré qui peut se constater par l'usure, la fracture et/ou les dyscolorations. L'usure est plus importante au niveau des molaires, dans les restaurations de grande étendue, dans les zones de contacts occlusaux, et durant les premières années après la pose du matériau.

L'usure clinique acceptable d'après les normes ADA est de 40 à 50 $\mu\text{m}/\text{an}$, l'usure de l'émail étant de 50 $\mu\text{m}/\text{an}$ au niveau des molaires et 30 $\mu\text{m}/\text{an}$ au niveau des prémolaires.

- **Propriétés adhésives** : l'adhérence peut s'évaluer par exemple à l'aide d'un essai de cisaillement. Les résines composites sont dites sans potentiel adhésif et ne collent pas naturellement à la dent. Elles nécessitent l'usage d'un système adhésif. Ces valeurs d'adhérence sont désormais excellentes avec les systèmes adhésifs modernes mais restent variables d'un système adhésif à l'autre. L'adhésion initiale et au long cours est meilleure sur l'émail que sur la dentine. Un des challenges actuels en dentisterie est donc de stabiliser cette adhésion dentinaire.

- **Retrait de polymérisation** : la rétraction est inhérente à la réaction de polymérisation. Elle dépend de nombreux facteurs, notamment la composition chimique de la matrice, sa fraction volumique, le degré de conversion (polymérisation). Ce retrait entraîne des contraintes mécaniques dans le matériau, dans la dent, et à l'interface entre les deux. Cela pouvant avoir comme conséquences cliniques : flexion des cuspidés, fragilisation ou fracture de l'émail, formation de hiatus périphérique favorisant la percolation marginale, les dyscolorations, les réactions inflammatoires pulpaires, les récives de carie, fractures cohésives dans le matériau, diminution de la résistance mécanique.
Pour limiter ces conséquences, on emploie différentes procédures, comme l'apport de matériau en petite quantité (stratification), une puissance de polymérisation progressive (« soft start »), le facteur de configuration ou facteur C : moins il y a de paroi autour de l'incrément à polymériser, moins il y aura de contraintes sur les surfaces ; etc.

- **Propriétés thermiques** : elles interviennent également dans l'intégrité du joint périphérique. Le coefficient de dilatation thermique des composites est 2 à 4 fois plus élevé que celui des tissus dentaires, mais sa faible conductivité thermique, proche de celui de la dent, fait qu'il

nécessiterait un changement de température prolongé pour que des contraintes se fassent à l'interface matériau-dent.

- **Absorption hydrique et solubilité** : elle joue un rôle sur le vieillissement du matériau, l'étanchéité de l'interface, et le comportement volumétrique. Les résines composites subissent peu d'absorption hydrique et sont très peu solubles. Leur faible expansion volumétrique résultante compense la rétraction de polymérisation.
- **Hiatus ou leakage** : un des objectifs fonctionnels d'une restauration dentaire est d'obtenir un joint étanche visant à protéger la dentine et donc la pulpe sous-jacente. Des vides au niveau de l'interface dent-matériau peuvent se créer. Ces hiatus ne restent jamais vides, ils se remplissent d'eau et de bactéries. Ce phénomène peut avoir lieu de façon immédiate, lors de la mise en œuvre de la restauration, à cause du retrait de polymérisation. Il peut apparaître de façon différée, dû la dégradation de la couche hybride par l'hydrolyse hydrique de la partie résineuse, et par les métalloprotéases présentes dans les tissus dentaires pour la partie collagénique. Les conséquences de l'apparition et de l'augmentation de ces hiatus sont : une perte d'étanchéité, des récives carieuses, des sensibilités post-opératoires, des colorations.
- **Propriétés optiques** : de nombreuses teintes et translucidités sont proposées par les industriels pour les composites afin de mimer au mieux les propriétés optiques des tissus dentaires. La dentine étant plutôt opaque, fluorescente, et de saturation extrêmement variable et augmentant avec l'âge du patient. L'émail est à l'inverse est translucide, opalescent et très faiblement saturé. Les différences d'opacité sont obtenues grâce aux différences d'indice de réfraction entre les charges minérales et la matrice ; les différents niveaux de saturation sont obtenus grâce à des concentrations variables en oxydes métalliques.
- **Propriétés radiographiques** : les composites sont plus ou moins radio-opaques, dus aux éléments lourds contenus dans les charges minérales métalliques. Leur bonne visualisation radiographique, plus radio opaque que la dent, permet le dépistage de carie secondaire et d'autres défauts de la restauration. Il existe quelques matériaux qui sont totalement radio-clairs, ce qui est problématique car invisible radiographiquement et faisant donc croire à une absence de restauration de la perte de substance. Certains composites sont aussi radio-clairs que les tissus dentaires, ce qui peut être problématique également. Enfin, certains métaux comme les restaurations à l'amalgame et les couronnes contenant du métal sont trop radio opaque et rendent difficile la visualisation d'une carie secondaire (radio-claire).

1.3.4 Indications et limites des résines composites

Pour résumer, on peut dire que les résines composites sont d'excellents matériaux, et sont les matériaux de référence dans la plupart des indications. Si on se limite aux résines composites en technique directe, ils sont indiqués pour **toutes les restaurations d'usage des pertes de substance de petite à moyenne étendue**, lorsqu'une isolation stricte du site à reconstituer, et de ses limites, peut être obtenue, et lorsqu'on a un temps opératoire compatible à sa mise en œuvre. Ceci est valable autant pour une lésion carieuse, une fracture, une lésion d'usure, une malformation, ou pour tout autre type de perte de substance dentaire.

La résine composite va donc trouver sa limite lorsque la perte de substance à restaurer est de très grande étendue, et dès lors qu'il y a un risque de contamination par le sang ou la salive pendant sa mise en œuvre. Donc dès que l'isolation complète s'avère compliquée et/ou que le temps opératoire est limité, car l'adhésion et la pérennité de la restauration seront fortement compromises. **De plus, ces résines composites ne sont pas capables d'induire un relargage de fluor et ne peuvent donc pas être considérées comme des matériaux bioactifs.**

Cela peut être le cas par exemple en pédodontie, en gérodontologie, en dentisterie humanitaire, en restaurations provisoires, ou difficiles (comme les caries radiculaires sous gingivales par exemple). Et c'est principalement dans ces situations que l'on peut avoir alors recourt à l'usage des ciments verres ionomères.











1.3.5 Illustration de la réaction chimique d'un composite

Les réactions de prise, d'échanges hydriques et de relargage ionique, de chacun des matériaux de restauration décrit dans cette thèse ont été schématisés. La légende de tous les schémas se trouve dans la **figure 1**.

Le schéma concernant les **résines composites** est présenté dans la **figure 2**, sur lequel on peut constater l'absence de relargage ionique et l'absorption hydrique quasi inexistante.

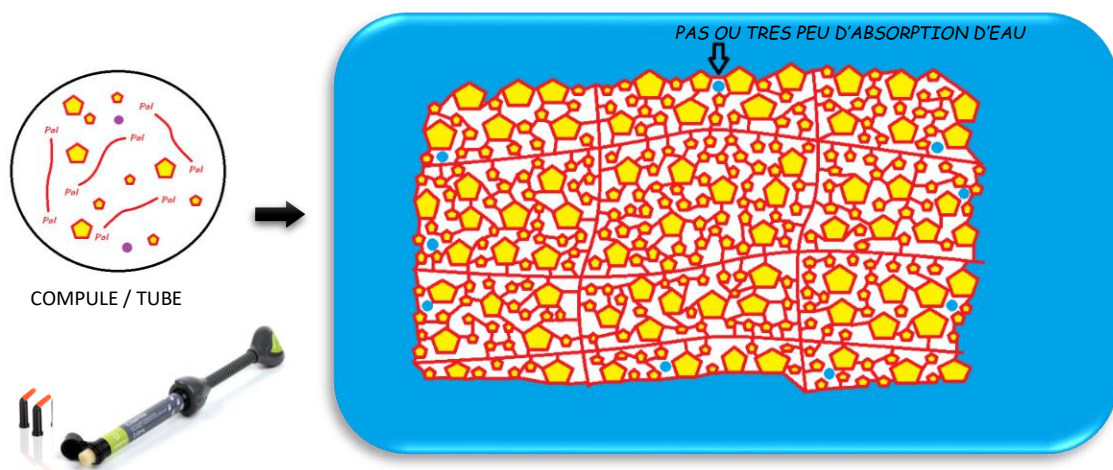
Nous décrirons ainsi dans la partie suivante, la chimie des biomatériaux à libération de fluor.

Figure 1 : Légendes des illustrations proposées pour tous les schémas ultérieurs

Légendes des graphiques	
	Monomère résineux / Polymère résineux
	Monomère acide / Polymère acide
	Agent de photo-polymérisation / Agent de chémo-polymérisation
	Eau
	Macro-charge silanisée non réactive / Micro- ou Nano-charge silanisée non réactive
	Charge de FAS / Charge de FAS silanisée
	Charge FAS activée par une attaque acide / Charge FAS silanisée activée par une attaque acide
	Charge « alkasite » silanisée / Charge « alkasiteé silanisée activée par une attaque acide
	Charge FAS « super réactive » / Charge FAS « super réactive » activée par une attaque acide
	Ions relargués / Liaisons ioniques

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Figure 2 : Schémas pré et post photo-polymérisation d'un composite, illustrant notamment l'absence de relargage ionique engendré par un composite une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

2 : Les matériaux de restauration relargant du fluor

2.1 Contexte

Depuis quelques années, une tendance s'observe dans la littérature scientifique mais également chez les industriels dentaires : la mise au point de **nouveaux matériaux de restauration d'usage « hybrides » entre les ciments verres ionomères (CVI) et les résines composites**. L'idée est d'essayer de cumuler les propriétés avantageuses du couple adhésif-composite (résistance mécanique, esthétique, hautes valeurs d'adhérence) et des CVI (propriétés auto-adhésives, tolérance à l'humidité, relargage ionique). Cette intention, presque chimérique, a déjà donné lieu, il y a une vingtaine d'années, à la variante résineuse et toujours auto-adhésive des CVI conventionnels : les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR). Mais aussi à la variante « bioactive » mais toujours sans potentiel adhésif des composites : les compomères et les giomers. Ces produits, à la chimie bien étudiée et décrite, ont rencontré un succès variable et voient leur utilisation se marginaliser dans notre pratique quotidienne - à cause de leurs limitations - par rapport aux ciments verres ionomères à haute viscosité (CVI-HV) ou au couple adhésif-composite.

Alors que les bénéfices du fluor dans notre pratique ne sont plus à vanter grâce notamment à sa capacité à former de la fluorapatite au contact des tissus durs déminéralisés mais également en raison de ses propriétés bactériostatiques, trois nouveaux « composites hybrides », avec un relargage annoncé d'ions fluor ont été introduits sur le marché récemment : l'Activa Bioactive Restorative™ (Pulpdent Corporation), le Cention® N (Ivoclar-Vivadent) et le Surefil-one™ (Dentsply-Sirona).

Le but de cette partie est de faire le point sur les réactions chimiques à l'origine de la prise et du relargage ionique de l'ensemble de ces matériaux qu'on vient de citer, afin de mieux comprendre les particularités chimiques et physiques de ces nouveaux « hybrides ». Afin de bien cerner leur fonctionnement, mais surtout d'aboutir à une proposition de classification basée sur leur structure, la chimie et les capacités de relargage des différentes générations de CVI, des compomères et des giomers seront également décrites.

Pour des soucis de simplification, les particules réactives, dont les compositions varient selon les fabricants seront appelées particules de FAS (pour fluoro-alumino-silicates). Ces compositions variables sont susceptibles d'engendrer des relargages ioniques différents. Sur les schémas proposés, seul le relargage d'ions calcium, aluminium et fluor sera représenté.

2.2 Les CVI conventionnels et leurs évolutions : les CVI-HV et les CVI-MAR ⁶

2.2.1 Les CVI conventionnels

2.2.1.1 Réaction chimique des CVI conventionnels

D'un point de vue chimique, le CVI conventionnel est issu d'une réaction acide base à partir d'un mélange poudre liquide. Ce sont des matériaux complexes dont la composition peut varier très sensiblement d'une formulation à l'autre.

Le liquide, en plus de contenir de l'eau, contient essentiellement de l'acide polyacrylique. D'autres polyacides comme l'acide tartrique, itaconique maléique ou tricarballoylique peuvent également être ajoutés, voir même remplacer l'acide polyacrylique pour moduler la réaction ou les propriétés rhéologiques du matériau. **Schématiquement, il s'agit de considérer que cette solution aqueuse contient un acide polyacrylique, avec de nombreuses fonctions carboxyles -COOH ionisées, qui vont permettre la réaction de liaison ionique avec la base, d'une part, et avec la trame minérale de la dentine et de l'émail, d'autre part. D'où l'adhésion spontanée de ce matériau sur la dent.**

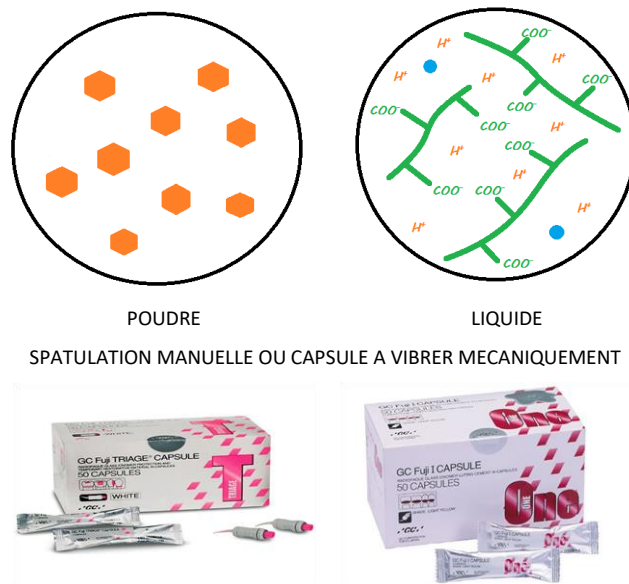
Cependant certaines formulations, placent directement dans la poudre les groupements acides sous forme lyophilisés qui seront secondairement activés par le liquide contenant presque uniquement de l'eau.

La poudre contient schématiquement des charges réactives basiques de fluoro-alumino-silicates appelés FAS qui joueront, en plus de leur rôle mécanique un rôle majeur en réagissant durant la réaction acido-basique de prise. Il est à noter que le nom donné à ces particules est réducteur car selon la composition exacte choisie par le fabricant, d'autres éléments peuvent être incorporés dans sa composition tels que du strontium, du phosphate, du zinc ou encore du sodium. **Afin de préserver leur réactivité et étant donné l'absence de résine dans leur formulation, les charges de FAS utilisées dans les CVI conventionnels commercialisés sont non silanisées.**

Deux formes commerciales existent pour ces matériaux : le mélange poudre-liquide manuel, ou la capsule pré-dosée à vibrer mécaniquement. Un schéma de leur composition est présenté en **figure 3**.

⁶ Attal, « Les ciments verres ionomères (CVI) ».

Figure 3 : Schéma d'un CVI conventionnel dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Une fois le mélange poudre-liquide effectué, la réaction acide base commence et aboutit à **l'attaque des particules de FAS** et un **relargage ionique** en fonction de leur composition.

Ce relargage, notamment d'ions calcium Ca^{2+} et aluminium Al^{3+} permet d'amorcer une **réaction de gélification du matériau** par l'intermédiaire de liaisons ioniques avec les ions carboxyles COO^- des acides polyacryliques. Des sels de polyacrylates, d'abord de calcium puis d'aluminium sont ainsi formés au fil de la réaction. Il est à noter que durant ces premières minutes de réaction, le matériau reste très sensible à une éventuelle altération de sa balance hydrique.

Cette réaction chimique permet également la formation d'un **gel silicique à la surface de la particule de FAS** ayant partiellement réagi permettant une meilleure fixation des charges à la matrice et ainsi une forme de protection à l'hydrolyse en augmentant très fortement l'insolubilité du ciment : cette réaction, initialement comprise est essentielle dans la stabilité des CVI. ⁷ Cette résistance à l'hydrolyse est d'autant plus importante que ce matériau comporte entre 20 et 25 % d'eau dans sa structure finale. ⁸

⁷ Nicholson, « Chemistry of glass-ionomer cements : a review »; De Maeyer, Verbeeck, et Vercruyse, « Reactivity of fluoride-containing calcium aluminosilicate glasses used in dental glass-ionomer cements ».

⁸ Mount, *An atlas of glass-ionomer cements : a clinician's guide*.

Il est à noter que cette réaction de prise et de maturation du CVI a une cinétique si lente, que malgré un temps de travail relativement court de quelques minutes et une grande partie des propriétés mécaniques atteintes à 24h, cette réaction de prise s'étend sur plusieurs semaines voire plusieurs mois.⁹ Étant donné leur réaction uniquement acidobasique, ces matériaux présentent **une vraie prise en masse (dite *bulk-fill* en anglais)**.

Ces CVI conventionnels présentent de faibles valeurs mécaniques en flexion¹⁰, ainsi qu'une grande propension à l'usure.¹¹

2.2.1.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Le relargage ionique engendré par la prise des CVI dans l'environnement buccal est variable selon la composition des particules de FAS. Cependant, les ions fluor, aluminium et calcium sont considérés comme les principaux ions relargués.¹²

Dans l'extrême majorité des études, les CVI conventionnels sont les matériaux dentaires d'usage qui relarguent le plus haut niveau de fluor.¹³ Un pic de relargage ionique est observé dans les premières heures de la mise en place du matériau. Ce relargage tend à diminuer dans le temps vers un plateau. Il est cependant à noter que ce matériau est capable de se recharger, notamment en ions fluor à partir de l'environnement buccal. Cette libération d'ions a été montrée dans de nombreuses études *in vitro* comme induisant une reminéralisation des tissus dentaires durs sous-jacents.¹⁴ Un schéma de la réaction est présenté en **figure 4**.

⁹ Nicholson, « Chemistry of glass-ionomer cements : a review » ; Pearson et Atkinson, « Long-term flexural strength of glass ionomer cements » ; Mitra et Kedrowski, « Long-term mechanical properties of glass ionomers » ; Zainuddin et al., « A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by (27)Al MAS-NMR spectroscopy ».

¹⁰ Momoi et al., « Flexural properties of resin-modified "hybrid" glass-ionomers in comparison with conventional acid-base glass-ionomers ».

¹¹ De Gee et al., « Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers ».

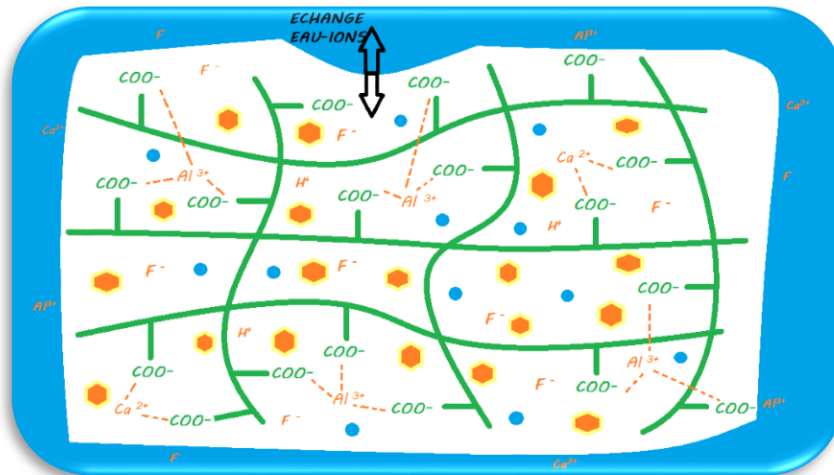
¹² Matsuya, Maeda, et Ohta, « IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement » ; Zainuddin et al., « A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by (27)Al MAS-NMR spectroscopy ».

¹³ Kumari et al., « Factors influencing fluoride release in atraumatic restorative treatment (ART) materials : a review ».

¹⁴ Watson et al., « Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry : biophotonics-based interfacial analyses in health and disease » ; Toledano et al., « In vitro mechanical stimulation facilitates stress dissipation and sealing ability at the conventional glass ionomer cement-dentin interface ».

Ainsi les CVI conventionnels peuvent être considérés comme des matériaux de restauration bioactifs.

Figure 4 : Schémas du relargage ionique engendré par un CVI conventionnel une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Ces CVI conventionnels ne sont pratiquement plus utilisés de nos jours pour réaliser des restaurations d'usage. La dernière indication restante pour ces matériaux, si tant est qu'elle puisse être considérée comme une restauration de longue durée, avec un taux de succès satisfaisant, reste le **scellement prophylactique des sillons en odontologie pédiatrique**.

2.2.2 Les CVI-HV

2.2.2.1 Réaction chimique des CVI-HV

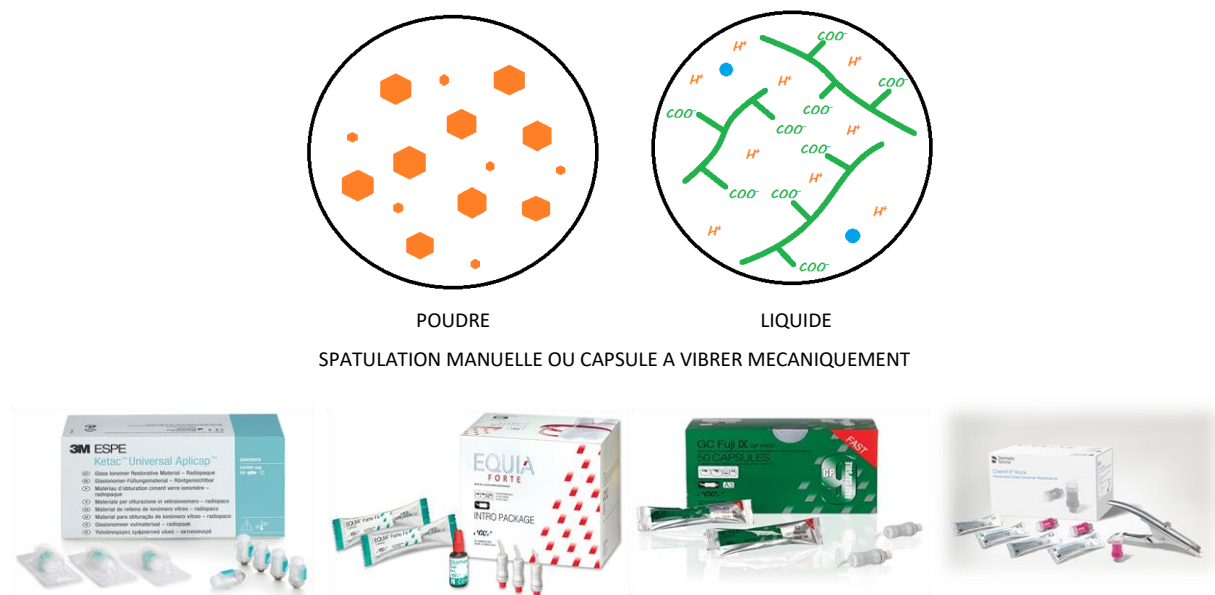
Bien que ce terme de CVI-HV est accepté par certains auteurs dans les publications internationales, d'autres continuent à placer ces formulations récentes dans la catégorie des CVI conventionnels. C'est cependant bien l'évolution de la chimie de ces matériaux qui a permis cette nette amélioration.

En effet, le **CVI-HV incorpore de très petites charges de FAS en plus des autres charges** afin d'accélérer la réaction, un **traitement de surface breveté** est effectué afin de les rendre plus réactives et le **rapport**

poudre/liquide est augmenté. Une augmentation du poids moléculaire de l'acide polyacrylique est également impliquée. ¹⁵

Deux formes commerciales existent toujours pour ces matériaux : le mélange poudre-liquide manuel, ou la capsule pré-dosée à vibrer mécaniquement. Un schéma de leur composition est présenté en **figure 5**.

Figure 5 : Schéma d'un CVI-HV dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Une fois le mélange poudre liquide effectué, les étapes et les caractéristiques de leur prise sont les mêmes que celles précédemment décrites pour les CVI conventionnels. Le temps de prise initial est diminué, grâce aux innovations chimiques, afin de limiter leur sensibilité à la balance hydrique. **Leur résistance à l'usure est désormais acceptable cliniquement.** ¹⁶

De plus, **leur utilisation est associée à un vernis photopolymérisable** afin de les isoler du milieu buccal lors des premières étapes de la réaction de prise et de diminuer ainsi leur sensibilité à une altération de la balance hydrique. Ce traitement permet d'augmenter substantiellement la résistance en flexion

¹⁵ Wilson et al., « The influence of polyacid molecular weight on some properties of glass-ionomer cements ».

¹⁶ Diem et al., « The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement ».

du matériau et ainsi de diminuer le risque de fracture cohésive du matériau, rapporté comme étant la cause majeure d'échec en restauration d'usage.¹⁷

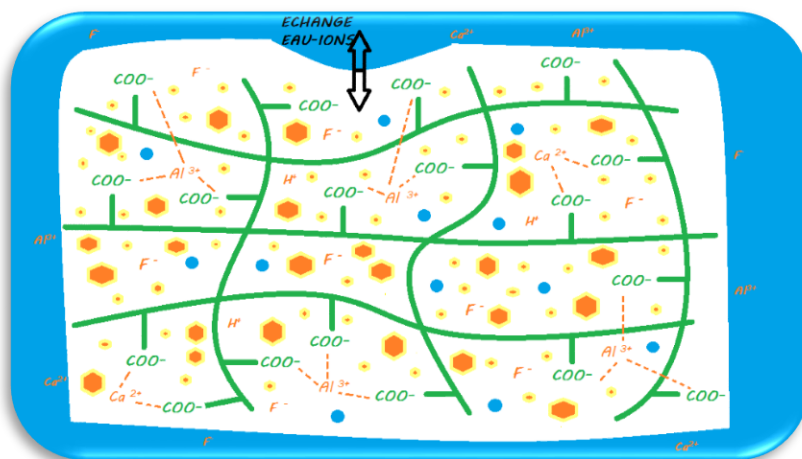
2.2.2.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Les mécanismes de relargage et de recharge des CVI-HV sont similaires à ceux déjà décrits pour les CVI conventionnels, avec notamment un pic de relargage lors de la mise en place. Cependant, les CVI-HV semblent relarguer moins de fluor que leurs précurseurs : les CVI conventionnels et à un niveau tout de même supérieur à celui des CVI-MAR.¹⁸

Cette libération d'ions a été montrée dans de nombreuses études in vitro comme induisant une reminéralisation des tissus dentaires durs sous-jacents¹⁹. Un schéma de la réaction est présenté en **figure 6**.

Les CVI-HV peuvent donc être considérés comme des matériaux de restauration bioactifs.

Figure 6 : Schéma du relargage ionique engendré par un CVI-HV une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

¹⁷ Hesse et al., « Bilayer technique and nano-filled coating increase success of approximal ART restorations : a randomized clinical trial » ; Van Gemert-Schriks et al., « Three-year survival of single- and two-surface ART restorations in a high-carries child population » ; Xie et al., « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ».

¹⁸ Kumari et al., « Factors influencing fluoride release in atraumatic restorative treatment (ART) materials : a review » ; Nigam et al., « Estimation of fluoride release from various dental materials in different media : an in vitro study ».

¹⁹ Watson et al., « Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry : biophotonics-based interfacial analyses in health and disease ».

Ces matériaux voient leurs indications en restauration d'usage grandement augmenter par rapport aux CVI conventionnels. Ainsi, ils peuvent être utilisés avec succès en **restauration d'usage** pour les restaurations occlusales **de classe I et de classe II limitées chez l'adulte**²⁰, pour les **restaurations cervicales d'usage chez l'enfant**, ou en tant que base intermédiaire dans la **technique sandwich**.

2.2.3 Les CVI-MAR

2.2.3.1 Réaction chimique des CVI-MAR

Les CVI-MAR conservent la même réaction acido-basique que les CVI et leur associe une réaction de polymérisation radicalaire de monomères méthacrylate.²¹ **Des monomères sont ajoutés dans le liquide** (typiquement l'**HEMA**, i.e. 2-hydroxyéthyle méthacrylate), **ainsi que des photoinitiateurs : la camphoroquinone**.

L'ajout résineux a pour but de diminuer le temps de prise, de renforcer les propriétés mécaniques (sauf la résistance à l'usure) et de diminuer la sensibilité du matériau à la contamination précoce aqueuse ou salivaire par rapport aux CVI conventionnels.²² Il est cependant à noter que de rares formulations telles que le GC Fuji Automix LC (GC Corporation), non commercialisées en Europe présentent également des activateurs de chémo-polymérisation résineuse.

Quant aux charges, il s'agit de **FAS silanisées**. Ce traitement de silanisation des charges réactives a été très peu communiqué par les fabricants et permet théoriquement la liaison de ces particules de FAS à la matrice résineuse, accroissant encore la réticulation du réseau résineux, améliorant les propriétés mécaniques finales du matériau et modulant la solubilisation des charges réactives.²³

La stabilité de la silanisation des charges de FAS ainsi que son impact sur le relargage ionique, en parallèle de la réaction acido-basique, est cependant soumise à question et n'a pas été étudiée dans la littérature.

²⁰ Gurgan et al., « A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities ».

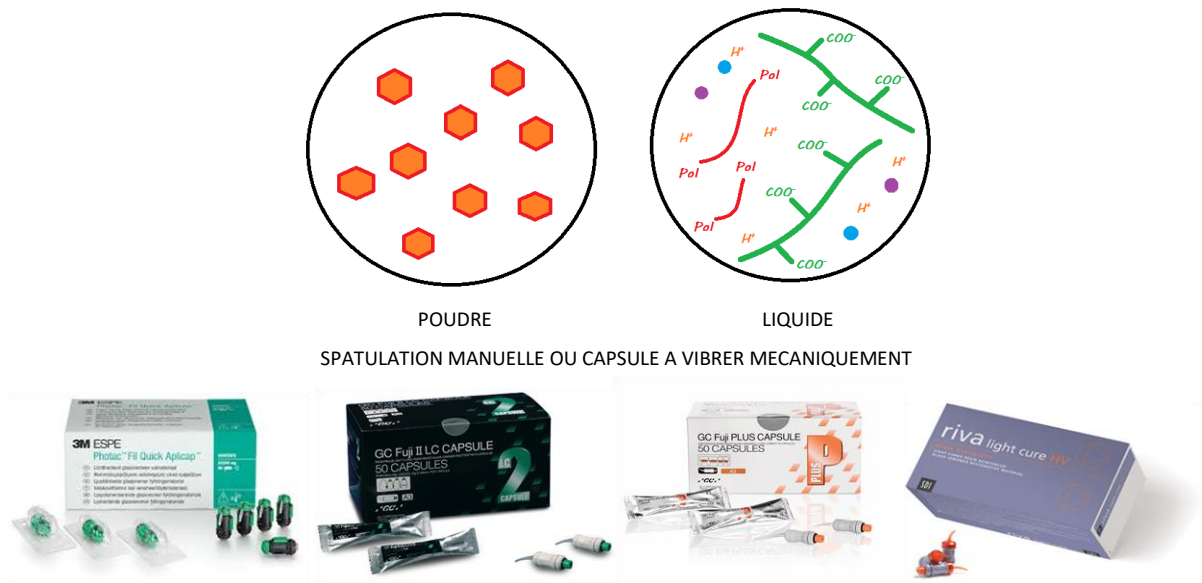
²¹ Moberg et al., « Physical property investigation of contemporary glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials ».

²² Kumari et al., « Factors influencing fluoride release in atraumatic restorative treatment (ART) materials : a review ».

²³ Itota et al., « Neutralizing effect by resin-based materials containing silane-coated glass fillers ».

Deux formes commerciales existent toujours pour ces matériaux : le mélange poudre-liquide manuel ou la capsule pré-dosée à vibrer mécaniquement. Un schéma de leur composition est présenté en **figure 7**.

Figure 7 : Schéma d'un CVI-MAR dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Lors du mélange poudre-liquide, deux réactions se produisent : une réaction acido-basique de façon similaire à un CVI conventionnel, une réaction de polymérisation déclenchée par activation lumineuse : la prise de ce matériau peut ainsi être qualifiée de « prise duale ».

Il convient cependant de noter que ces matériaux ont une polymérisation résineuse radicalaire uniquement activée par l'énergie lumineuse : par conséquent, afin d'assurer une vraie prise « duale » sur toute leur épaisseur, ils doivent être stratifiés par couches de 2 mm.

Ainsi, **ils ne permettent pas une vraie obturation en masse (ou bulk-fill en anglais)** du fait de l'absence de chémo-initiateurs de la polymérisation résineuse.

De plus, même si ces deux réactions cohabitent, elles entrent en compétition. Dès l'initiation de la polymérisation résineuse, la réaction acido-basique est limitée. ²⁴ La réaction de polymérisation

²⁴ Lagarde et al., « Structural and long-term mechanical properties from a resin-modified glass ionomer cement after various delays of light-activation » ; Roberts et Berzins, « Early reaction kinetics of contemporary glass-ionomer restorative materials ».

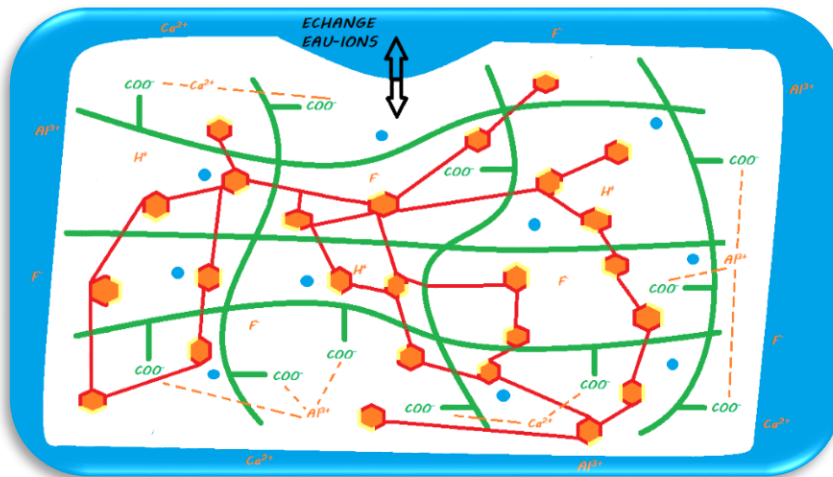
résineuse est aussi impactée par la réaction acide-base. Les monomères d’HEMA n’ayant pas réagi sont à l’origine, du fait de leur hydrophilie, d’une absorption d’eau plus importante que pour les CVI-HV. Ce phénomène augmente ainsi sa sensibilité à l’hydrolyse.

2.2.3.2 Relargage ionique dans l’environnement buccal et indications comme matériau de restauration d’usage

Les mécanismes de relargage et de recharge des CVIMAR dans l’environnement buccal sont similaires à ceux décrits pour les CVI conventionnels avec notamment un pic de relargage lors de leur mise en place. Cependant, les CVIMAR semblent relarguer moins de fluor que les CVI sans résine, que sont les CVI conventionnels et les CVI-HV²⁵. L’explication semble résider dans la matrice résineuse polymérisée qui limiterait les échanges ioniques avec le milieu extérieur. Cependant, cette libération d’ions a été démontrée dans de nombreuses études *in vitro* comme induisant une reminéralisation des tissus dentaires durs sous-jacents²⁶. Un schéma de la réaction est présenté en **figure 8**.

Ainsi, les CVIMAR conventionnels peuvent être considérés comme des matériaux de restauration bioactifs.

Figure 8 : Schéma du relargage ionique engendré par un CVI-MAR une fois mis au contact de l’environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

²⁵ Kumari et al., « Factors influencing fluoride release in atraumatic restorative treatment (ART) materials : a review » ; Nigam et al., « Estimation of fluoride release from various dental materials in different media : an *in vitro* study ».

²⁶ Exterkate, Damen, et ten Cate, « Effect of fluoride-releasing filling materials on underlying dentinal lesions in *in vitro* ».

Étant donné leurs limitations que nous venons de citer, et les avantages des CVI-HV, leurs indications sont de plus en plus limitées.²⁷ Ils peuvent cependant toujours être utilisés avec de bons taux de succès en tant que base intermédiaire dans la **technique sandwich**, et pour la **restauration de lésions cervicales de dents temporaires** dans certaines conditions ou lorsque que l'opérateur souhaite une prise commandée du matériau, ce que ne permettent pas les CVI conventionnels et CVI-HV.

2.2.4 Les cas particuliers du Vitremer et son évolution : le Ketac-Nano (ou Ketac N100)

2.2.4.1 Réaction chimique du Vitremer et son évolution

Pour décrire la chimie de ces matériaux, nous disposons d'un grand nombre de publications internationales ayant étudié le comportement du Vitremer. Le Vitremer est apparu en 1991, soit un an après les premiers CVI-MAR : il a immédiatement été classé dans cette famille malgré ses particularités chimiques en raison d'un comportement très proche en termes de propriétés mécaniques et de relargage de fluorures.²⁸ Le Ketac Nano (également appelé Ketac N100) est une évolution du Vitremer apparue en 2007.

La matrice contenue dans le Vitremer est basée en premier lieu sur l'utilisation d'acides polyacryliques fonctionnalisés de haut poids moléculaire. Schématiquement, ce sont les mêmes acides polyacryliques que ceux rencontrés dans la matrice des CVI-HV et des CVI-MAR où certains groupements -COOH ont été substitués par des groupements méthacrylates avec une double liaison carbone-carbone permettant une réaction de polymérisation (appelé Vitrebond Co-Polymer) par le fabricant. Il contient également d'autres acides fréquemment retrouvés dans les CVI, des monomères d'HEMA identiques aux autres CVIMAR et bien entendu de l'eau pour activer la prise acido-basique. **Enfin, on trouve dans leur composition des agents de photopolymérisation et de chémozopolymérisation afin d'assurer une prise résineuse en profondeur entre les groupements méthacrylates des acides polyacryliques fonctionnalisés.** Il s'agit de la première grande évolution par rapport aux CVIMAR plus « classiques » : une « théorique » prise en masse diminuant ainsi le relargage de monomères d'HEMA en profondeur du matériau lorsque celui-ci est appliqué en masse, c'est-à-dire en incréments supérieurs à 2mm. Cependant, les études étudiant la profondeur de polymérisation du Vitremer, comparé à d'autres

²⁷ Sidhu, « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ».

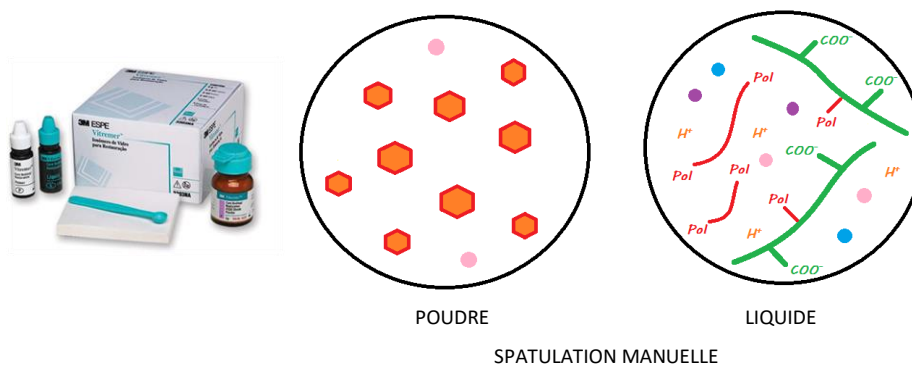
²⁸ Moreau et Xu, « Fluoride releasing restorative materials : effects of pH on mechanical properties and ion release ».

CVIMAR ne comportant pas d'activateur dual de polymérisation n'ont pas montré de différences flagrantes et conseillent d'utiliser ce matériau en technique de stratification.

Quant aux charges, il s'agit de **FAS silanisées**.

Cependant, malgré les innovations décrites précédemment, son comportement à court terme et à long terme reste similaire à celui des CVI-MAR ne bénéficiant pas de ces innovations, ou ne communiquant pas sur ces secrets de fabrication. Ce matériau se présente sous la forme d'un mélange poudre-liquide à spatuler manuellement. Un schéma de sa composition est présenté en **figure 9**.

Figure 9 : Schéma du Vitremer dans son milieu de stockage



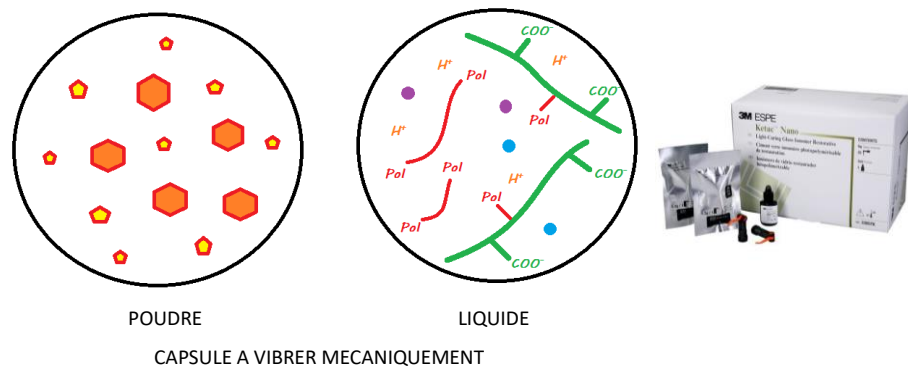
Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Le Ketac Nano, apparu en 2007 représente l'évolution chimique du Vitremer et se présente sous la forme d'une capsule auto-mélangeuse à usage unique. Il représente donc également une évolution en termes de manipulation. Il nécessite toujours l'application d'un primer sur la surface dentaire avant d'être inséré dans la cavité, comme c'était le cas pour le Vitremer, et perd les activateurs de chémo-polymérisation contenus dans le Vitremer : il doit donc être stratifié par couches de 2mm.

Sa grande particularité est de contenir dans sa composition des nanocharges et des nanoclusters silanisés. L'idée derrière cet ajout est d'améliorer ses propriétés mécaniques comme cela a été montré dans la littérature dans des CVIMAR expérimentaux.²⁹ Ce concept, comme cela sera montré ultérieurement est également repris pour l'Activa Bioactive Restorative™ et le Surefil one™. Un schéma de la composition du Ketac Nano est présenté en **figure 10**

²⁹ Tjandrawinata et al., « Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement ».

Figure 10 : Schéma du Ketac Nano dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Une fois le mélange activé, la réaction entre les groupements carboxyliques et les particules de FAS sont totalement similaires à celles déjà décrites pour les CVI-MAR. Sous l'attaque des acides carboxyliques du polyacide fonctionnalisé, un relargage ionique va être engendré par les particules de FAS silanisées et une couche de SiO_2 va se former partiellement à surface de la particule réactive. Les parties de la charge réactive restant silanisées permettant de la lier au réseau résineux.

Pour le Ketac Nano, une liaison supplémentaire entre la matrice résineuse et les nanocharges/nanoclusters silanisés peut être espérée afin d'améliorer ses propriétés mécaniques et optiques.

La cinétique de prise du Vitremer et du Ketac Nano est comparable à celle d'autres CVI-MAR. Une compétition entre les réactions résineuses et acido-basiques est soupçonnée pour les deux matériaux mais n'a pas encore été montrée.

2.2.4.2. Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

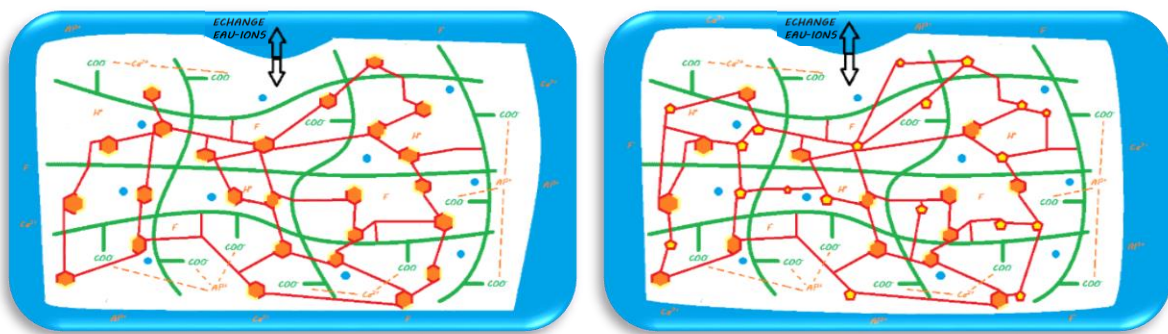
Le Vitremer et le Ketac Nano ont un profil de relargage de fluor proche de celui des CVI-MAR³⁰ et le pic de relargage lors de leur mise en place est conservé. Il a été démontré in vitro que cette libération d'ions induit une reminéralisation des tissus durs dentaires sous-jacents pour le Vitremer. Aucune

³⁰ Neelakantan et al., « Fluoride release from a new glass-ionomer cement ».

étude n'a porté sur le potentiel du Ketac Nano à induire une reminéralisation.³¹ Les schémas de leurs réactions sont présentés en **figure 11**.

Ainsi, le Vitremer peut être considéré comme un matériau de restauration bioactif, et même si le Ketac Nano est proche du Vitremer chimiquement, il y a un manque d'informations sur sa bioactivité potentielle.

Figure 11 : Schéma du relargage ionique engendré par le Vitremer (gauche) ou le Ketac Nano (droite) une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Les indications du Vitremer et du Ketac Nano sont identiques selon le fabricant et tout aussi limitées que celles des CVI-MAR. Ils peuvent être raisonnablement utilisés dans la **technique sandwich**, pour la **restauration des lésions cervicales**, des **dents temporaires** ou pour la **restauration des dents antérieures**. Alors que le Vitremer est un matériau avec un grand recul clinique, il y a peu d'études cliniques pour le Ketac Nano.

2.2.4.3 Mise au point sur la classification

À la suite de la compréhension de la chimie et des indications du Vitremer, il semble cohérent de le classer dans la catégorie des CVI-MAR. Il a déjà été longuement étudié en tant que tel dans la littérature et ses performances coïncident avec les autres produits de sa catégorie. De plus, sa chimie n'est pas fondamentalement différente des CVI-MAR étant donné qu'elle est basée sur des particules de FAS réactives et un acide polyacrylique, certes fonctionnalisé. La prise duale ne semble avoir qu'un effet marginal.

³¹ Opdam et al., « Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations ».

Le Ketac Nano est parfois classé dans les « nano-ionomères » en raison de la terminologie donnée par le fabricant et des nanoparticules et nano-clusters qu'il contient, par analogie aux composites nano-hybrides. En raison de sa chimie très proche de celle du Vitremer et du fait que la stratégie de rajouter des particules non-réactives silanisées ait déjà été proposée pour créer des CVI-MAR renforcés, il semble pertinent de proposer de le classer parmi la catégorie des CVI-MAR, d'autant plus que l'augmentation de ses indications cliniques est limitée et que peu d'études le classant parmi les nano-ionomères ont été publiées.

2.3 Les dérivés de composites relargant du fluor

2.3.1 Les compomères

2.3.1.1 Réaction chimique des compomères

Le terme « compomère » vient de la contraction de « composite » et de « ionomer ». Derrière ce terme générique, ils sont aussi nommés « résines composites modifiées par des polyacides ». ³² Après un très long débat sur la terminologie, le terme compomère est finalement également passé dans le langage scientifique.

Ces compomères se caractérisent par deux grandes différences avec les résines composites, une au niveau des monomères organiques et une au niveau des charges inorganiques.

La composante résineuse organique contenue dans le compomère est similaire à celle pouvant être contenue dans le composite avec une base autour du bis-GMA et d'autres monomères ajoutés pour en modifier les propriétés rhéologiques et de polymérisation (comme le TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate / TEGDMA et l'Urethane DiMethAcrylate / UDMA).

L'extrême majorité de ces formulations étant photopolymérisables, on retrouve également des photoinitiateurs tels que la camphorquinone. De plus, et c'est là la première grande caractéristique des compomères, **une petite proportion de monomères fonctionnels avec des groupements acides carboxyliques (-COOH) est ajoutée dans sa composition chimique.** C'est cet ajout qui leur a valu leur appellation de « résines composites modifiées par des polyacides ». Comme ce matériau ne contient aucune trace d'eau dans sa composition, ce groupement acide est déshydraté sous la forme -COOH et,

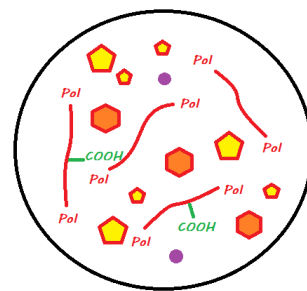
³² McLean, Nicholson, et Wilson, « Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials ».

une fois le matériau polymérisé, il est parfaitement incorporé dans la matrice résineuse. Malgré cet apport d'acide déshydraté, le matériau final obtenu est grandement hydrophobe.

La seconde particularité des compomères, au niveau de sa composante minérale inorganique, est la présence, en plus des charges non-réactives silanisées de quartz ou de silice qui constitue la majeure partie de la matrice, **de particules réactives de FAS silanisées** afin de pouvoir se lier à la matrice résineuse, améliorer les propriétés mécaniques et pouvoir libérer, dans certaines conditions, des ions fluorures

Ces matériaux se présentent sous la forme de compules à usage unique ou de tubes réutilisables. Un schéma de leur composition est présenté en **figure 12**.

Figure 12 : Schéma d'un compomère dans son milieu de stockage



COMPULE / TUBE



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

La réaction de prise de ces matériaux est initiée par photopolymérisation : l'énergie ainsi apportée entraîne l'activation des photoinitiateurs et la polymérisation radicalaire qui en découle de façon similaire à un composite de restauration. Il y a alors formation d'un véritable réseau résineux et des liaisons covalentes qui viennent s'établir avec les particules de FAS silanisées et les particules non réactives silanisées.

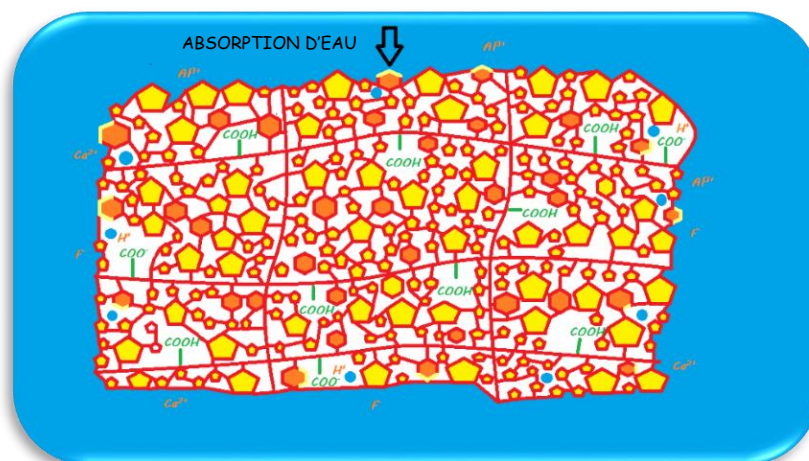
Ce matériau présente des propriétés mécaniques initiales sensiblement comparables à celles des composites mais voit ses performances diminuer dans le temps sensiblement par hydrolyse et solubilisation des charges. La stabilité de la silanisation des particules de FAS, en parallèle de la réaction acido-basique des particules de FAS est comme pour le Vitremer et le Ketac Nano soumise à questions en cas d'hydrolyse et n'a pas été étudiée.

2.3.1.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Le compomère ne comportant pas d'eau dans sa composition voit son relargage ionique uniquement basé sur l'absorption d'eau qui se produit une fois celui-ci mis en contact avec l'environnement buccal. Par rapport à un composite, cette absorption d'eau est facilitée par les particules de FAS silanisées qui l'augmentent par rapport à des particules non réactives silanisées.

Cette absorption d'eau se fait à partir de la périphérie du matériau et entraîne, lorsqu'elle arrive en contact avec un acide déshydraté, son activation sous sa forme ($\text{COO}^- + \text{H}^+$) : le proton ainsi libéré sera susceptible d'attaquer la surface des particules de FAS, et engendrer une libération ionique, notamment de fluor.³³ Un schéma de la réaction est présenté en **figure 13**.

Figure 13 : Schéma du relargage ionique engendré par un compomère une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Leur relargage ionique est montré comme étant très faible et bien inférieur à celui des CVI conventionnels, des CVI-HV et des CVI-MAR. De plus, le pic initial de relargage de fluor, comme observé pour les CVI conventionnels, les CVI-HV et les CVI-MAR, n'est plus observé pour les compomères, qui sont tout de même capable de se recharger en fluor. Les compomères semblent avoir un relargage ionique proche de celui des giomers. Il n'a pas été démontré in vitro que cette petite libération ionique induisait une reminéralisation des tissus durs dentaires sous-jacents.³⁴

³³ Ruse, « What is a "compomer" ? »

³⁴ Mass, Hassan, et Zilberman, « Long-term in-vivo effect of various restorative materials on enamel and dentin of primary molars ».

De plus, les compomères nécessitent un adhésif pour être collés sur la structure de la dent, ce qui pourrait empêcher la diffusion d'ions pour induire la reminéralisation.

Les compomères ne peuvent donc pas être considérés comme des matériaux de restauration bioactifs.

Bien qu'ils semblent avoir un taux de succès au long cours inférieur à celui des résines composites dans certaines études³⁵, les compomères peuvent être raisonnablement utilisés au long cours pour des **restaurations cervicales**, en **restaurations antérieures**, en **base intermédiaire** sous des restaurations composites postérieures chez l'adulte ou pour des **restaurations en odontologie pédiatrique**.

2.3.2 Les giomers

2.3.2.1 Réaction chimique des giomers

Le terme « giomer » vient de la contraction en anglais de « glass ionomer cement » et de « composite resin ». Il est très largement accepté dans la littérature pour décrire cette famille de matériaux. Contrairement au compomère qui incorporait des groupements résineux modifiés lyophilisés et des particules réactives inactivées initialement, **le giomer lui, utilise des particules réactives pré-activées déshydratées et silanisées.**³⁶ Cependant à la vue de la chimie décrite ultérieurement, le terme de résine composite aurait très bien pu convenir.

La matrice résineuse contenue dans le giomer est similaire à celle pouvant être contenue dans le composite avec une base autour du bis-GMA et d'autres monomères ajoutés pour en modifier les propriétés rhéologiques et de polymérisation. Aucun groupement acide fonctionnel ou déshydraté n'est intégré dans la composition : le matériau est donc sans potentiel adhésif et nécessite l'emploi d'un adhésif avant son utilisation. La prise se fait par photopolymérisation et les photoinitiateurs retrouvés sont similaire à ceux contenus dans les résines composites.

La grande particularité du giomer est d'intégrer dans le matériau final, en plus des charges de verre non-réactives silanisées du composite, des particules réactives de FAS déjà activées (c'est-à-dire

³⁵ Heintze et Rousson, « Clinical effectiveness of direct class II restorations : a meta-analysis ».

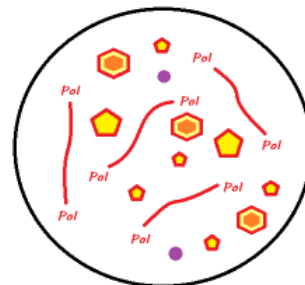
³⁶ Tay et al., « The glass-ionomer phase in resin-based restorative materials » ; Colceriu Burtea et al., « New pre-reacted glass containing dental composites (giomers) with improved fluoride release and biocompatibility ».

recouvertes d'un gel de SiO₂), similaires à celles contenues dans le CVI-HV après sa réaction de prise. Pour se faire, avant leur incorporation dans le matériau contenant déjà les monomères organiques et des charges de verre non-réactives silanisées, les particules de FAS sont pré-attaquées à l'acide polyacrylique afin de les recouvrir d'un gel silicique puis déshydratées par « freeze-drying » et fonctionnalisées par silanisation afin de permettre leur copolymérisation avec les monomères résineux mais également les rendre aptes à un relargage ionique au contact de l'eau lors de son absorption dans le matériau.

Les charges obtenues à la fin de ce traitement **sont appelées PRG** (pour Pre-Reactive Glass Ionomer Particules) : selon le volume d'activation obtenu de la particule de FAS à la fin du traitement, on distingue les particules de S-PRG (uniquement la surface de la charge est activée par le traitement chimique) et les particules de F-PRG (la charge entière ou presque a été activée par le traitement chimique). Pour les giomers de restauration, c'est la technologie S-PRG qui est utilisée pour traiter les charges réactives.

Ces matériaux, commercialisés par la société Shofu se retrouvent sous la forme de compules à usage uniques ou de tubes réutilisables. Un schéma de leur composition est présenté en **figure 14**.

Figure 14 : Schéma d'un giomer dans son milieu de stockage



COMPULE / TUBE



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

La réaction de prise du giomer se déroule par photopolymérisation de façon similaire à celle d'un composite ou d'un compomère avec la création d'un véritable réseau résineux et l'établissement de liaisons covalentes avec les particules réactives silanisées de S-PRG et non réactives silanisées.

Les études sur les propriétés initiales des giomers semblent leur montrer des propriétés mécaniques initiales au moins comparables à celles obtenues avec une résine composite.

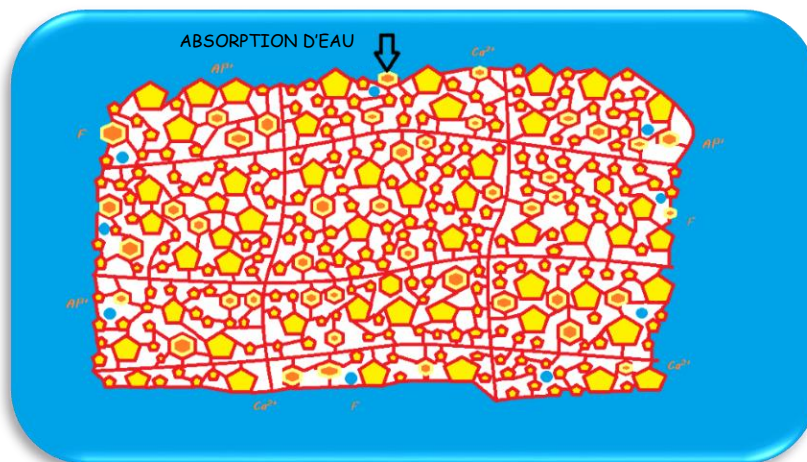
2.3.2.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Comme pour le compomère, le relargage ionique de ce matériau est basé sur l'absorption d'eau qui se produit une fois celui-ci mis en contact avec l'environnement buccal³⁷.

Cette absorption d'eau se fait à partir de la périphérie du matériau et entraîne, lorsqu'elle arrive en contact d'une particule de S-PRG, un relargage ionique.

Il faut imaginer cette particule de S-PRG comme plus réactive qu'une particule de FAS classique : **il n'y a donc pas besoin d'acide pour entraîner l'activation de la particule réactive** comme pour le cas d'un compomère. Un schéma de la réaction est présenté en **figure 15**.

Figure 15 : Schéma du relargage ionique engendré par un giomer une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Leur relargage ionique est toutefois montré comme très faible et bien inférieur à celui des CVI-HV et des CVIMAR. Il est comparable à celui des compomères et comme pour ce dernier, aucun pic de relargage de fluor n'est observable lors de sa mise en place. Cependant, il est capable de se recharger en ions fluor. La capacité de cette petite libération d'ions à induire une reminéralisation des tissus durs

³⁷ Gonulol, Ozer, et Sen Tunc, « Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives » ; McCabe et Rusby, « Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials ».

dentaires sous-jacents n'a pas été étudiée. Cependant, comme pour les compomères, les giomers nécessitent un adhésif à coller sur la structure de la dent, ce qui pourrait entraver la diffusion d'ions pour induire une reminéralisation.

À partir de cette base, les giomers ne peuvent pas être considérés comme des matériaux bioactifs.

Bien qu'ils semblent avoir un taux de succès au long cours inférieur à celui des résines composites dans certaines études, les giomers peuvent être raisonnablement utilisés au long cours pour des **restaurations cervicales**, en **restaurations occlusales chez l'adulte** ou pour des **restaurations en odontologie pédiatrique**. Des réserves sont émises par certains auteurs sur leur rendu esthétique au long cours.

2.4 Les nouveaux « composites bioactifs »

Les noms et compositions de ces nouveaux « composites bioactifs » sont donnés dans le **tableau 1**. Ils sont tous apparus récemment et ont par conséquent été peu ou pas étudiés dans la littérature scientifique.

Tableau 1 : Composition des nouveaux « composites bioactifs »

Nom des matériaux	Composition
Activa BioActive Restorative™ (Pulpdent-Corporation)	<u>Poudre</u> : verre et calcium bioactifs silanés, silice silanée, fluorure de sodium. <u>Liquide</u> : diuréthane modifié par l'insertion de polybutadiène hydrogéné et autres monomères méthacrylate, acide polyacrylique modifié, eau.
Cention® N (Ivoclar-Vivadent)	<u>Poudre</u> : Verre de barium aluminium silicate, trifluorure d'ytterbium, particules pré-polymérisées, verre de calcium barium aluminium fluorosilicate, verre de calcium fluoro silicate. <u>Liquide</u> : uréthane diméthacrylate, tricyclodécane-diméthanol diméthacrylate, tétraméthyl-xylylène diuréthane diméthacrylate, polyéthylène glycol 400 diméthacrylate, ivocerin, hydroxypéroxyde.
Surefil one™ (Dentsply-Sirona)	<u>Poudre</u> : verre d'aluminium-phosphor-strontium-sodium-fluoro-silicate silané, dioxyde de silicone dispersé, fluorure d'ytterbium, pigments. <u>Liquide</u> : acide acrylique, acide polycarboxylique, acrylate bifonctionnel, initiateur de chémo-polymérisation, camphorquinone, stabilisateur.

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

2.4.1 L'Activa Bioactive Restorative™

2.4.1.1 Réaction chimique de l'Activa Bioactive Restorative™

Pour décrire la chimie de ce matériau apparu en 2013, nous disposons de quelques sources « indépendantes » composées de publications scientifiques et de quelques informations issues du brevet de ce produit.³⁸ L'Activa BioActive Restorative™ est appelé par son fabricant et certains auteurs comme un « composite bioactif » alors qu'il est considéré par d'autres comme un CVI-MAR.

La matrice contenue dans l'Activa Bioactive Restorative™ est basée en premier lieu sur l'utilisation d'**acides polyacryliques de haut poids moléculaire similaires à ceux employés dans les CVI-HV et CVI-MAR**. Vu que ce matériau est indiqué comme ayant des propriétés auto-adhésives et afin que les extrémités carboxyliques soient activées pour assurer la déminéralisation, une certaine proportion d'eau est incorporée dans la matrice. Ces polyacides ne sont pas modifiés avec des groupements polymérisables méthacrylates comme cela était le cas pour le Vitremer ou le Ketac Nano.

En second lieu, **une matrice résineuse hydrophile brevetée (appelée résine Embrace™), composée majoritairement d'uréthane diméthacrylate et de monomères de phosphate diméthacrylate formera après polymérisation la matrice résineuse**. Pour activer la réaction de photopolymérisation, le matériau comporte des **photoinitiateurs** et des **chémo-initiateurs**.

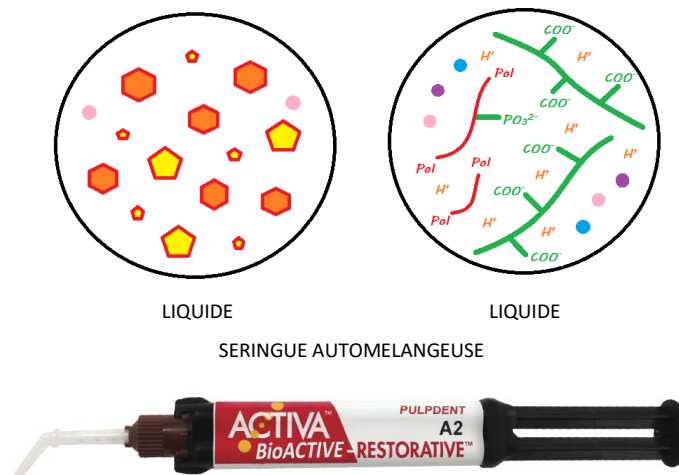
Étant donné la présence d'eau dans la composition du matériau, le phosphate diméthacrylate ionisé pourra établir des liaisons ioniques avec les ions positifs libérés par le matériau.

Quant aux charges, il s'agit d'une part de **particules de FAS silanisées** et de **particules non réactives silanisées** qui vont pouvoir se lier avec la matrice résineuse et qui auront un rôle à jouer dans la résistance à l'usure et l'esthétique du matériau.

Ce matériau se présente sous la forme d'une seringue automélangeuse. Un schéma de sa composition est présenté en **figure 16**.

³⁸ Stannard et Berk, Polymerizable composite material.

Figure 16 : Schéma de l'Activa BioActive Restorative™ dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Une fois le mélange réalisé, une attaque de la particule de FAS silanisée par l'acide polyacrylique et les monomères de phosphates diméthacrylate va avoir lieu, et un relargage ionique, largement décrit pour les matériaux précédents, va se faire. Parallèlement à la réaction acido-basique, la réaction de polymérisation résineuse est activée dès le mélange par les activateurs de chimopolymérisation. Elle est complétée par la réaction de photopolymérisation. Les particules de FAS silanisées sont théoriquement capables de se lier grâce à ce traitement à la matrice résineuse tout comme les particules non réactives silanisées.

Les ions libérés par la réaction acido-basique vont soit être échangés avec l'environnement extérieur, soit servir à créer des liaisons ioniques entre les acides polyacryliques, mais également **pour les cas d'ions trivalents comme l'aluminium venir se lier d'une part à un acide polyacrylique et d'autre part à au phosphate diméthacrylate afin de venir réticuler les réseaux résineux et ioniques.**

Les mêmes mécanismes que ceux décrits pour les CVI-MAR de compétition entre les réactions acido-basiques et de polymérisation résineuse peuvent être suspecté dans ce matériau.

Concernant l'évaluation initiale de ses propriétés mécaniques, son usure *in vitro* a été montrée comme comparable à celle d'un composite hybride et inférieure à celle des CVI-MAR et CVI-HV.³⁹ Ses propriétés mécaniques initiales en flexion, sont supérieures à celles des CVI-MAR et des CVI-HV.

³⁹ Bansal, Burgess, et Lawson, « Wear of an enhanced resin-modified glass-ionomer restorative material » ; Garoushi, Vallittu, et Lassila, « Characterization of fluoride releasing restorative dental materials ».

Les résultats face aux composites et à leur dérivés (compomères, giomers) sont contradictoires mais semblent proches.

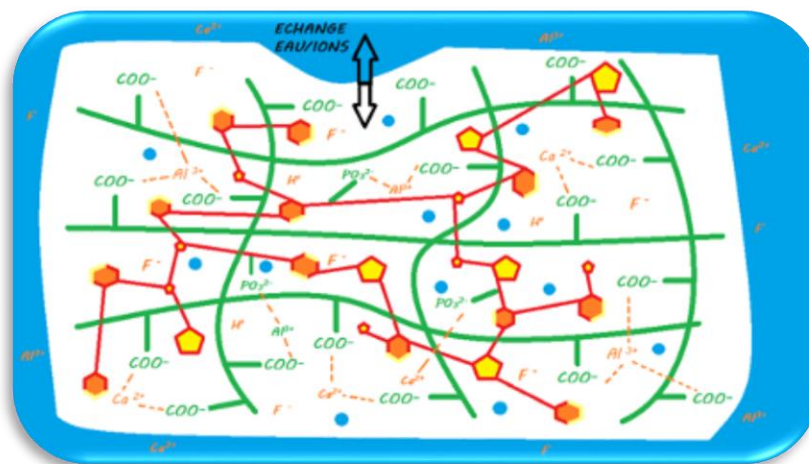
2.4.1.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Son relargage de fluor semble être inférieur à celui observé pour un CVIMAR ou un CVI-HV. Il semble se rapprocher de celui observé pour un compomère ou un giomer tant quantitativement que qualitativement avec aucun pic initial de relargage observable mais une capacité à se recharger en fluor. En plus du relargage de calcium, d'aluminium et de fluor, un relargage de phosphate est également annoncé par le fabricant. Il n'a pas été démontré que cette libération d'ions in vitro induisait une reminéralisation des tissus durs dentaires sous-jacents⁴⁰.

Ainsi, Activa BioActive Restorative™ ne peut pas être classé comme un matériau bioactif pour le moment.

Un schéma de la réaction est présenté en **figure 17**.

Figure 17 : Schéma du relargage ionique engendré par l'Activa Bioactive Restorative™ une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Étant donné sa sortie très récente, aucune étude clinique au long cours n'est disponible sur ce matériau. Deux études cliniques à court terme donnent à ce matériau un comportement très différent

⁴⁰ Tiskaya et al., « Characterization of the bioactivity of two commercial composites ».

pour des restaurations postérieures d'usage chez l'adulte : en l'absence d'adhésif (ancien protocole possible, non recommandé actuellement par le fabricant) les résultats obtenus à court terme avec l'Activa BioActive Restorative™ sont contradictoires.⁴¹ Le nouveau protocole proposé par le fabricant implique l'utilisation d'un système adhésif avant la mise en place d'Activa BioActive Restorative™.

L'étude *in vitro* que nous avons réalisé dans la partie 3 lui montre en effet un comportement adhésif sur la dentine très différent après application d'un système adhésif et pourrait expliquer les résultats contradictoires observés dans ces publications.

2.4.1.3 Mise au point sur la classification

Ce matériau se rapproche donc beaucoup des CVI-MAR en empruntant des similitudes au Vitremer (prise de la matrice résineuse duale), au Ketac Nano (présence de particules non réactives silanisées). Il présente aussi la particularité d'utiliser un monomère de phosphate diméthacrylate qui, une fois ionisé, sera théoriquement capable de venir réticuler par le biais des cations aluminium les réseaux résineux et acides.

Malgré ces innovations, il semble pertinent de le classer dans la catégorie des CVI-MAR, car un composite dentaire, et ses dérivés, ne comprennent pas d'eau dans leurs formulations initiales, et ne sont pas issus pour une part importante d'une réaction acide-base. Cependant, il faut reconnaître que ce matériau n'a plus grand-chose à voir avec les premières formulations de CVI-MAR, et qu'il semble être une formulation renforcée.

2.4.2 Le Cention® N

2.4.2.1 Réaction chimique du Cention® N

Pour décrire la chimie de ce matériau, nous disposons de quelques sources « indépendantes » ainsi que du brevet du produit.⁴² À noter que, contrairement aux deux autres, ce matériau n'est pas disponible en France, et est pour le moment uniquement commercialisé en Asie. Le fabricant le place

⁴¹ Van Dijken, Pallesen, et Benetti, « A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity » ; Bhadra et al., « A 1-year comparative evaluation of clinical performance of nanohybrid composite with Activa™ Bioactive composite in class II carious lesion : a randomized control study ».

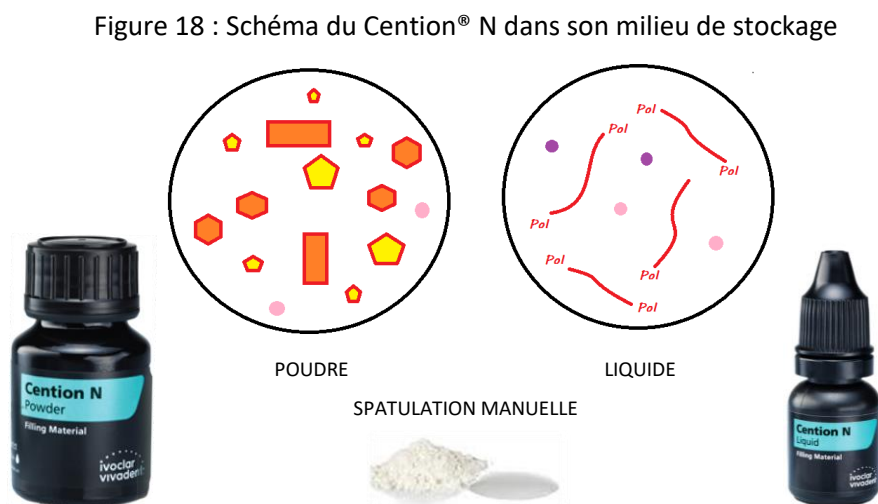
⁴² Burtcher, Eder, et Kammann, Self-adhesive multicomponent dental material.

dans une nouvelle famille, dérivée selon lui de la famille des composites : **les alkasites**. Ce nom est repris par les premières publications internationales sur ce produit.

La matrice contenue dans le Cention® N est basée sur **l'association de 4 monomères couramment retrouvés dans la composition des résines composites**. On note également que dans la composition de sa matrice, ce matériau ne comporte **aucun monomère acide, ni d'eau** : il est donc dépourvu, à priori de potentiel adhésif (d'ailleurs le fabricant l'indique avec un adhésif dans les cavités non rétentes). Il contient des **activateurs de photo et chémopolymérisation** et possède donc théoriquement **une vraie prise en masse (ou bulk-fill en anglais)**.

La grande particularité de ce matériau réside dans le choix des charges réactives utilisées. En effet, **en plus des charges silanisées non réactives, il présente des particules réactives silanisées de FAS** similaires à celles utilisées dans les CVI-MAR (calcium barium aluminium fluorosilicate glass) **et des particules silanisées annoncées hautement réactives et ressemblant fortement à des particules de FAS⁴³** (calcium fluoro silicate glass) **à l'origine du nom « alkasite »** donné par le fabricant.

Ce matériau se présente sous la forme d'un mélange poudre-liquide à spatuler manuellement. Un schéma de sa composition est présenté en **figure 18**.



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

La réaction de polymérisation radicalaire débute dès le mélange poudre-liquide grâce à la réaction de chémopolymérisation. La réaction de prise du Cention® N est également complétée par photopolymérisation. Elle se déroule de façon similaire à celle d'un composite, d'un giomer ou d'un

⁴³ Tiskaya et al., « Characterization of the bioactivity of two commercial composites ».

compomère avec la création d'un véritable réseau résineux et l'établissement de liaisons covalentes avec les particules réactives et non réactives silanisées.

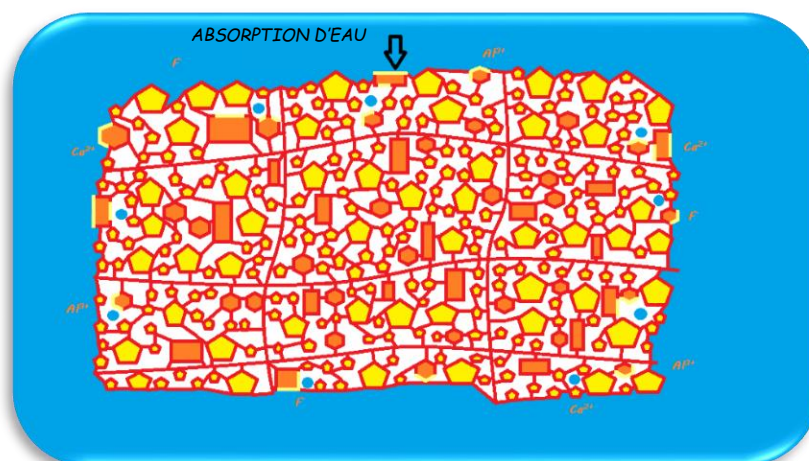
2.4.2.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

Une fois mis dans le milieu buccal, et tout particulièrement dans un milieu acide⁴⁴, le Cention® N va avoir un relargage ionique, et donc de fluor basé sur l'absorption d'eau tout comme le giomer ou le compomère. Son relargage ionique a été montré comme supérieur à celui prodigué par l'Activa Bioactive Restorative™. ⁴⁵ Une étude *in vitro* a montré que le Cention® N était capable d'induire une reminéralisation des tissus dentaires durs sous-jacents lorsqu'il était utilisé sans application d'un adhésif dentaire.

Ce matériau pourrait donc être considéré comme bioactif et serait donc le premier dérivé de la résine composite dont la bioactivité est prouvée. ⁴⁶ Cependant, aucune étude clinique, au long court ou même à court terme, n'a encore testé ses performances à ce jour en raison de sa relative jeunesse sur le marché.

Un schéma de sa réaction est présenté en **figure 19**.

Figure 19 : Schéma du relargage ionique engendré par le Cention® N une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

⁴⁴ Tiskaya et al.

⁴⁵ Tiskaya et al.

⁴⁶ Tiskaya et al.

2.4.2.3 Mise au point sur la classification

Ce matériau, de par sa composition, se rapproche donc grandement d'une résine composite comme le compomère et le giomer. Il se rapproche d'autant plus de ce dernier que chacun de ces matériaux reposent sur des charges réactives ne nécessitant pas d'acides pour leur activation (particule de S-PRG pour le giomer et calcium fluoro silicate pour le Cention® N). Il devrait donc théoriquement être classé parmi les composites afin de ne pas multiplier les dénominations dans la littérature **et serait ainsi le premier composite bioactif mis sur le marché.**

2.4.3 Le Surefil one™

2.4.3.1 Réaction chimique du Surefil one™

Pour décrire la chimie de ce matériau, la seule source « indépendante » dont nous disposons actuellement est son brevet.⁴⁷ À ce jour, aucune étude ne semble en effet avoir été publiée. Le fabricant classe ce matériau dans la famille des « composites hybrides autoadhésifs ».

La matrice contenue dans le Surefil one™ est basée en premier lieu sur l'utilisation d'**acides polyacryliques de haut poids moléculaire fonctionnalisés avec des groupements polymérisables** (appelé **MOPOS** par le fabricant). Schématiquement, cet acide polyacrylique ressemble au Vitrebond, copolymère rencontré dans le Vitremer et le Ketac Nano.

Vu que ce matériau est indiqué comme auto-adhésif et afin que les extrémités carboxyliques soient activées pour assurer la déminéralisation des tissus dentaires, **une certaine proportion d'eau est incorporée dans la matrice.**

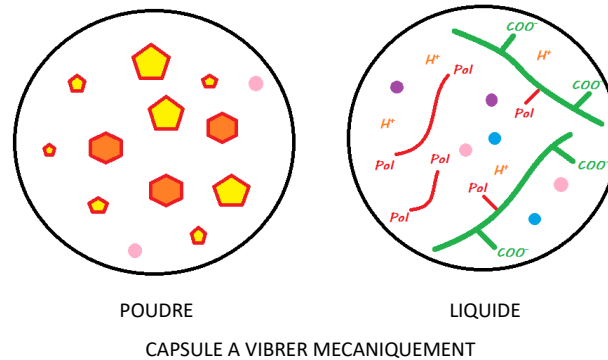
En plus de ces groupements réactifs, **des monomères à deux extrémités photopolymérisables** (appelés **BADEP** par le fabricant) sont ajoutés afin de venir jouer un rôle de cross-linker entre les chaînes d'acide polyacryliques fonctionnalisées. Enfin, on trouve dans la composition des **agents de photopolymérisation et de chémozopolymérisation.**

Quant aux charges, il s'agit de **particules de FAS silanisées** et de **particules non réactives silanisées** (sub- et supra-microniques) qui vont pouvoir se lier avec la matrice résineuse et qui auront un rôle à jouer dans la résistance à l'usure et l'esthétique du matériau. Ce matériau n'est donc pas sans rappeler le Ketac Nano, avec une prise duale et une distribution différente de la taille des charges.

⁴⁷ Renn et al., Aqueous dental glass ionomer composition.

Ce matériau se présente sous la forme d'une capsule à usage unique à faire vibrer. Un schéma de sa composition est présenté en **figure 20**.

Figure 20 : Schéma du Surefil one™ dans son milieu de stockage



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Une fois le mélange réalisé, les mêmes mécanismes que ceux décrits pour le Ketac Nano se produisent avec une attaque de la particule de FAS silanisée par l'acide polyacrylique fonctionnalisé et le relargage ionique qui en découle. Ces ions libérés vont soit être échangés avec l'environnement extérieur, soit servir à créer des liaisons ioniques entre les polyacides fonctionnalisés.

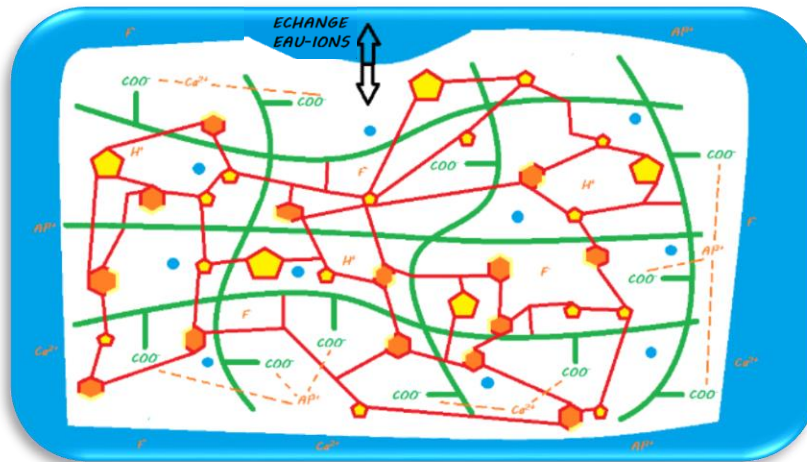
Parallèlement à la réaction acido-basique, la réaction de polymérisation résineuse est activée dès le mélange par les activateurs de chémo-polymérisation. Elle est complétée par la réaction de photopolymérisation. Les mêmes mécanismes que ceux décrits pour les CVI-MAR de compétition entre les réactions acido-basiques et de polymérisation résineuse peut être suspecté dans ce matériau.

2.4.3.2 Relargage ionique dans l'environnement buccal et indications comme matériau de restauration d'usage

La très grande particularité du Surefil one™ est d'être indiqué par le fabricant pour tous types de restaurations d'usage. Des études *in vitro* et cliniques seront nécessaires pour évaluer la pertinence de ces indications. Ce matériau constitué en partie d'eau va théoriquement créer des échanges aqueux et ioniques avec l'environnement buccal. Cela sera notamment à l'origine d'un relargage d'ions fluor, aluminium et calcium (et probablement d'autres particules à la vue des charges réactives). Un schéma de la réaction est présenté **figure 21**.

À ce jour, il n'y a aucune étude clinique au long cours qui permet de statuer quant à la performance de ces matériaux.

Figure 21 : Schéma du relargage ionique engendré par le Surefil one™ une fois mis au contact de l'environnement buccal



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

2.4.3.3 Mise au point sur la classification

Ce matériau, hormis au niveau de la distribution des charges non réactives silanisées se rapproche donc énormément chimiquement du Ketac Nano. De plus, comme l'Activa BioActive Restorative™ et le Ketac Nano, ce matériau contient de l'eau et voit une partie non négligeable de sa prise reposer sur une réaction acide-base. De ce fait, il représente lui également une nouvelle évolution des CVI-MAR. Par ailleurs, dans le brevet, le fabricant reconnaît lui-même que le matériau est bien apparenté à la famille des ciment verre-ionomères.⁴⁸

Le Surefil-one™ serait donc à classer dans la catégorie des CVI-MAR. Il semble tout de même, comme l'Activa BioActive Restorative™, posséder des indications très éloignées de leurs premières formulations.

⁴⁸ Renn et al.

3 : Propriétés mécaniques et adhésives de ces nouveaux matériaux libérant du fluor

3.1 Introduction de l'étude

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, des **nouveaux matériaux hybrides résineux et auto-adhésifs à libération de fluor** ont été récemment proposés sur le marché.

Ils présentent, comme nous l'avons décrit, une composition différente des matériaux que nous connaissons déjà. À ce jour, peu ou pas d'informations sont disponibles sur les propriétés mécaniques et sur les capacités de liaisons à la dentine de ces matériaux.

Il nous a donc paru intéressant de mener une étude à ce sujet, dans le but d'investiguer sur les propriétés mécaniques de trois de ces nouveaux « matériaux hybrides auto-adhésifs », dans leur mode auto-polymérisé (chémo-polymérisé) et dans leur mode photo-polymérisé, ainsi que leur résistance au cisaillement, et l'interface avec la dentine, avec et sans utilisation d'un système adhésif.

3.2 Matériels et méthodes

3.2.1 Matériels utilisés et procédures expérimentales

Trois nouveaux matériaux bioactifs :

- le **Surefil one™** (Dentply-Sirona, Konstanz, Allemagne),
- le **Cention® N** (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein),
- et l'**Activa BioActive Restorative™** (Pulpdent Corporation, Watertown, MA, États-Unis),

ont été testés sur leur résistance à la flexion (*flexural strenght*) (**FS**), leur module d'élasticité (**E**), leur dureté Vickers (*hardness Vickers*) (**HV**), et leur force d'adhésion à la dentine, et ont été comparés à un CVI-HV récent :

- l'**EQUIA Forte® HT** (GC Corporation, Japon).

Les matériaux, fabricants, numéros de lots et compositions sont présentés dans le **tableau 2**.

Tableau 2 : Abréviations, teintes, fabricants, numéros de lot et composition des matériaux utilisés

Matériaux		Abré- viation	Teinte	Fabricant	Numéro de lot	Composition / Caractéristiques
Nouveau matériaux résineux relarguant du fluor	Surefil one™	SO	A3	Dentsply-Sirona, Konstanz, Allemagne	1907000695	<u>Poudre</u> : verre d'aluminium- phosphore-strontium-sodium- fluoro-silicate silané, dioxyde de silicone dispersé, fluorure d'ytterbium, pigments. <u>Liquide</u> : acide acrylique, acide polycarboxylique, acrylate bifonctionnel, initiateur d'auto- polymérisation, camphoroquinone, stabilisateur.
	Cention® N	CN	U	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	X54163 X44732 Y15861	<u>Poudre</u> : verre de barium- aluminium-silicate, trifluorure d'ytterbium, verre de calcium- barium-aluminium-fluorosilicate, verre de calcium-fluoro-silicate. <u>Liquide</u> : uréthane diméthacrylate, tricyclodécane-diméthanol diméthacrylate, tétraméthyl- xylène diuréthane diméthacrylate, polyéthylène glycol 400 diméthacrylate, ivocérine, hydroxypéroxyde.
	Activa Bioactive Restorative™	AB	A3	Pulpdent, Watertown, MA, États-Unis	190307	<u>Poudre</u> : verre bioactif et calcium silanés, silice silanée, fluorure de sodium. <u>Liquide</u> : Diuréthane modifié par insertion de polybutadiène hydrogéné et autres monomères de méthacrylate, acide polyacrylique modifié.
Matériau non résineux de référence relargant du fluor (CVI-HV)	EQUIA Forte® HT Fil	EF	A3	GC Corporation, Tokyo, Japon	192051 190710	<u>Poudre</u> : verre de fluoroaminosilicate, acide polyacrylique, oxyde de fer. <u>Liquide</u> : acide carboxylique polybasique, eau.
Système adhésif dentaire	Scotchbond Universal™	SBU		3M ESPE, St Paul, MN, États-Unis	5271401	HEMA, Bis-GMA, décaméthylène diméthacrylate, éthanol, silice silanée, eau, MDP, copolymère d'acide acrylique et d'acide itaconique, diméthylaminothyl méthacrylate, camphoroquinone, diméthylaminobenzoate, 2,6-di- tert-butyl-p-crésol, photoinitiateurs.
Produit de mordançage	Scotchbond Universal Etchant™	SE		3M ESPE, St Paul, MN, États-Unis	4651322	Acide orthophosphorique (37%), eau, silice synthétique amorphe, polyéthylène glycol, oxyde d'aluminium
Produit de nettoyage cavitaire	Dentin Conditioner	DC		GC Corporation, Tokyo, Japon	1805111	Eau distillée, acide polyacrylique.

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

3.2.2 Tests de résistance en flexion, module d'élasticité et dureté Vickers

160 barres de 2 x 2 x 25 mm ont été fabriquées en utilisant un moule en silicone (EXA'lence, GC Corporation, Tokyo, Japon), selon huit groupes (n=20) :

- Surefil one™ en mode auto-polymérisation (*self-cure mode*) (**SO-SC**),
- Surefil one™ en mode photopolymérisation (*light-cure mode*) (**SO-LC**),
- Cention® N en mode auto-polymérisation (*self-cure mode*) (**CN-SC**),
- Cention® N en mode photopolymérisation (*light-cure mode*) (**CN-LC**),
- Activa BioActive Restorative™ en mode auto-polymérisation (*self-cure mode*) (**AB-SC**),
- Activa BioActive Restorative™ en mode photo-polymérisation (*light-cure mode*) (**AB-LC**),
- EQUIA Forte® HT Fil en mode auto-polymérisation (*self-cure mode*) (**EF**)
- EQUIA Forte® HT Fil en mode auto-polymérisation (*self-cure mode*) suivi d'une application du matériau de recouvrement résineux appelé « coat » (**EF-C**).

La polymérisation a été faite avec une lampe à polymériser à ondes multiples avec un débit minimum de 950 mW/cm² (Valo Grand Cordless, Ultradent Products, South Jordan, UT, États-Unis).

Les abréviations, les groupes, les protocoles d'auto- et de photo-polymérisation sont présentés dans le **tableau 3**. Les barreaux de matériaux ont ensuite été placés dans l'eau pendant 2 semaines à 37°C avant que les tests mécaniques soient effectués.

Pour chaque groupe, les échantillons ont été testés sur leur résistance à la flexion et sur leur module de Young avec un test de flexion trois point (écart entre les deux appuis = 20mm) à une vitesse de traverse de 0,5 mm/min avec une machine universelle de test (Shimadzu AGS-X, Kyoto, Japon).

Chaque élément fragmenté a ensuite été utilisé pour un essai de micro-dureté de surface en utilisant la micro-indentation de Vickers (MH-3, Metkon, Bursa, Turquie).

Tableau 3 : Abréviations, protocole de préparation et de polymérisation pour chaque groupe testé mécaniquement

Matériau et mode de polymérisation utilisé	Protocole de collage
<p>Surefil one™, auto-polymérisé (self-cure) (SO-SC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, une capsule de SO a été mélangée mécaniquement (Silver Mix 90 Mixer, GC Corporation, Tokyo, Japon) pendant 10 secondes conformément aux prescriptions du fabricant, puis injecté en excès à l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. Après 10 minutes à température ambiante, le barreau échantillon a été démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>Surefil one™, photo-polymérisé (light-cure) (SO-LC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, une capsule de SO a été mélangée mécaniquement (Silver Mix 90 Mixer, GC Corporation, Tokyo, Japon) pendant 10 secondes conformément aux prescriptions du fabricant, puis injecté en excès à l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. La face supérieure du barreau échantillon a été photopolymérisé pendant 60 secondes sur trois points, puis démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>Cention® N, auto-polymérisé (self-cure) (CN-SC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, le CN a été spatulé à la main conformément aux prescriptions du fabricant, puis inséré en excès l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. Après 10 minutes à température ambiante, le barreau échantillon a été démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>Cention® N, photo-polymérisé (light-cure) (CN-LC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, le CN a été spatulé à la main conformément aux prescriptions du fabricant, puis inséré en excès l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. La face supérieure du barreau échantillon a été photopolymérisé pendant 60 secondes sur trois points, puis démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>Activa Bioactive Restorative™, auto-polymérisé (self-cure) (AB-SC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, l'AB a été injecté en excès l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. Après 10 minutes à température ambiante, le barreau échantillon a été démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>Activa Bioactive Restorative™, photo-polymérisé (light-cure) (AB-LC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, l'AB a été injecté en excès l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. La face supérieure du barreau échantillon a été photopolymérisé pendant 60 secondes sur trois points, puis démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>EQUIA Forte® HT Fil, auto-polymérisé (self-cure) (EF-SC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, une capsule d'EF a été mélangée mécaniquement (Silver Mix 90 Mixer, GC Corporation, Tokyo, Japon) pendant 10 secondes conformément aux prescriptions du fabricant, puis injecté en excès à l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. Après 10 minutes à température ambiante, le barreau échantillon a été démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>
<p>EQUIA Forte® HT Fil, auto-polymérisé, et avec application du « coat » (EF-LC)</p>	<p>Pour chacun des échantillons, une capsule d'EF a été mélangée mécaniquement (Silver Mix 90 Mixer, GC Corporation, Tokyo, Japon) pendant 10 secondes conformément aux prescriptions du fabricant, puis injecté en excès à l'intérieur d'un moule en silicone, recouvert par une bande de Mylar et une lame de verre, sous pression digitale. Après 10 minutes à température ambiante, le « coat » (EQUIA Forte® Coat, GC Corporation, Tokyo, Japon) a été appliqué sur la face supérieure à l'aide d'une micro brosse, frotté pendant 20s, sans sécher, et photopolymérisé pendant 60 secondes sur trois points. Puis, le barreau échantillon a été démoulé et stocké dans l'eau à 37°C pendant 2 semaines.</p>

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

3.2.3 Test de résistance adhésive par cisaillement sur la dentine, détermination du mode de rupture, et examen au microscope électronique à balayage

154 dents humaines fraîchement extraites ont été collectées, nettoyées avec un chiffon doux, placées à 4°C dans une solution de chloramine à 1 % et utilisées dans les 3 mois. Le critère pour la sélection des dents était l'absence de fissure ou de carie. La plus grande portion des racines a été retirée avec du papier de verre (grain 80) en utilisant une machine à polir (Planopol 3, Struers, Kobenhavn, Danemark). La surface occlusale de la couronne a alors été abrasée sur du papier de verre refroidi à l'eau (grain 800) pour exposer une surface de dentine plate (> 7 mm²). Les couronnes résiduelles ont été incluses dans une résine acrylique auto-polymérisable (plexcil-Escil, Chassieu, France) dans des cylindres en plastique (diamètre : 25 mm, profondeur : 15 mm) avec la surface de dentine plane exposée. Cette dernière a été inspectée sous un grossissement x40 pour s'assurer que l'émail ait été complètement retiré et que la dentine soit dépourvue de débris.

Ces dents ont été attribuées au hasard à sept groupes (n=22) :

- Surefil one™ seul (**SO-Seul**),
- Surefil one™ après application d'adhésif universel en mode auto-mordant (SO-SBU),
- Cention® N seul (**CN-Seul**),
- Cention® N après application d'adhésif universel en mode auto-mordant (**CN-SBU**),
- Activa BioActive Restorative™ seul (**AB-Seul**),
- Activa BioActive Restorative™ après application d'adhésif universel en mode auto-mordant (**AB-SBU**),
- EQUIA Forte® HT Fil après l'application de Dentin Conditioner (**EF-DC**).

Sur chaque échantillon, un moule en téflon cylindrique a été placé dans le but d'établir un cylindre de 3 mm de matériau, avec une base plate de 7 mm².

Les abréviations, les groupes et les protocoles adhésifs détaillés sont présentés dans le **tableau 4**.

Après la prise, le moule a été retiré, les excès éventuels de matériau ont été délicatement éliminés d'autour de la base du cylindre à l'aide d'un scalpel. Tous les échantillons ont été placés dans l'eau à 37°C pendant 48 heures.

Pour chaque groupe, 20 dents ont été utilisées pour le test d'adhérence et 2 dents ont été utilisées pour observer leur interface au microscope électronique à balayage (**MEB**).

L'essai d'adhérence de macro-cisaillement (*shear bond strenght*) (**SBS**) a été effectué à l'aide d'une machine de test universelle (LRX, Lloyd Instruments, Fareham, Royaume-Unis) et la contrainte nécessaire au décollement est calculée en MPa.

Tableau 4 : Protocole de préparation et de collage sur la dentine pour chaque groupe testé au cisaillement

Groupes testés	Protocole de collage
Surefil one™ seul (SO-Seul)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine, du SO a été injecté en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
Surefil one™ après application de SBU sur la dentine en protocole auto-mordant (SO-SBU)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, le SBU a été appliqué sur la dentine et frotté pendant 20s, séché à l'air délicatement pendant 5s (jusqu'à qu'il n'y ait plus de mouvement, i.e. évaporation complète du solvant). Puis, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine, du SO a été injecté en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
Cention® N seul (CN-Seul)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine, et le CN a été inséré à la spatule, en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
Cention® N après application de SBU sur la dentine en protocole auto-mordant (CN-SBU)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, le SBU a été appliqué sur la dentine et frotté pendant 20s, séché à l'air délicatement pendant 5s (jusqu'à qu'il n'y ait plus de mouvement, i.e. évaporation complète du solvant). Puis, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine et le CN a été inséré à la spatule, en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
Activa Bioactive Restorative™ seul (AB-Seul)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, de l'acide orthophosphorique a été appliqué sur la dentine pendant 5s, puis rincé vigoureusement pendant 15s, et l'excès d'eau a été retiré à l'aide d'une boulette de coton. Ensuite, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine, et l'AB a été injecté en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications initiales du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
Activa Bioactive Restorative™ après application de SBU sur la dentine en protocole auto-mordant (AB-SBU)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, le SBU a été appliqué sur la dentine et frotté pendant 20s, séché à l'air délicatement pendant 5s (jusqu'à qu'il n'y ait plus de mouvement, i.e. évaporation complète du solvant). Puis, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine et l'AB a été injecté en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.
EQUIA Forte® HT Fil après application de Dentin Conditioner sur la dentine (EF-CC)	Après avoir séché délicatement l'excès d'eau par un jet d'air exempt d'huile, le CC a été appliqué sur la dentine pendant 20s, puis vigoureusement pendant 15s, et l'excès d'eau a été retiré à l'aide d'une boulette de coton. Ensuite, un petit moule en téflon a été placé sur la dentine, du EF a été injecté en un incrément de 3mm, et photopolymérisé pendant 20s, conformément aux indications du fabricant. Après 15min, le moule a été retiré et l'échantillon a été stocké dans l'eau à 37°C pendant 48h.

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Le cisaillement a été appliqué à l'interface entre le cylindre de matériau et la dentine, avec une guillotine, parallèlement à la surface de la dentine. Une vitesse de traverse de 0,5 mm/min a été choisie.

Les éléments décollés ont été observés au microscope binoculaire (BZH10 Olympus, Hamburg, Allemagne) à un grossissement x30, et le mode de rupture a été classé selon les types suivants :

- Type **RC-D** : rupture cohésive dans la dentine
- Type **RA** : rupture adhésive à l'interface entre le matériau et la dentine.
- Type **RM** : rupture mixte, à la fois adhésive et cohésive dans le matériau
- . Type **RC-MRF** : rupture cohésive dans le matériau relargant du fluor.

Pour l'observation au MEB, les échantillons ont été sectionnés perpendiculairement à l'interface en utilisant une scie diamantée (Isomet, Buehler, Coventry, Royaume-Uni) à une vitesse lente avec de l'eau froide, aussi près que possible du centre du cylindre. Les sections obtenues ont été polies avec des disques abrasifs de granulométrie décroissante (400, 800, 1200, 2400, 4000 SiC), puis par des particules de diamants de 3 et de 1 μm , et enfin mordancées avec de l'acide orthophosphorique pendant 10 secondes (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, St Paul, MN, États-Unis). Les échantillons ont été nettoyés ultrasoniquement après chaque étape. Pour finir, ils ont été déshydratés dans l'éthanol à 100 % pendant 2 heures et métallisés pour être examinés au microscope (JSM-6400, Jeol LTD, Tokyo, Japon).

3.2.4 Analyse statistique

Une distribution normale a été confirmée par le test Shapiro-Walk et l'égalité des variances a été évaluée en utilisant le test Levene, avant que les tests soient effectués.

Les valeurs d'adhérence obtenues en MPa ont été exprimées avec la valeur moyenne obtenue et l'écart-type.

L'analyse de la variance à un facteur (one-way ANOVA) suivi du test post-hoc de Tukey ont été utilisés pour examiner la différence de résistance en flexion (**FS**), de module d'élasticité (**E**), de dureté Vickers (**HV**) et de résistance au cisaillement (**SBS**) entre les différents groupes. Le mode de rupture a été analysé par le test exact de Fischer. Dans tous ces tests, le niveau de signification a été choisi à $p < 0,05$.

Le logiciel R version 3.6.1 (R Software, R Foundation for statistical computing, Vienna, Autriche) a été utilisé pour réaliser les tests statistiques.

3.3 Résultats

3.3.1 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques (FS, E, HV) pour tous les groupes expérimentaux ont été résumés dans le **tableau 5** :

Tableau 5 : Moyennes et écarts-types des valeurs de résistance à la flexion (FS) en MPa, de module d'élasticité (E) en GPa, et de la microdureté Vickers (HV) pour les différents groupes testés

Matériaux testés	Surefil one™		Cention® N		Activa Bioactive Restorative™		EQUIA Forte® HT Fil	
	SC	LC	SC	LC	SC	LC	SC	SC+C
Résistance à la flexion (FS)	24,5^a (±5,8)	45,3^b (±11,7)	86,3^c (±7,8)	83,3^c (±15,0)	45,7^b (±10,8)	67,7^d (±11,8)	22,6^a (±8,0)	22,7^a (±6,9)
Module d'élasticité (E)	7,7^A (±0,9)	7,4^A (±0,8)	7,6^A (±0,7)	7,4^A (±0,8)	1,4^B (±0,4)	2,3^B (±0,3)	11,5^C (±1,7)	12,0^C (±2,1)
Dureté Vickers (HV)	72,6^α (±9,0)	74,0^α (±7,0)	78,6^α (±8,9)	78,4^α (±8,6)	41,9^β (±6,1)	40,1^β (±2,2)	96,0^γ (±14,2)	41,3^β (±10,6)
<i>Les valeurs avec la même lettre en exposant n'ont pas de différence significative à p<0.05. Abréviations : C = avec « coat », LC = light-cure (mode photopolymérisé), SC = self-cure (mode autopolymérisé)</i>								

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

L'analyse des variances à un facteur suivi du test post-hoc de Tukey ont révélé des différences significatives :

- La résistance en flexion est significativement influencée par le matériau et le protocole de polymérisation utilisé.
- Le Cention® N montre la plus haute résistance en flexion que ce soit en auto-polymérisation (86,3 MPa) ou en photopolymérisation (83,3 MPa).
- La résistance en flexion est plus élevée pour le Surefil one™ et l'Activa Bioactive Restorative™ avec un protocole de photo-polymérisation (respectivement 45,3 MPa et 67,7 MPa) comparée à un protocole d'auto-polymérisation (respectivement 24,5 MPa et 45,7 MPa).
- Aucune différence significative de résistance en flexion n'est trouvée pour l'EQUIA Forte® HT Fil avec (22,7 MPa) ou sans (22,6 MPa) l'application d'EQUIA Forte® Coat.
- Le module d'élasticité est significativement influencé par le matériau testé avec de grandes différences : l'EQUIA Forte® HT Fil montre le plus haut module d'élasticité avec (12,0 GPa) ou sans (11,5 GPa) application du Coat, alors que l'Activa Bioactive Restorative™ montre le plus faible en mode photo-polymérisation (2,3 GPa) et en mode auto-polymérisation (1,4 GPa).
- La dureté Vickers est significativement influencée par le matériau et le protocole de polymérisation.
- L'EQUIA sans coat a atteint la plus haute dureté (96,0 HV) alors que l'Activa Bioactive Restorative™ a la plus basse en auto-polymérisé (41,9 HV) et photo-polymérisé (40,1 HV).

3.3.2 Adhérence et analyse des ruptures

L'adhérence (SBS) pour tous les groupes expérimentaux est résumée dans le **tableau 6** :

Tableau 6 : Moyennes et écarts-types des valeurs d'adhérence (SBS) pour chaque groupe testé

Matériaux testés	Traitement de surface dentinaire	Adhérence SBS (\pm écart-type)
Surefil one™	Aucun	14,0 ^a (\pm 3,4)
Surefil one™	SBU	20,9 ^b (\pm 4,1)
Cention® N	Aucun	3,0 ^c (\pm 1,0)
Cention® N	SBU	33,8 ^d (\pm 5,7)
Activa Bioactive Restorative™	PA	4,4 ^c (\pm 2,5)
Activa Bioactive Restorative™	SBU	28,9 ^e (\pm 5,2)
EQUIA Forte® HT Fil	DC	8,0 ^f (\pm 1,8)
<i>Les valeurs avec la même lettre en exposant n'ont pas de différence significative à $p < 0.05$. Abréviations: PA = Phosphoric Acid, DC = Dentin Conditioner, SBU = Scotchbond Universal</i>		

Source : Laboratoire URB2i, 2019.

L'analyse des variances à un facteur suivi du test post-hoc de Tukey ont révélé des différences significatives :

- L'adhérence est significativement influencée par le matériau et le traitement dentinaire.
- Tous les matériaux testés avec adhésif ont montré une meilleure adhérence que lorsqu'il n'était pas appliqué :
- CN-SBU (33,8 MPa) et AB-SBU (28,9 MPa) ont montré une adhérence significativement plus importante que SO-SBU (20,9 MPa).
- Cependant, en l'absence d'adhésif, le SO-Seul a montré la plus haute valeur d'adhérence (14,0 MPa), significativement plus haute que celle de l'EF-DC (8,0 MPa), toutes deux significativement plus hautes que celles de l'AB-Seul (4,4 MPa) et du CN-Seul (3,0 MPa).

Les modes de rupture sont listés dans le **tableau 7** :

Tableau 7 : Modes de rupture pour les différents groupes testés

Groupes testés	Nombre d'échantillons	RC-D	RA	RM	RC-MRF
1 Surefil one™ ^{ab}	20	0	15	4	1
2 Surefil one™ + SBU ^b	20	2	7	8	3
3 Cention® N ^a	20	0	15	4	1
4 Cention® N + SBU ^c	20	15	1	5	0
5 Activa Bioactive™ ^a	20	0	20	0	0
6 Activa Bioactive™ + SBU ^c	20	13	4	3	0
7 EQUIA Forte® HT Fil + DC ^a	20	0	19	1	0
<i>Les valeurs avec la même lettre en exposant n'ont pas de différence significative à $p < 0.05$. Abréviations : RC-D = rupture cohésive dans la dentine, RA = rupture adhésive, RM = rupture mixte, RC-MRF = rupture cohésive dans le matériau relarguant du fluor</i>					

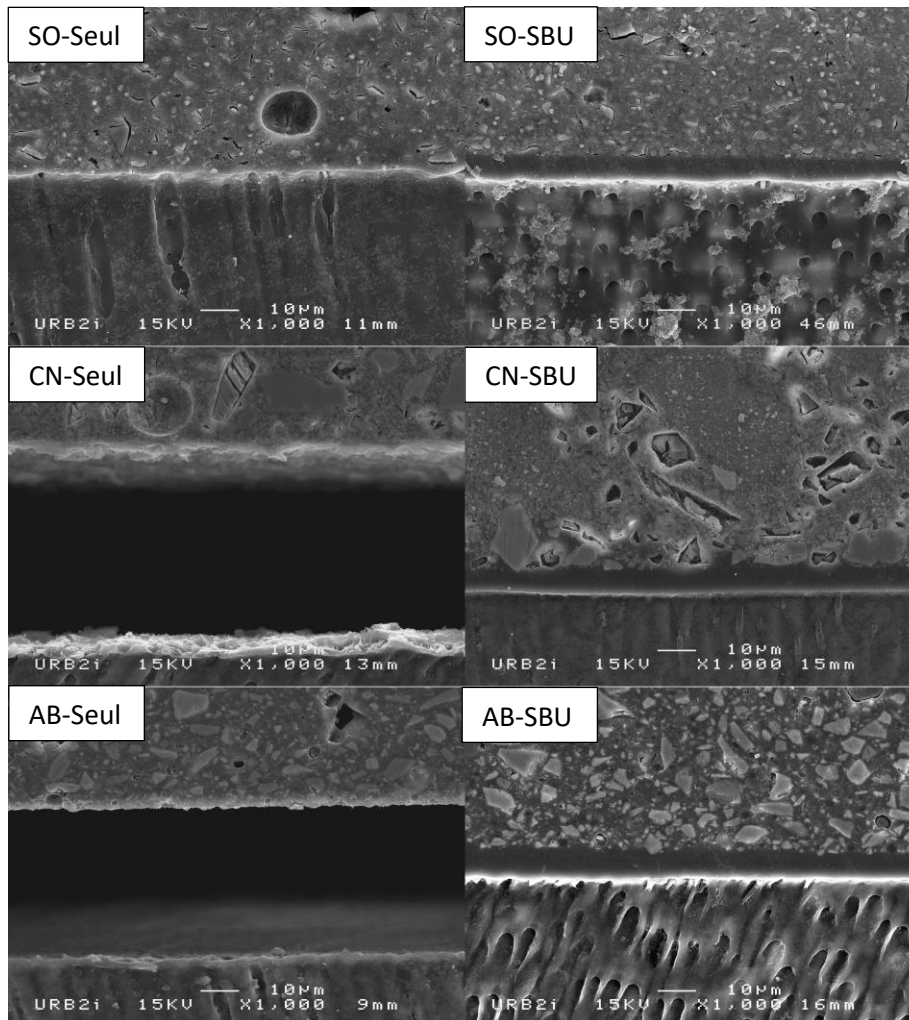
Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Le test exact de Fischer a indiqué des différences significatives entre les différents groupes.

3.3.3 Examen au MEB

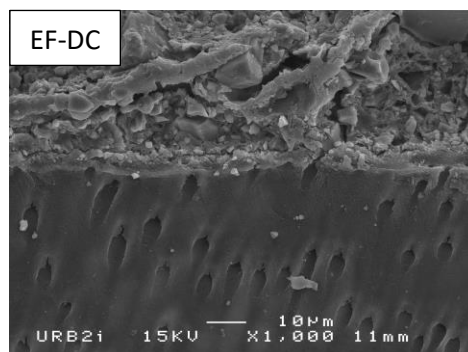
La **figure 22** montre des images au MEB du Surefil one™, de l'Activa Bioactive Restorative™ et du Cention® N, et la **figure 23** l'image au MEB du groupe témoin (EF-DC) à un grossissement x1000.

Figure 22 : Vues au MEB des interfaces matériau-dentine avec et sans adhésif pour SO, CN et AB



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Figure 23 : Vue au MEB de l'interface matériau-dentine du pour le EF-DC



Source : Laboratoire URB2i, 2019.

Pour le groupe EF-DC, l'interface CVI-HV/dentine semble être continue. Aucun dépôt de matériau ne peut être observé dans les tubules dentinaires. Plusieurs lacunes sont visibles entre les charges de FAS.

Pour les groupes CN-Seul et AB-Seul, l'interface matériau/dentine semble être discontinue. Aucun dépôt de matériau ne peut être trouvé à l'intérieur des tubules dentinaires. Des lacunes sont visibles entre certaines charges et la matrice de résine (spécialement pour le CN-Seul).

Pour les groupes SO-Seul, SO-SBU, CN-SBU et AB-SBU, l'interface matériau/dentine semble être continue. Quelques tags résineux peuvent être observés à l'intérieur des tubules dentinaires. Des lacunes sont visibles entre certaines charges et la matrice de résine (spécialement pour le CB-SBU).

3.4 Discussion

3.4.1 Propriétés mécaniques

Les tests mécaniques ont été effectués pour tous les matériaux avec un protocole d'auto- et de photo-polymérisation pour déterminer comment la réaction de photo-polymérisation peut avoir un impact sur les performances mécaniques. Ils ont été comparés à l'EQUIA Forte® HT fil, un matériau sans résine, avec et sans application d'un « coat ».

Les « matériaux hybrides » testés dans cette étude ont montré des comportements très différents les uns des autres.

Le Cention® N a montré la plus haute résistance en flexion que ce soit dans les modes d'auto-polymérisation (86,3 MPa) et de photo-polymérisation (83,3 MPa). Les réactions de prise de ce matériau sans eau et sans acide reposent seulement sur une polymérisation résineuse activée par des chémo- et des photo-initiateurs, sans aucune réaction acido-basique.

Fondé sur cette chimie, le Cention® N peut être considéré comme une résine composite. De façon étonnante, contrairement aux résultats relevés pour les composites de scellement à prise duale⁴⁹, aucune différence mécanique n'a été relevée entre les modes auto- et photo polymérisation pour le Cention® N, suggérant un mode de chémo-polymérisation efficace, et ainsi, de réelles propriétés « bulk ».

Le Surefil one™ et l'Activa Bioactive Restorative™ ont montré des résistances en flexion en mode photo-polymérisation (respectivement 45,3 MPa et 67,7 MPa) plus hautes qu'en mode auto-

⁴⁹ Saskalauskaite, Tam, et McComb, « Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements ».

polymérisation (respectivement 24,5 MPa et 45,7 MPa), bien qu'il n'y ait aucune différence significative sur la microdureté de surface et le module d'élasticité. Ces matériaux sont basés sur une double réaction de prise (une acido-basique comme dans les CVI, et une polymérisation résineuse comme dans les résines composites à prise duale). La compétition entre ces deux réactions, comme précédemment démontré pour les CVI-MAR⁵⁰, pourrait expliquer ces résultats. De plus, une efficacité réduite pour les chémo-initiateurs, résultant d'une baisse du taux de conversion du mode auto-polymérisation, a aussi été démontrée pour les résines composites de scellement à prise duale, même s'ils subissent uniquement des réactions de polymérisation résineuse.⁵¹

De façon surprenante, aucune différence significative n'a été trouvée entre les groupes EF-SC et EF-LC pour la résistance en flexion et le module d'élasticité, alors que des différences significatives ont été trouvées par une étude précédente sur l'ancien CVI-HV avec un protocole similaire.⁵² Une autre étude a montré une amélioration pour un CVI-HV, mais pas une dernière avec un temps de prise réduit.⁵³ Tous ces nouveaux matériaux hybrides en mode photo-polymérisation ou même en mode auto-polymérisation (pour le Cention® N et l'Activa Bioactive Restorative™) ont montré une résistance en flexion améliorée comparée au CVI-HV. La fracture du matériau a été rapportée comme étant la principale cause de rupture pour les larges restaurations au CVI-HV⁵⁴, limitant leur utilisation aux caries de Classe I et aux petites caries de Classe II, pour un succès clinique à long terme.⁵⁵ Les nouveaux matériaux hybrides peuvent constituer des alternatives plus résistantes pour des restaurations postérieures avec des protocoles simplifiés.

Les résultats actuels suggèrent l'intérêt de mieux étudier les caractéristiques de polymérisation de ces matériaux, mais aussi d'élaborer une classification selon leurs compositions et leurs réactions de prise, ce que nous avons ainsi tenté de proposer dans la partie précédente.

⁵⁰ Lagarde et al., « Structural and long-term mechanical properties from a resin-modified glass ionomer cement after various delays of light-activation ».

⁵¹ Arrais, Giannini, et Rueggeberg, « Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements » ; Rüttermann et al., « Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials ».

⁵² Zoergiebel et Ilie, « Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation : effect of coating, aging and storage agents ».

⁵³ Bonifácio, Werner, et Kleverlaan, « Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin ».

⁵⁴ Hesse et al., « Bilayer technique and nano-filled coating increase success of approximal ART restorations : a randomized clinical trial » ; Van Gemert-Schriks et al., « Three-year survival of single- and two-surface ART restorations in a high-caries child population » ; Xie et al., « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ».

⁵⁵ Gurgan et al., « A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities ».

3.4.2 Adhérence et analyse des modes de rupture

La réalisation d'un test de macro-cisaillement pour caractériser l'adhérence a été préférée par rapport aux autres tests d'adhérence comme le test de micro-traction. En effet, en raison de la force d'adhérence relativement faible de certains matériaux, en comparaison aux résines composites, les autres tests d'adhérence seraient difficiles à entreprendre et le test de macro-cisaillement semble le plus efficace pour surmonter cette limite.⁵⁶

Tous les matériaux testés avec adhésif ont montré des valeurs d'adhérence plus hautes, de la même manière que la force d'adhérence à la dentine des CVI-MAR a été rapportée comme étant plus élevée avec un adhésif.⁵⁷

Les groupes CN-SBU (33,8 MPa) et AB-SBU (28,9 MPa) ont montré la plus haute valeur d'adhérence. La plupart des ruptures observées dans ces groupes étaient cohésives à l'intérieur de la dentine. Ainsi, le test d'adhérence effectué n'a pas exactement mesuré l'adhérence de l'interface mais représente plutôt la force de cohésion de la dentine. En fait, plusieurs études ont admis le fait que les ruptures cohésives au sein de la dentine sont liées à une haute valeur adhérence.⁵⁸ Ces résultats pourraient être directement liés à la quantité importante de composés résineux dans ces matériaux : les monomères ont la capacité de co-polymériser avec l'adhésif. La différence légère mais significative d'adhérence entre CN-SBU et AB-SBU, avec une absence de différence sur le mode de rupture, pourrait probablement être liée à leur module d'élasticité différent (7,4 GPa pour le CN-LC ; 2,3 GPA pour le AB-LC). Il a été démontré qu'un matériau plus **rigide** entraîne des valeurs d'adhérence plus élevées avec le même protocole de collage, qu'un matériau plus **mou** dans beaucoup d'études précédentes.⁵⁹ Quand l'adhésif n'a pas été appliqué, SO-Seul a montré la valeur d'adhérence la plus élevée (13,9 MPa) en comparaison à tous les autres matériaux. Ceci, même si SO-SBU (20,9 MPa) est resté plus bas que CN-SBU et que AB-SBU. Ces valeurs pourraient être expliquées par une adhésion qui repose surtout sur un acide polyacrylique fonctionnalisé, de haut poids moléculaire, qui permet de créer des liaisons ioniques fortes avec la dentine, et moins de groupements polymérisables pouvant copolymériser avec l'adhésif.

⁵⁶ Wang et al., « Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements ».

⁵⁷ Dursun et Attal, « Combination of a self-etching adhesive and a resin-modified glass ionomer : effect of water and saliva contamination on bond strength to dentin ».

⁵⁸ Jacker-Guhr, Sander, et Luehrs, « How "universal" is adhesion ? : shear bond strength of multi-mode adhesives to enamel and dentin » ; Takamizawa et al., « Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems ».

⁵⁹ El Mourad, « Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods : a review of literature » ; Braga et al., « Adhesion to tooth structure : a critical review of "macro" test methods » ; Goracci et al., « Influence of resin composite mechanical properties on adhesive microtensile bond strength to dentin ».

Malgré la présence de phosphate diméthacrylate et d'acide polyacrylique modifié dans l'Activa Bioactive Restorative™, ce matériau a une auto-adhésion à la dentine faible (4,4 MPa) et aucune différence significative avec le Cention® N (3,0 MPa) sur la dentine non traitée. Nos résultats sont en concordance avec les études cliniques ayant rapporté des résultats décevants sans application préalable d'un adhésif.⁶⁰ Le Cention® N ne contient pas d'acide polyacrylique ou de monomère acide, ce qui explique, comme on l'anticipe, la faible valeur d'adhérence. Ces résultats soutiennent donc l'utilisation systématique d'un système adhésif pour l'Activa Bioactive Restorative™ et le Cention® N.

Dans cette étude, le groupe EF-DC (8,0 MPa) a été sélectionné comme témoin pour étudier les propriétés auto-adhésive des matériaux hybrides en comparaison au CVI-HV. Il a été démontré dans plusieurs études que les acides polyacryliques améliorent les propriétés de liaison du CVI-HV à la dentine.⁶¹ Il est intéressant de constater que, le SO-Seul, sans aucun traitement de surface, a surpassé les valeurs SBS de EF-DC, et pourrait donc être un matériau prometteur à utiliser dans les cas cliniques difficiles (restauration de classe V, ART technique, les patients en pédiatrie et gériatrie). Cependant, cela perd de l'intérêt lorsqu'il est utilisé avec un adhésif, puisque le Cention® N ou l'Activa Bioactive Restorative™ offre un plus haut SBS. Des études plus poussées sont nécessaires sur le Surefil one™ en mode auto-mordantage pour déterminer ses possibilités mécaniques et ses indications.

3.4.3 Examen au MEB

Les groupes CN-SBU, AB-SBU, SO-SBU, SO-Seul et EF-DC ont montré une interface continue, alors que CN-Seul et AB-Seul ont montré un espace entre la dentine et le matériau. Cela pourrait être lié à la rétraction de la résine acrylique dans laquelle les échantillons de dentine ont été inclus : le stress induit par la polymérisation de la résine a dû surpasser les faibles propriétés adhésives de ces deux matériaux sur une dentine non traitée.

Pour CN-SBU, AB-SBU et SO-SBU, des petits tags résineux peuvent être observés à l'intérieur des tubules dentinaires. Ces structures adhésives étaient discutées dans plusieurs publications où un adhésif universel en mode auto-mordançant était utilisé.⁶²

⁶⁰ Van Dijken, Pallesen, et Benetti, « A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity ».

⁶¹ Avila, Hesse, et Bonifacio, « Surface conditioning prior to the application of glass-ionomer cement : a systematic review and meta-analysis ».

⁶² Chen et al., « Bonding of universal adhesives to dentine : old wine in new bottles ? »

La même observation et le même mécanisme ont été proposés pour expliquer la meilleure valeur de SBS obtenue avec un CVI-MAR comparé à un CVI-HV comme l'EF.⁶³ D'une façon plus intéressante, ces tags ont aussi été observés dans le groupe SO-Seul, suggérant une bonne capacité pour l'acide polyacrylique modifié d'infiltrer la couche de boue dentinaire, et ce qui corrobore les résultats de SBS.

Les échantillons polis ont été traités avec un acide orthophosphorique et déshydratés à l'éthanol préalablement à l'analyse au MEB pour des raisons techniques.

Plus étonnement, ce traitement de surface à l'acide orthophosphorique semble avoir accéléré la réaction acido-basique des particules réactives et la déshydratation à l'éthanol crée des lacunes entre les particules réactive et la matrice en détruisant les liaisons ioniques.

L'EF est apparu irrégulier au niveau de sa structure après ces traitements alors que cela n'a pas été montré dans des études précédentes au microscope électronique à balayage environnemental qui n'exige pas de déshydratation avec éthanol⁶⁴ : les lacunes observées entre les charges peuvent être liées à la déshydratation à l'éthanol. Une plus grande quantité d'eau dans le CVI-HV que dans les « matériau hybrides » avec addition de composé résineux peuvent être suspecté.

Les larges lacunes observées dans le Cention® N entre certaines charges et la matrice peuvent être causées par l'attaque de l'acide orthophosphorique sur les charges hautement réactives. Les études précédentes sur ce matériau avaient déjà supposé que cela pouvait être les charges de verre de calcium fluoro-silicate (les charges appelées alcasites par le fabricant) qui étaient impliquées dans ce phénomène⁶⁵, et responsables d'une forte libération ionique sous conditions acides.⁶⁶ D'autres charges réactives (avec de petites lacunes entre charges et matrice) et des charges non réactives (sans aucune lacune entre matrice et charges) peuvent aussi être suspectées sur l'analyse MEB, en se basant sur la composition du matériau.

Pour le Surefil one™ et l'Activa Bioactive Restorative™, les charges réactives et non réactives peuvent aussi être suspectées, en se basant sur leur composition, et les lacunes observées sur les images MEB. Cependant, ces particules réactives semblent moins affectées par le pré-traitement de surface avec l'acide orthophosphorique.

⁶³ Abdalla, « Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal ».

⁶⁴ Francois et al., « Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems ».

⁶⁵ Tiskaya et al., « Characterization of the bioactivity of two commercial composites ».

⁶⁶ Tiskaya et al.; Gupta et al., « Comparison of fluoride ion release and alkalizing potential of a new bulk-fill alcasite ».

4 : Cas cliniques

4.1 Exemples de restaurations au composite

Voici un exemple de remplacement d'un composite inadapté sur 47 cariée, par un nouveau composite.



Figure 24 : Composite à déposer sur 47

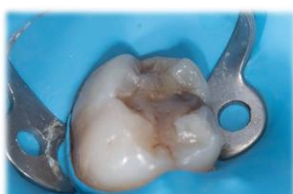


Figure 25 : Isolation



Figure 26 : Dépose et curetage de la carie



Figure 27 : Mordançage

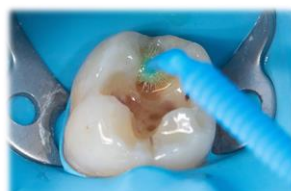


Figure 28 : Adhésif



Figure 29 : Stratification composite « dentine »



Figure 30 : Stratification composite « émail »



Figure 31 : Occlusion et polissage

Source : Auteur, 2019.

Figure 32 : Exemple de restauration au composite d'une dent antérieure fracturée



A : Avant



B : Après

Source : Auteur, 2019.

4.2 Exemple d'une restauration au Surefil one™ (Dentsply Sirona)

Voici un cas clinique d'une restauration à l'amalgame, remplacée par une restauration au Surefil one™.



Figure 33 : Amalgame à déposer sur 25



Figure 34 : Isolation et protection



Figure 35 : Dépose et nettoyage



Figure 36 : Matricage



Figure 37 : Après mise en place



Figure 38 : Anatomie primaire



Figure 39 : Occlusion et polissage

Source : Dr François et Auteur, 2019.

Conclusion

Tous ces matériaux décrits utilisent donc des stratégies différentes afin de permettre un relargage ionique. Ces profils de relargage varient également tant quantitativement que qualitativement.

Alors que les CVI-HV se sont imposés au quotidien dans notre arsenal thérapeutique, pour la réalisation de restaurations transitoires de longue durée, ou même de restaurations d'usage, les autres matériaux ont vu, peu à peu, leur utilisation décliner, en raison de leurs limites face à ces CVI-HV ou face au couple adhésif-composite.

Par ailleurs, notre étude a montré, pour les matériaux auto-adhésifs à libération de fluor que nous avons testé, des propriétés mécaniques et adhésives très différentes, qui varient aussi selon le mode de polymérisation et le traitement de la surface de la dentine.

- Tous ont montré **une résistance à la flexion améliorée** en mode photo-polymérisation (et également en mode auto-polymérisation pour le Cention® N et l'Activa Bioactive Restorative™) comparé au CVI-HV, ainsi pouvant constituer des alternatives plus résistantes pour des restaurations postérieures avec des protocoles simplifiés.
- Tous ont montré **une valeur d'adhérence plus élevée** quand ils étaient utilisés avec un adhésif universel. Toutefois, le Surefil one™ surpassait la valeur d'adhérence de l'EQUIA Forte® HT même sans traitement de surface de la dentine, et pourrait donc être un matériau prometteur à utiliser dans les situations cliniques difficiles.

Des études *in vitro* plus poussées sont nécessaires pour avoir une meilleure compréhension de leur prise. Des études *in vivo* sont aussi nécessaires pour évaluer leur performance clinique.

Ces nouveaux matériaux représentent donc **une évolution certaine d'un point de vue chimique** par rapport au couple adhésif-composite, aux compomères, aux giomers et aux différentes familles de CVI utilisés depuis des années. Ils correspondent donc à autre chose qu'une simple annonce « marketing ».

Cependant, bien que leurs réactions deviennent de plus en plus « hybrides » entre les différentes familles décrites et complexes chimiquement, nous constatons une grande similitude de certains avec les CVI-MAR (pour le Surefil one™, l'Activa BioActive Restorative™ et le Ketac Nano).

Bibliographie

- Abdalla, A. I. « Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal ». *Journal of oral rehabilitation* 27, n° 9 (2000): 808–814. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00601.x>.
- Arrais, C. A. G., M. Giannini, et F. A. Rueggeberg. « Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements ». *The journal of prosthetic dentistry* 101, n° 2 (2009): 128–136. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60008-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60008-1).
- Attal, J.-P. « Les ciments verres ionomères (CVI) », 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>.
- Avila, W. D. M., D. Hesse, et C. C. Bonifacio. « Surface conditioning prior to the application of glass-ionomer cement : a systematic review and meta-analysis ». *The journal of adhesive dentistry* 21, n° 5 (2019): 391–399. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a43183>.
- Bansal, R., J. Burgess, et N. C. Lawson. « Wear of an enhanced resin-modified glass-ionomer restorative material ». *American journal of dentistry* 29, n° 3 (2016): 171–174.
- Bhadra, D., N. C. Shah, A. S. Rao, M. S. Dedania, et N. Bajpai. « A 1-year comparative evaluation of clinical performance of nanohybrid composite with Activa™ Bioactive composite in class II carious lesion : a randomized control study ». *Journal of conservative dentistry* 22, n° 1 (2019): 92. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_511_18.
- Bonifácio, C. C., A. Werner, et C. J. Kleverlaan. « Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin ». *Acta Odontologica Scandinavica* 70, n° 6 (2012): 471–477. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.639307>.
- Braga, R. R., J. B. C. Meira, L. C. C. Boaro, et T. A. Xavier. « Adhesion to tooth structure : a critical review of “macro” test methods ». *Dental materials* 26, n° 2 (2010): e38–e49. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.150>.
- Burtscher, P., M. Eder, et A. Kammann. Self-adhesive multicomponent dental material. US9289359B2, filed 9 juillet 2009, et issued 22 mars 2016. <https://patents.google.com/patent/US9289359B2/en>.
- Chen, C., L.-N. Niu, H. Xie, Z.-Y. Zhang, L.-Q. Zhou, K. Jiao, J.-H. Chen, D. H. Pashley, et F. R. Tay. « Bonding of universal adhesives to dentine : old wine in new bottles ? » *Journal of dentistry* 43, n° 5 (2015): 525–536. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.004>.
- Colceriu Burtea, L., C. Prejmorean, D. Prodan, I. Baldea, M. Vlassa, M. Filip, M. Moldovan, et al. « New pre-reacted glass containing dental composites (giomers) with improved fluoride release and biocompatibility ». *Materials* 12, n° 23 (2019). <https://doi.org/10.3390/ma12234021>.
- De Gee, A. J., R. N. van Duinen, A. Werner, et C. L. Davidson. « Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers ». *Journal of dental research* 75, n° 8 (1996): 1613–1619. <https://doi.org/10.1177/00220345960750081401>.
- De Maeyer, E. A., R. M. Verbeeck, et C. W. Vercruyse. « Reactivity of fluoride-containing calcium aluminosilicate glasses used in dental glass-ionomer cements ». *Journal of dental research* 77, n° 12 (1998): 2005–2011. <https://doi.org/10.1177/00220345980770120901>.
- Diem, V. T. K., M. J. Tyas, H. C. Ngo, L. H. Phuong, et N. D. Khanh. « The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement ». *Clinical oral investigations* 18, n° 3 (2014): 753–759. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1026-z>.
- Dursun, E., et J.-P. Attal. « Combination of a self-etching adhesive and a resin-modified glass ionomer : effect of water and saliva contamination on bond strength to dentin ». *The journal of adhesive dentistry* 13, n° 5 (2011): 439–443. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a19652>.
- El Mourad, A. M. « Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods : a review of literature ». *The open dentistry journal* 12 (2018): 664–678. <https://doi.org/10.2174/1745017901814010664>.

- Exterkate, R. A. M., J. J. M. Damen, et J. M. ten Cate. « Effect of fluoride-releasing filling materials on underlying dentinal lesions in vitro ». *Caries research* 39, n° 6 (2005): 509–513. <https://doi.org/10.1159/000088188>.
- Francois, P., E. Vennat, S. Le Goff, N. Ruscassier, J.-P. Attal, et E. Dursun. « Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems ». *Clinical oral investigations* 23, n° 6 (2019): 2599–2608. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2678-5>.
- Garoushi, S, P. K. Vallittu, et L. Lassila. « Characterization of fluoride releasing restorative dental materials ». *Dental materials journal* 37, n° 2 (2018): 293–300. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-161>.
- Gonulol, N., S. Ozer, et E. Sen Tunc. « Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 27, n° 5 (2015): 300–306. <https://doi.org/10.1111/jerd.12119>.
- Goracci, C., M. Margvelashvili, D. Apicella, M. Sedda, E. Magni, et M. Ferrari. « Influence of resin composite mechanical properties on adhesive microtensile bond strength to dentin ». *The journal of adhesive dentistry* 13, n° 4 (2011): 323–331. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a19664>.
- Gupta, N., S. Jaiswal, V. Nikhil, S. Gupta, P. Jha, et P. Bansal. « Comparison of fluoride ion release and alkalizing potential of a new bulk-fill alkasite ». *Journal of conservative dentistry* 22, n° 3 (2019): 296–299. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_74_19.
- Gurgan, S., Z. B. Kutuk, F. Yalcin Cakir, et E. Ergin. « A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities ». *Journal of dentistry* 94 (2019): 103175. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.07.013>.
- Heintze, S. D., et V. Rousson. « Clinical effectiveness of direct class II restorations : a meta-analysis ». *The journal of adhesive dentistry* 14, n° 5 (2012): 407–431. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a28390>.
- Hesse, D., C. C. Bonifácio, C. D. A. B. Guglielmi, M. Bönecker, W. E. Van Amerongen, et D. P. Raggio. « Bilayer technique and nano-filled coating increase success of approximal ART restorations : a randomized clinical trial ». *International journal of paediatric dentistry* 26, n° 3 (2016): 231–239. <https://doi.org/10.1111/ipd.12194>.
- Itota, T., T. Nakatsuka, K. Tanaka, Y. Tashiro, J. F. McCabe, et M. Yoshiyama. « Neutralizing effect by resin-based materials containing silane-coated glass fillers ». *Dental materials journal* 29, n° 4 (2010): 362–368. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-108>.
- Jacker-Guhr, S., J. Sander, et A. K. Luehrs. « How “universal” is adhesion ? : shear bond strength of multi-mode adhesives to enamel and dentin ». *The journal of adhesive dentistry* 21, n° 1 (2019): 87–95. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a41974>.
- Kumari, P. D., S. Khijmatgar, A. Chowdhury, E. Lynch, et C. R. Chowdhury. « Factors influencing fluoride release in atraumatic restorative treatment (ART) materials : a review ». *Journal of oral biology and craniofacial research* 9, n° 4 (2019): 315–320. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.06.015>.
- Lagarde, M., P. Francois, S. Le Goff, J.-P. Attal, et E. Dursun. « Structural and long-term mechanical properties from a resin-modified glass ionomer cement after various delays of light-activation ». *Dental materials journal* 37, n° 6 (2018): 874–879. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-342>.
- Mass, E., A. Hassan, et U. Zilberman. « Long-term in-vivo effect of various restorative materials on enamel and dentin of primary molars ». *Quintessence international* 48, n° 8 (2017): 633–638. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38557>.
- Matsuya, S., T. Maeda, et M. Ohta. « IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement ». *Journal of dental research* 75, n° 12 (1996): 1920–1927. <https://doi.org/10.1177/00220345960750120201>.
- McCabe, J. F., et S. Rusby. « Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials ». *Biomaterials* 25, n° 18 (2004): 4001–4007. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.10.088>.

- McLean, J. W., J. W. Nicholson, et A. D. Wilson. « Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials ». *Quintessence internationale* 25, n° 9 (1994): 587–589.
- Métais, L. « Adhésion et photopolymérisation : données actuelles et évaluation des pratiques dans un échantillon de praticiens du Finistère ». Thèse d'exercice, Université de Bretagne occidentale, 2013. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01057685/>.
- Mitra, S. B., et B. L. Kedrowski. « Long-term mechanical properties of glass ionomers ». *Dental materials* 10, n° 2 (1994): 78–82. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90044-2](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90044-2).
- Moberg, M., J. Brewster, J. Nicholson, et H. Roberts. « Physical property investigation of contemporary glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials ». *Clinical oral investigations* 23, n° 3 (2019): 1295–1308. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2554-3>.
- Momoi, Y., K. Hirosaki, A. Kohno, et J. F. McCabe. « Flexural properties of resin-modified “hybrid” glass-ionomers in comparison with conventional acid-base glass-ionomers ». *Dental materials journal* 14, n° 2 (1995): 109–119, 275. <https://doi.org/10.4012/dmj.14.109>.
- Moreau, J. L., et H. H. K. Xu. « Fluoride releasing restorative materials : effects of pH on mechanical properties and ion release ». *Dental materials* 26, n° 11 (2010): e227–235. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.07.004>.
- Mount, G. J. *An atlas of glass-ionomer cements : a clinician's guide*. 3rd edition. London : Martin Dunitz, 2002.
- Neelakantan, P., S. John, S. Anand, N. Sureshbabu, et C. Subbarao. « Fluoride release from a new glass-ionomer cement ». *Operative dentistry* 36, n° 1 (2011): 80–85. <https://doi.org/10.2341/10-219-LR>.
- Nicholson, J. W. « Chemistry of glass-ionomer cements: a review ». *Biomaterials* 19, n° 6 (1998): 485–494. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00128-2](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00128-2).
- Nigam, A. G., J. N. Jaiswal, R. C. Murthy, et R. K. Pandey. « Estimation of fluoride release from various dental materials in different media : an in vitro study ». *International journal of clinical pediatric dentistry* 2, n° 1 (2009): 1–8. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1033>.
- O'Brien, F. J. « Biomaterials & scaffolds for tissue engineering ». *Materials today* 14, n° 3 (2011): 88–95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X).
- Opdam, N. J. M., E. M. Bronkhorst, J. M. Roeters, et B. A. C. Loomans. « Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations ». *The journal of adhesive dentistry* 9, n° 5 (2007): 469–475.
- Pearson, G. J., et A. S. Atkinson. « Long-term flexural strength of glass ionomer cements ». *Biomaterials* 12, n° 7 (1991): 658–660. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(91\)90113-o](https://doi.org/10.1016/0142-9612(91)90113-o).
- Raskin, A. « Les résines composites », 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>.
- Renn, C., O. Elsner, F. Szillat, J. E. Klee, C. Weber, U. Walz, C. Scheufler, A. M. Lichkus, et X. Jin. Aqueous dental glass ionomer composition. US10272017B2, filed 15 avril 2016, et issued 30 avril 2019. <https://patents.google.com/patent/US10272017B2/en>.
- Ritter, C. « Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques ». Thèse d'exercice, Université Paris Descartes, 2019. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02125294>.
- Roberts, H. W., et D. W. Berzins. « Early reaction kinetics of contemporary glass-ionomer restorative materials ». *The journal of adhesive dentistry* 17, n° 1 (2015): 67–75. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33526>.
- Ruse, N. D. « What is a “compomer” ? » *Journal - Canadian dental association* 65 (1999): 500–504.
- Rüttermann, S., I. Alberts, W. H. M. Raab, et R. R. Janda. « Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials ». *Clinical oral investigations* 15, n° 4 (2011): 597–603. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0405-y>.
- Saskalauskaite, E., L. E. Tam, et D. McComb. « Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements ». *Journal of prosthodontics* 17, n° 4 (2008): 262–268. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00278.x>.

- Sidhu, S. K. « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ». *Dental materials* 26, n° 1 (2010): 7–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.015>.
- Stannard, J. G., et K. J. Berk. Polymerizable composite material. US7371782B2, filed 3 janvier 2003, et issued 13 mai 2008. <https://patents.google.com/patent/US7371782B2/en>.
- Takamizawa, T., W. W. Barkmeier, A. Tsujimoto, T. P. Berry, H. Watanabe, R. L. Erickson, M. A. Latta, et M. Miyazaki. « Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems ». *Dental materials* 32, n° 2 (2016): e9–21. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.005>.
- Tay, F. R., E. L. Pashley, C. Huang, M. Hashimoto, H. Sano, R. J. Smales, et D. H. Pashley. « The glass-ionomer phase in resin-based restorative materials ». *Journal of dental research* 80, n° 9 (2001): 1808–1812. <https://doi.org/10.1177/00220345010800090701>.
- Tiskaya, M., N. A. Al-Eesa, F. S. L. Wong, et R. G. Hill. « Characterization of the bioactivity of two commercial composites ». *Dental materials*, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.004>.
- Tjandrawinata, R., M. Irie, Y. Yoshida, et K. Suzuki. « Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement ». *Dental materials journal* 23, n° 2 (2004): 146–154. <https://doi.org/10.4012/dmj.23.146>.
- Toledano, M., R. Osorio, E. Osorio, I. Cabello, M. Toledano-Osorio, et F. S. Aguilera. « In vitro mechanical stimulation facilitates stress dissipation and sealing ability at the conventional glass ionomer cement-dentin interface ». *Journal of dentistry* 73 (2018): 61–69. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.04.006>.
- Vallittu, P. K., A. R. Boccaccini, L. Hupa, et D. C. Watts. « Bioactive dental materials : do they exist and what does bioactivity mean ? » *Dental materials* 34, n° 5 (2018): 693–694. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.001>.
- Van Dijken, J. W. V., U. Pallesen, et A. Benetti. « A randomized controlled evaluation of posterior resin restorations of an altered resin modified glass-ionomer cement with claimed bioactivity ». *Dental materials* 35, n° 2 (2019): 335–343. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.027>.
- Van Gemert-Schriks, M. C. M., W. E. Van Amerongen, J. M. Ten Cate, et I. H. A. Aartman. « Three-year survival of single- and two-surface ART restorations in a high-caries child population ». *Clinical oral investigations* 11, n° 4 (2007): 337–343. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0138-8>.
- Wang, L., V. T. Sakai, E. S. Kawai, M. A. R. Buzalaf, et M. T. Atta. « Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements ». *Journal of oral rehabilitation* 33, n° 2 (2006): 110–116. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01536.x>.
- Watson, T. F., A. R. Atmeh, S. Sajini, R. J. Cook, et F. Festy. « Present and future of glass-ionomers and calcium-silicate cements as bioactive materials in dentistry : biophotonics-based interfacial analyses in health and disease ». *Dental materials* 30, n° 1 (2014): 50–61. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.08.202>.
- Wilson, A. D., R. G. Hill, C. P. Warrens, et B. G. Lewis. « The influence of polyacid molecular weight on some properties of glass-ionomer cements ». *Journal of dental research* 68, n° 2 (1989): 89–94. <https://doi.org/10.1177/00220345890680021401>.
- Xie, D., W. A. Brantley, B. M. Culbertson, et G. Wang. « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ». *Dental materials* 16, n° 2 (2000): 129–138. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00093-7](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00093-7).
- Zainuddin, N., N. Karpukhina, R. G. Hill, et R. V. Law. « A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by ²⁷Al MAS-NMR spectroscopy ». *Dental materials* 25, n° 3 (2009): 290–295. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.07.008>.
- Zoergiebel, J., et N. Ilie. « Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation : effect of coating, aging and storage agents ». *Clinical oral investigations* 17, n° 2 (2013): 619–626. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0733-1>.

Table des figures

Figure 1 : Légendes des illustrations proposées pour tous les schémas ultérieurs	22
Figure 2 : Schémas pré et post photo-polymérisation d'un composite, illustrant notamment l'absence de relargage ionique engendré par un composite une fois mis au contact de l'environnement buccal	22
Figure 3 : Schéma d'un CVI conventionnel dans son milieu de stockage	25
Figure 4 : Schémas du relargage ionique engendré par un CVI conventionnel une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	27
Figure 5 : Schéma d'un CVI-HV dans son milieu de stockage.....	28
Figure 6 : Schéma du relargage ionique engendré par un CVI-HV une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	29
Figure 7 : Schéma d'un CVI-MAR dans son milieu de stockage	31
Figure 8 : Schéma du relargage ionique engendré par un CVI-MAR une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	32
Figure 9 : Schéma du Vitremer dans son milieu de stockage.....	34
Figure 10 : Schéma du Ketac Nano dans son milieu de stockage	35
Figure 11 : Schéma du relargage ionique engendré par le Vitremer (gauche) ou le Ketac Nano (droite) une fois mis au contact de l'environnement buccal	36
Figure 12 : Schéma d'un compomère dans son milieu de stockage	38
Figure 13 : Schéma du relargage ionique engendré par un compomère une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	39
Figure 14 : Schéma d'un giomer dans son milieu de stockage.....	41
Figure 15 : Schéma du relargage ionique engendré par un giomer une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	42
Figure 16 : Schéma de l'Activa BioActive Restorative™ dans son milieu de stockage	45
Figure 17 : Schéma du relargage ionique engendré par l'Activa Bioactive Restorative™ une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	46
Figure 18 : Schéma du Cention® N dans son milieu de stockage.....	48
Figure 19 : Schéma du relargage ionique engendré par le Cention® N une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	49
Figure 20 : Schéma du Surefil one™ dans son milieu de stockage.....	51

Figure 21 : Schéma du relargage ionique engendré par le Surefil one™ une fois mis au contact de l'environnement buccal.....	52
Figure 22 : Vues au MEB des interfaces matériau-dentine avec et sans adhésif pour SO, CN et AB....	62
Figure 23 : Vue au MEB de l'interface matériau-dentine du pour le EF-DC.....	62
Figure 24 : Composite à déposer sur 47.....	68
Figure 25 : Isolation	68
Figure 26 : Dépose et curetage de la carie	68
Figure 27 : Mordançage.....	68
Figure 28 : Adhésif.....	68
Figure 29 : Stratification composite « dentine »	68
Figure 30 : Stratification composite « émail ».....	68
Figure 31 : Occlusion et polissage	68
Figure 32 : Exemple de restauration au composite d'une dent antérieure fracturée	68
Figure 33 : Amalgame à déposer sur 25.....	69
Figure 34 : Isolation et protection.....	69
Figure 35 : Dépose et nettoyage	69
Figure 36 : Matriçage.....	69
Figure 37 : Après mise en place.....	69
Figure 38 : Anatomie primaire	69
Figure 39 : Occlusion et polissage	69

Table des tableaux

Tableau 1 : Composition des nouveaux « composites bioactifs ».....	43
Tableau 2 : Abréviations, teintes, fabricants, numéros de lot et composition des matériaux utilisés .	54
Tableau 3 : Abréviations, protocole de préparation et de polymérisation pour chaque groupe testé mécaniquement	56
Tableau 4 : Protocole de préparation et de collage sur la dentine pour chaque groupe testé au cisaillement	58
Tableau 5 : Moyennes et écarts-types des valeurs de résistance à la flexion (FS) en MPa, de module d'élasticité (E) en GPa, et de la microdureté Vickers (HV) pour les différents groupes testés.....	60
Tableau 6 : Moyennes et écarts-types des valeurs d'adhérence (SBS) pour chaque groupe testé	61
Tableau 7 : Modes de rupture pour les différents groupes testés.....	61

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Docteur Philippe FRANÇOIS

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Les nouveaux matériaux de restauration relargant du fluor : caractérisation de leurs propriétés mécaniques et de leur potentialité clinique

Résumé :

Deux tendances se dégagent actuellement dans les matériaux de restauration d'usage en médecine bucco-dentaire : celle de la simplification des procédures mais également de la création de matériaux « intelligents », capables d'induire un relargage ionique au long cours ou dans certaines conditions spécifiques. Afin de pallier la complexité de mise en œuvre et aux limites des composites, notre « gold standard » actuellement en technique directe, et de mieux exploiter le potentiel des ciments verre ionomères, les industriels ont tenté à plusieurs reprises de proposer des matériaux hybrides entre ces deux familles. Récemment, des alternatives aux ciments verres ionomères, avec des propriétés auto-adhésives, la présence de composante résineuse, et une libération ionique de fluor, ont été développées. Il nous a paru intéressant de faire une étude dans le but de caractériser leurs propriétés mécaniques, leur adhérence, et l'interface avec la dentine, de trois de ces nouveaux matériaux, en comparaison avec un ciment verre ionomère de haute viscosité. Ce document vise également à mieux connaître la chimie et les particularités des matériaux à relargage ionique « historiques », pour ensuite comprendre la chimie des nouveaux matériaux arrivant sur le marché et les classer.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Résines composites -- Dissertation universitaire ; Test de matériaux -- Dissertation universitaire ; Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques ; Résines en odontostomatologie -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Composite Resins – Academic Dissertation ; Materials Testing -- Academic Dissertation

Université de Paris
UFR d'Odontologie - Montrouge
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge