



**HAL**  
open science

## Les ciments verres ionomères en odontologie conservatrice : données actuelles

Cécile Gebhard

► **To cite this version:**

Cécile Gebhard. Les ciments verres ionomères en odontologie conservatrice : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01931981

**HAL Id: hal-01931981**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01931981>**

Submitted on 23 Nov 2018

**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.



## AVERTISSEMENT

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

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

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

Contact : [ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

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

NANCY - METZ  
UNIVERSITÉ DE LORRAINE  
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2016

N°9110

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

**Cécile GEBHARD**

Née le 10 janvier 1990 à Metz (57)

**LES CIMENTS VERRES IONOMÈRES EN ODONTOLOGIE  
CONSERVATRICE : DONNÉES ACTUELLES**

Présentée et soutenue publiquement le

13 mai 2016

**Examineurs de la thèse :**

Pr. J.-M. MARTRETTE  
Dr É. MORTIER  
Dr R. BALTHAZARD  
Dr M. VINCENT

Professeur des Universités  
Maître de Conférences  
Maître de Conférences  
Assistant Hospitalier Universitaire

Président  
Directeur de thèse  
Juge  
Juge

NANCY - METZ  
UNIVERSITÉ DE LORRAINE  
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2016

N°9110

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

**Cécile GEBHARD**

Née le 10 janvier 1990 à Metz (57)

**LES CIMENTS VERRES IONOMÈRES EN ODONTOLOGIE  
CONSERVATRICE : DONNÉES ACTUELLES**

Présentée et soutenue publiquement le

13 mai 2016

**Examineurs de la thèse :**

Pr. J.-M. MARTRETTE  
Dr É. MORTIER  
Dr R. BALTHAZARD  
Dr M. VINCENT

Professeur des Universités  
Maître de Conférences  
Maître de Conférences  
Assistant Hospitalier Universitaire

Président  
Directeur de thèse  
Juge  
Juge

Par délibération en date du 11 décembre 1972,  
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que  
les opinions émises dans les dissertations  
qui lui seront présentées  
doivent être considérées comme propres à  
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner  
aucune approbation ni improbation.

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI -- Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

<b>Sous-section 56-01</b> Odontologie pédiatrique	Mme Mme M. Mlle Mlle M.	<b><u>DROZ Dominique (Desprez)</u></b> JAGER Stéphanie PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali LAUVRAY Alice MERCIER Thomas	Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante * Assistante Assistant *
<b>Sous-section 56-02</b> Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle Mlle	<b><u>FILLEUL Marie Pierryle</u></b> EGLOFF Benoît BLAISE Claire LACHAUX Marion	Professeur des Universités * Maître de Conférences * Assistante Assistante
<b>Sous-section 56-03</b> Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. Mme	<b><u>CLEMENT Céline</u></b> CAMELOT Frédéric LACZNY Emily	Maître de Conférences * Assistant * Assistante
<b>Sous-section 57-01</b> Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle Mlle	<b><u>AMBROSINI Pascal</u></b> BISSON Catherine JOSEPH David PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter PAOLI Nathalie	Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante Assistante *
<b>Sous-section 57-02</b> Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique  Anesthésiologie et Réanimation	Mme M. Mlle Mlle M. Mlle M.	<b><u>GUILLET-THIBAUT Julie</u></b> BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérengère BALZARINI Charlotte DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlène MASCHINO François	Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante Assistant Assistante * Assistant
<b>Sous-section 57-03</b> Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M.	<b><u>YASUKAWA Kazutoyo</u></b> MARTRETTE Jean-Marc	Maître de Conférences * Professeur des Universités *
<b>Sous-section 58-01</b> Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle M.	<b><u>MORTIER Éric</u></b> AMORY Christophe BALTHAZARD Rémy ENGELS-DEUTSCH Marc BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin	Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistant Assistante Assistant *
<b>Sous-section 58-02</b> Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. Mme Mme M. M. M. Mlle	<b><u>DE MARCH Pascal</u></b> SCHOUVER Jacques VAILLANT Anne-Sophie CORNE Pascale GILLET Marc HIRTZ Pierre KANNENGISSER François SIMON Doriane	Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante * Assistant Assistant * Assistant Assistante
<b>Sous-section 58-03</b> Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme Mme M. M.	<b><u>STRAZIELLE Catherine</u></b> MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistant Associé

Souligné : responsable de la sous-section \* temps plein

Mis à jour le 01.11.2015

## **REMERCIEMENTS**

**À notre Président de thèse,**

**Monsieur le Professeur Jean-Marc MARTRETTE,**

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Doyen de la Faculté d'odontologie de Nancy

Chef de service du CSERD de Nancy

Docteur en Sciences Pharmacologiques

Sous-section : Science biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Nous sommes très sensible à l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de notre jury de thèse.

Nous vous remercions du temps consacré à la lecture de notre travail.

Nous vous prions de croire en l'expression de notre sincère estime.



**À notre Juge et Directeur de thèse,  
Monsieur le Docteur Éric MORTIER,**

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I

Maître de conférences des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous vous sommes très reconnaissante d'avoir accepté la direction de cette thèse et de nous avoir guidée tout au long de son élaboration avec la disponibilité, la rigueur, la patience et la gentillesse qui vous caractérisent.

Nous vous remercions de votre confiance. Les années de monitorat passées à vos côtés ont été très enrichissantes humainement, et nous ont permises de découvrir l'art de la pédagogie.

Nous voudrions vous témoigner au travers de ce travail toute notre gratitude pour la richesse de l'enseignement que vous nous avez prodigué. Très sincèrement merci.

**À notre Juge,**

**Monsieur le Docteur Rémy BALTHAZARD,**

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier, CHU de Nancy

Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

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

Nous vous remercions pour la gentillesse, le soutien et les encouragements que nous avons trouvés auprès de vous pendant ces années de clinique.

Nous n'oublierons jamais vos qualités humaines et pédagogiques.

**À notre Juge,**

**Monsieur le Docteur Marin VINCENT,**

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lorraine

Assistant Hospitalier Universitaire sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Vous nous avez fait l'honneur de bien vouloir prendre part à notre jury.

Nous vous remercions d'avoir contribué à enrichir nos années de clinique par votre dévouement, votre sympathie et vos qualités pédagogiques.

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

# **SOMMAIRE**

**Liste des figures**

**Liste des tableaux**

**Introduction**

## **1. Historique**

## **2. Les différents ciments verres ionomères**

2.1 Les ciments verres ionomères conventionnels

2.2 CVI condensables/renforcés

2.3 Ciments verres ionomères modifiées par adjonction de résine

2.4 Les compomères

2.5 Récapitulatif

## **3. Applications cliniques**

3.1 Classification

3.2 Application en odontologie conservatrice

3.3 Application en odontologie pédiatrique

**Conclusion**

**Bibliographie**

**Table des matières**

## Liste des figures

- Figure 1 : microstructure de base des CVI conventionnels (d'après : Lasfargues et coll., 1998)
- Figure 2 : réaction de prise du CVI
- Figure 3 : formation des polyacrylates de calcium et d'aluminium pendant la réaction de prise d'un ciment verre ionomère (d'après : Lasfargues et coll., 1998)
- Figure 4 : exemple de CVI poudre/liquide à mélanger manuellement, GC Fuji IX GP®, 15 g de poudre et 6,4 ml de liquide
- Figure 5 : exemple de CVI poudre/liquide en capsules pré-dosées, GC Fuji II LC®, la boîte de 50 capsules - Teinte A3
- Figure 6 : exemple de la forme pâte-pâte, 3M ESPE Ketac® Nano
- Figure 7 : représentation schématique de la couche d'échange ionique. Les chaînes polyacides déplacent le calcium et le phosphate des tissus dentaires qui se lient et forment une zone enrichie en ions, à l'interface entre la dentine et le CVI (d'après : Lasfargues et coll., 1998)
- Figure 8 : réaction de prise du CVIMAR (d'après : Lasfargues et coll., 1998)
- Figure 9 : caractéristiques des différentes familles de matériaux (d'après Lasfargues et coll., 1998)
- Figure 10 : lésions cervicales d'origine carieuses (Photographie Dr Sueo Saito d'après Sidhu, 2011)
- Figure 11 : lésions radicaire restaurée au CVI (d'après Ngo et Opsahl-Vital, 2012)
- Figure 12 : technique sandwich fermé
- Figure 13 : technique sandwich ouvert
- Figure 14 : la technique sandwich ouvert (d'après Liebenberg, 2005)
- Figure 15 : technique ART (source : Holmgren et coll., 2013)
- Figure 16 : vue clinique de 36 chez une patiente de 8 ans avec un RCI élevé avant et après la mise en place d'un CVI fluide (GC Fuji Triage)

## Liste des tableaux

- Tableau 1 : composition de la poudre des ciments verres ionomères conventionnels
- Tableau 2 : propriétés mécaniques des CVI conventionnels, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 3 : composition du ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (source : Sidhu, 2011)
- Tableau 4 : propriétés mécaniques des CVIMAR, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 5 : composition d'un compomère (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 6 : propriétés mécaniques des compomères, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 7 : classification des ciments verres ionomères selon l'utilisation clinique (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 8 : classification selon la réaction de prise (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 9 : classification internationale officielle des ciments verres ionomères (source : Lasfarges et coll., 1998)
- Tableau 10 : tableau récapitulatif de l'utilisation des ciments verres ionomères (d'après Berg et Coil, 2015)

## Introduction

Devant la mort annoncée à moyen terme de l'amalgame dentaire après la conférence de Minemata de 2014 et devant le débat naissant autour de la toxicité potentielle des résines composites du fait de la présence de Bisphénol A en leur sein, les ciments verres ionomères suscitent un regain d'intérêt. Cette famille de matériaux mise au point dans les années 70, a connu son plein essor dans les années 90, et compte aujourd'hui de nombreux produits sur le marché.

L'objectif de ce travail est de synthétiser les données actuelles.

La première partie de ce travail est consacrée à l'étude des différentes catégories de ciments appartenant à cette famille : les ciments verres ionomères conventionnels, les ciments verres ionomères condensables, les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine et les compomères. Leur composition ainsi que leurs propriétés y seront décrites. La deuxième partie de ce travail est consacrée à l'application clinique en odontologie conservatrice de ces matériaux. Nous y décrirons les différentes indications et techniques de leur mise en place.

## 1. Historique

La mise au point des ciments verres ionomères est issue d'une longue expérimentation qui a été menée à partir des ciments silicates. Les silicates étaient les matériaux de premier choix pour les restaurations antérieures, avant les années 1950. Ils avaient une certaine opacité, pouvaient libérer du fluor, mais leur résistance à l'érosion était médiocre, leur adhésion aux tissus dentaires mauvaise, ce qui pouvait entraîner une irritation pulpaire susceptible d'aller jusqu'à la nécrose (Wilson et Batchelor, 1967).

Les travaux de Smith permirent la création du premier ciment adhérent aux tissus dentaires par adhésion chimique : le ciment polyacrylate (Smith, 1968). Celui-ci fut obtenu en remplaçant l'acide phosphorique des ciments phosphate de zinc par de l'acide polyacrylique.

Ainsi, sur la base des travaux de Smith, Wilson et son équipe tentèrent alors de développer un nouveau ciment ayant les avantages des ciments silicates sans leurs inconvénients. Ils proposèrent un matériau utilisant le liquide des ciments polycarboxylates de zinc, l'acide polyacrylique et la poudre des silicates, les verres fluorés alumino-siliciques. Le ratio aluminium/silicate, contenu dans la poudre, dut être modifié deux cent fois avant que le ciment ne soit utilisable (Wilson, 1996). Ce fut la naissance d'une nouvelle classe de biomatériaux : les ciments verres ionomères (CVI) (Wilson et Kent, 1972).

En 1975, le premier ciment verre ionomère fut commercialisé sous le nom de ASPA II (*alumino-silicate polyacrylic acid*) par la société De Trey. Il avait la capacité d'adhérer spontanément aux tissus dentaires et de libérer du fluor. Au fil des ans, d'autres améliorations virent le jour, notamment au niveau de la formulation du matériau et permirent de multiplier les indications cliniques : ciments de scellement, ciments d'obturation, ciments intermédiaires (ou de temporisation).

À la fin des années 80, le ciment verre ionomère évolua. On y incorpora une petite quantité de monomères résineux et d'initiateurs, impliqués dans la réaction de polymérisation. Ainsi naquit le ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) (Antonucci et coll., 1988 ; Mitra, 1991). Ses propriétés mécaniques sont globalement supérieures à celles des CVI conventionnels (Sidhu, 2011) et leur manipulation est plus aisée.



Depuis quelques années les ciments verres ionomères condensables ont fait leur apparition. Ils sont principalement utilisés en pédodontie et en dentisterie humanitaire.

## **2. Les différents ciments verres ionomères**

### **2.1 Ciments verres ionomères conventionnels**

Les ciments verres ionomères conventionnels (CVI) sont composés d'une poudre et d'un liquide à mélanger. Au cours du mélange, une réaction acido-basique se produit au sein de laquelle le liquide est l'acide et la poudre est la base.

#### **2.1.1 Composition**

##### **La poudre**

Elle est constituée de verre de fluoro-alumino-silicate, de composition chimique générale :  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$  (alumine, silice, fluorite).

La poudre est obtenue par une procédure de fusion puis de frittage. L'alumine et la silice sont passées dans un flux de fluorure de calcium, d'aluminium et de sodium. Le mélange est chauffé entre 1100 et 1500 °C jusqu'à la fusion, la température variant selon la composition du verre. Il est ensuite refroidi brutalement dans de l'eau froide, puis broyé en fines particules n'excédant pas 45 µm pour les verres ionomères de restauration (Baig et Fleming, 2015).

Tableau 1 : composition de la poudre des ciments verres ionomères conventionnels

Eléments	Propriétés
Di-oxyde de Silice (SiO <sub>2</sub> )	
Alumine	
Fluorite (CaF <sub>2</sub> )	- Diminuer la température de fusion du frittage = rôle de fondant
Trifluoride d'aluminium (AlF <sub>3</sub> )	
Phosphate d'aluminium (AlPO <sub>4</sub> )	
Cryolite (Na <sub>3</sub> AlF <sub>6</sub> )	- Diminuer la température de fusion du frittage - Rendre le verre plus translucide
Strontium (St)	- Rendre le CVI radio-opaque (Wren et coll., 2008 ; Smith, 1998 ; Shahid et coll., 2014)
Barium (Ba)	
Lanthanum (La)	

Notons que les ions fluorures modifient le pH du ciment, permettant ainsi d'augmenter le temps de travail et de réduire le temps de prise du ciment. La composition et la proportion des composants de la poudre du CVI peuvent varier d'un matériau à un autre, selon les fabricants.

### Le liquide

C'est une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque, de haute masse molaire compris entre 10 000 et 30 000, avec des copolymères d'acide acrylique et d'acide itaconique (environ 50% de la composition du liquide). On y retrouve également de l'acide tartrique (environ 5 %). Celui-ci possède trois propriétés. Il permet d'augmenter le temps de travail en formant du tartrate de calcium, de diminuer le temps de prise en libérant des cations métalliques (les ions fluorures jouent le même rôle) et d'augmenter la dureté du ciment (Ogolnik et coll., 1992).

Le liquide comporte aussi des adjuvants comme de l'acide maléique ou de l'acide carboxylique, qui ont également pour rôle d'accélérer la prise et de durcir plus précocément le matériau.

L'acide polyacrylique possède des groupements carboxyliques COOH (COO<sup>-</sup> pour la forme ionisée) qui sont les sites réactifs de la réaction de prise.

### 2.1.2 Principe de réaction

Lors du mélange poudre/liquide, une réaction acide-base se produit. L'acide, le liquide, attaque le verre produisant une libération d'ions aluminium, calcium et fluorures. Ceux-ci vont se lier aux groupements carboxyliques des copolymères acides et produire des polyacrylates de calcium et d'aluminium. Une libération d'acide silicique s'effectue en parallèle. Cet acide silicique entoure les particules de verre d'un gel de silice.

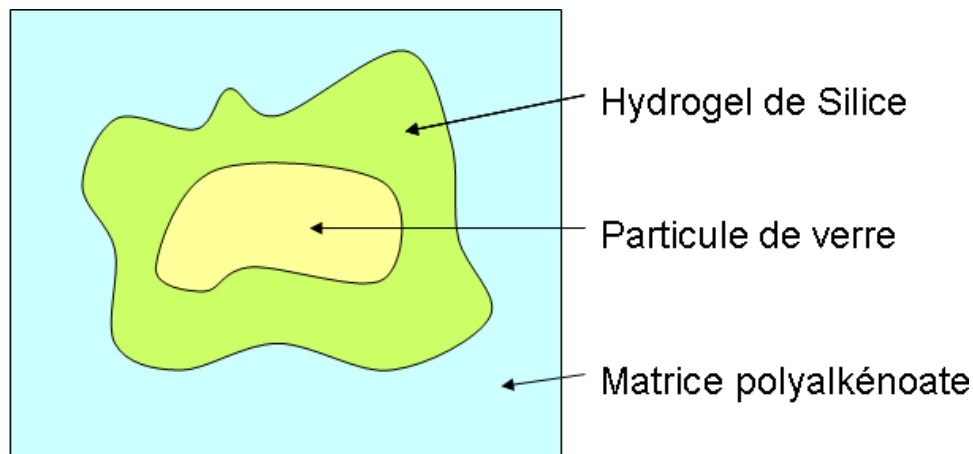


Figure 1 : microstructure de base des CVI conventionnels  
(d'après : Lasfragues et coll., 1998)

La réaction se déroule en deux grandes phases (Walls, 1986). Une phase de dissolution est observée tout d'abord, suivie d'une phase de gélification.

#### Phase de dissolution

Le liquide, composé d'eau distillée et des polyacides, attaque la couche de surface des particules de verre. Cette action entraîne la libération d'ions calcium Ca<sup>2+</sup>, aluminium Al<sup>3+</sup> et de composés fluorés.

La concentration en ions calcium va augmenter plus rapidement que celle en ions aluminium. Une partie des ions calcium et aluminium vont s'associer

aux ions fluorures  $\text{AlF}_2^+$ ,  $\text{AlF}^{2+}$ ,  $\text{CaF}^+$ . Après l'attaque acide, il restera très peu d'ions fluorures libres dans la poudre.

### **Phase de gélification**

Au départ, les ions calcium présents sont les plus mobiles. Ils vont former un réseau de réticulation. L'arrangement spatial du polyacide se modifie. En effet, de nombreuses forces intermoléculaires présentes au sein de la molécule favorisent une configuration tridimensionnelle sphérique. Puis, au fur et à mesure de la libération d'ions, la molécule de polyacide devient de plus en plus polaire et adopte une configuration plus linéaire. Ceci permet aux ions métalliques d'avoir un accès aux groupements carboxyliques. Ainsi, les ions  $\text{Ca}^{2+}$  se lient aux groupements carboxylate  $\text{CO}_2^-$  du polyacide et forment des polyacrylates de calcium. En trois heures, les ions  $\text{Ca}^{2+}$  sont entièrement liés. Ces liaisons entraînent une diminution de la mobilité des chaînes de copolymères. C'est le début de la phase de gélification.

Durant les 48 heures suivant cette prise initiale, une phase de maturation se produit où ce sont les ions aluminium, moins mobiles, qui vont se lier aux groupements carboxyliques. Ceci aboutit à la formation de polyacrylate d'aluminium permettant de diminuer encore la mobilité des polyacides.

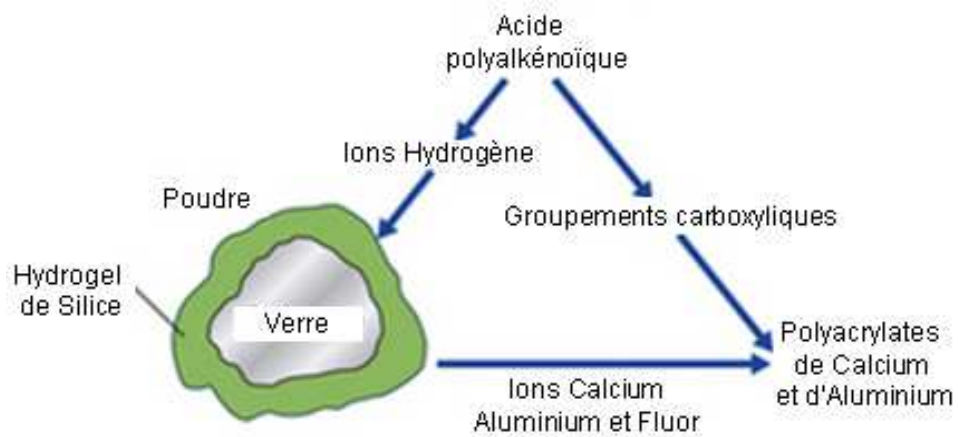
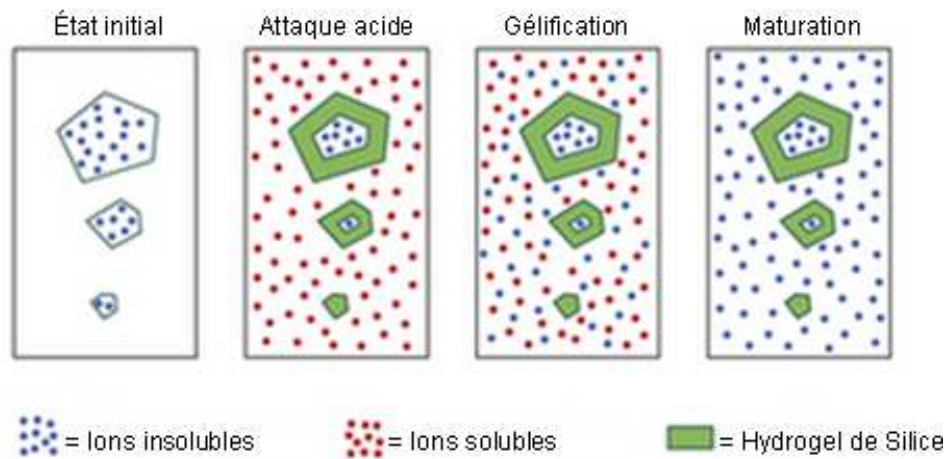


Figure 2 : réaction de prise du CVI (source : <http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>)

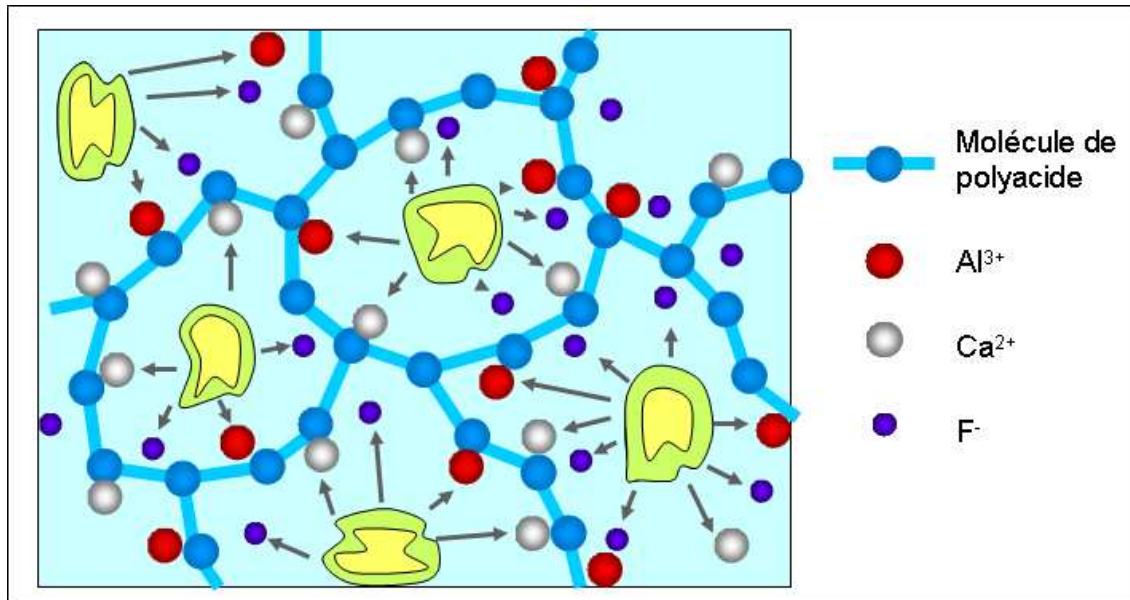


Figure 3 : formation des polyacrylates de calcium et d'aluminium pendant la réaction de prise d'un ciment verre ionomère (d'après : Lasfargues et coll., 1998)

La structure du produit fini est de type « matrice à cœur ». Du centre vers la périphérie, on trouve :

- les particules de verre non réagi ; pendant la réaction seulement 20 à 30% du verre va se dissoudre, le cœur en verre qui n'a pas réagi a le rôle de charge (Walls, 1986),
- l'hydrogel de silice entoure le noyau de verre,
- la matrice de polyacrylate.

### 2.1.3 Présentation

Les ciments verres ionomères peuvent se présenter sous trois formes.

Dans la forme poudre/liquide, deux versions sont possibles. Dans la première, les deux parties sont séparées. Il faut mélanger manuellement à l'aide d'une spatule la poudre et le liquide selon un ratio poudre/liquide spécifié par les fabricants (figure 4). Dans la seconde, la présentation est en capsules pré-dosées. Sa manipulation est alors plus aisée car le mélange est fait mécaniquement dans un vibreur selon le temps indiqué par le fabricant (figure 5).

Dans la forme poudre/eau, la poudre peut parfois contenir le verre et le produit réactif liquide (acide polyacrylique) sous une forme déshydratée. Elle est ensuite

mélangée à de l'eau distillée ou à un mélange contenant de l'acide tartrique. Cela permet de mélanger manuellement plus facilement le produit (Crisp et coll., 1979).

Dans la forme pâte/pâte, le mélange de deux pâtes est obtenu par l'emploi d'un pistolet mélangeur (figure 6). Cette présentation concerne uniquement les CVIMAR (Sidhu, 2011).



Figure 4 : exemple de CVI poudre/liquide à mélanger manuellement, GC Fuji IX GP®, 15 g de poudre et 6,4 ml de liquide



Figure 5 : exemple de CVI poudre/liquide en capsule prédosées, GC Fuji II LC®, la boîte de 50 capsules - Teinte A3



Figure 6 : exemple de la forme pâte pâte, 3M ESPE Ketac® Nano



## 2.1.4 Propriétés

### Adhésion

L'adhésion du ciment verre ionomère est une adhésion chimique. Elle ne nécessite pas de matériau intercalaire assurant le contact intime entre la surface de la dent et le ciment.

Des liaisons ioniques vont se créer entre les groupements carboxyles du ciment et les ions calcium de l'hydroxyapatite au niveau des surfaces amélares et dentinaires. Ceci entraîne la création d'une zone intermédiaire de diffusion ionique entre le ciment verre ionomère et l'hydroxyapatite. Cette zone est très fine de l'ordre de quelques micromètres (Sennou et coll., 1999). Les échanges se font entre l'acide polyacrylique qui est adsorbé à la surface de l'hydroxyapatite et les ions phosphate et calcium de la surface dentaire. L'adsorption est un phénomène selon lequel des atomes ou des molécules de gaz ou de liquide, les adsorbats, se fixent sur une surface solide, l'adsorbant.

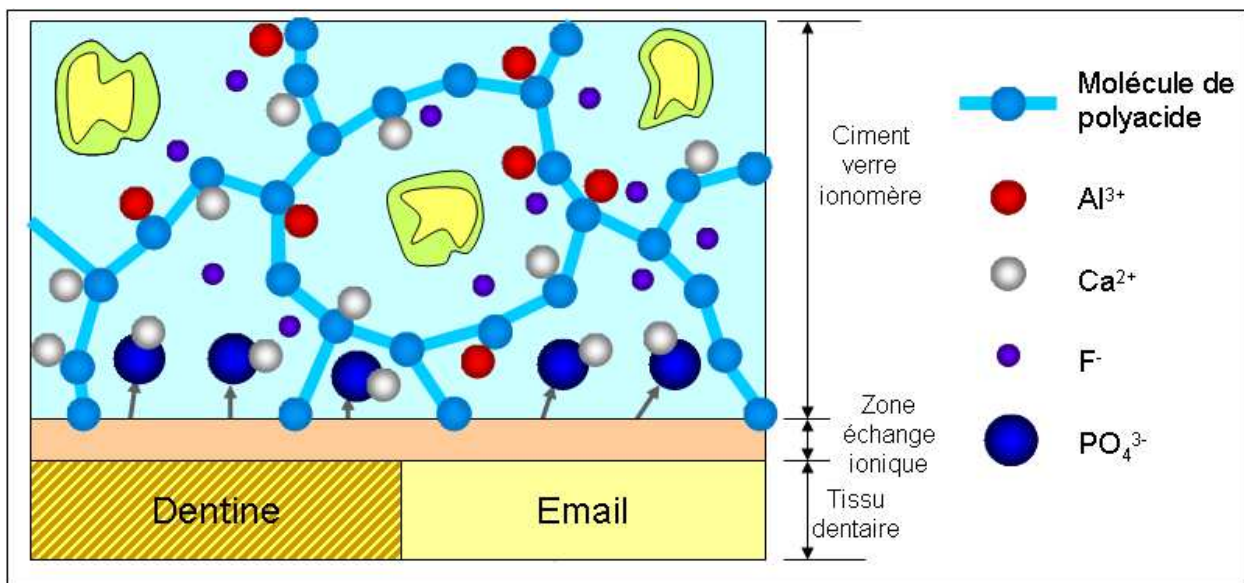


Figure 7 : représentation schématique de la couche d'échange ionique. Les chaînes polyacides déplacent le calcium et le phosphate des tissus dentaires qui se lient et forment une zone enrichie en ions, à l'interface entre la dentine et le CVI (d'après : Lasfargues et coll., 1998)

Le traitement préalable de la surface dentaire par un acide polyacrylique améliore l'adhésion du ciment verre ionomère. Il est appliqué pendant 15 à 20 secondes selon les recommandations des fabricants au niveau des surfaces dentaires, rincé un temps équivalent au temps d'application, puis séché modérément. Ce dernier va dissoudre la *smear layer* formée après utilisation des instruments rotatifs lors de l'éviction carieuse, déminéraliser légèrement la surface dentaire et optimiser l'adhésion (Tay et coll., 2001 ; Glasspoole et coll., 2002 ; Hoshika et coll., 2015).

### **Bioactivité**

Le ciment verre ionomère libère des ions fluorures vers la dent et vers le milieu buccal lors de l'application et après la prise du matériau.

Durant la réaction entre l'acide polyalkénoïque et le verre, la libération d'ions fluorures est très importante. Elle augmente constamment les 24 premières heures. Pour Karantakis, elle est maximale les 4 premières heures. Elle va ensuite diminuer rapidement entre 24 et 72 heures pour se stabiliser pendant 10 à 20 jours puis enfin décroître lentement dans le temps pendant des mois voire des années (Karantakis et coll., 2000).

Cette libération de fluor est susceptible de diminuer la déminéralisation des structures dentaires voisines (Yamamoto et coll., 2005).

Elle se fait aussi vers le milieu buccal notamment dans la plaque dentaire où elle va inhiber l'action de certaines bactéries et en particulier leur production d'acide (Nakajo et coll., 2009 ; Chau et coll., 2015). Certains travaux montrent que l'accumulation de la plaque dentaire à la surface d'une obturation en ciment verre ionomère est moins importante qu'au niveau d'une résine composite (Benelli et coll., 1993).

Par ailleurs, grâce à l'apport extérieur de fluor, par le biais du dentifrice, de bains de bouche, de vernis, de gel et de certains aliments, le CVI va pouvoir se recharger en fluor. Il fonctionne alors comme un véritable réservoir qui libèrera plus tard à nouveau les ions nécessaires (Wiegand et coll., 2007). Ceci n'est possible toutefois que sur une courte période (Rothwell et coll., 1998).

## **Propriétés biologiques**

De nombreuses études ont montré qu'un ciment verre ionomère au contact de la dentine n'entraîne pas ou peu de réaction au niveau de la pulpe s'il existe une certaine distance entre celle-ci et le fond de la cavité (Schmalz et coll., 1994 ; Six et coll., 2000).

Ainsi, Mount et Hume (Mount et Hume, 1988) ont mis en évidence une forte inflammation pulpaire quand le ciment verre ionomère se retrouve au contact de la pulpe de molaires chez le rat. Celle-ci apparaîtrait pendant la réaction de prise. Tobias a également montré une irritation pulpaire *in vivo*, mais celle-ci était résolutive en 28 jours (Tobias et coll., 1988).

En général les ciments verres ionomères venant d'être mélangés ont tendance à provoquer plus de réactions que les ciments ayant achevé leur réaction de prise (Sidhu et Schmaltz, 2001). C'est pourquoi lorsqu'il reste moins d'un millimètre entre le fond de la cavité dentinaire et de la pulpe, il apparaît judicieux d'appliquer un fond d'hydroxyde de calcium ou un ciment d'oxyde de zinc eugénol afin de minimiser les effets d'irritation ou d'inflammation durant la réaction de prise du matériau (Plant et coll., 1991).

## **Propriétés mécaniques**

Plusieurs facteurs vont modifier les performances mécaniques des CVI (Xie et coll., 2000). En particulier, la structure du verre (De Caluwe et coll., 2014), la structure du polyacide (composition, poids moléculaire) et le rapport poudre/liquide (Fleming et coll., 2003). De nombreuses études en rendent compte (Molina et coll., 2013 ; Zoergiebel et Ilie, 2013). Différentes propriétés peuvent être explorées comme la résistance à l'usure, à la compression, à la traction, à la fatigue, à la flexion.

Les ciments verres ionomères dits condensables (ayant un ratio poudre/liquide plus important) semblent montrer de meilleures propriétés mécaniques par rapport aux CVI dit conventionnels (Molina et coll., 2013).

Tableau 2 : propriétés mécaniques des CVI conventionnels, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfargues et coll., 1998)

Propriétés	Valeurs
Résistance à la compression (MPa)	100-150
Résistance à la traction (MPa)	15-17
Résistance à la flexion (MPa)	20-30
Module d'élasticité (MPa)	20000
Dureté vickers (MPa)	1100
Rugosité de surface après polissage ( $\mu\text{m}$ )	0,29

### Étanchéité

L'objectif de toute restauration est d'avoir un joint qui soit le plus étanche possible entre le matériau et les surfaces dentaires. S'il est déficient, le passage de fluide, de molécules, de bactéries entraîne à terme l'échec potentiel de la restauration.

On peut distinguer deux types d'étanchéité. L'étanchéité immédiate, obtenue lors de la mise en œuvre du matériau et l'étanchéité médiate (ou retardée), obtenue une fois le matériau mis en place dans la cavité buccale. L'étanchéité immédiate va dépendre essentiellement de l'adhésion à la surface et des variations dimensionnelles. Elle dépend également de la mise en œuvre proprement dite, notamment la gestion des variations hydriques. Les CVI bénéficient d'une bonne étanchéité immédiate de par leur capacité à adhérer aux tissus dentaires et de par leur faible rétraction de prise. En effet, une faible contraction de prise s'exerce au sein même du matériau et non à l'interface dent/matériau. Par contre, ce sont des matériaux très sensibles aux variations hydriques, leur étanchéité sera bonne s'ils sont manipulés correctement (cf. précaution de manipulation). L'étanchéité médiate ou retardée, quant à elle, dépend du coefficient de dilatation thermique et de la solubilité du matériau dans le milieu buccal.

Comme les coefficients de dilatation thermique du ciment verre ionomère ( $11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), de l'émail ( $11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) ou de la dentine ( $8.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) sont proches, le risque de rupture au niveau de l'interface entre le matériau et la dent est faible. De plus, Attal a montré qu'à la fin de la réaction de prise, les CVI résistaient bien à l'hydrolyse de l'eau ou des acides présents dans le milieu buccal, ce qui est garant d'une bonne étanchéité médiate (Attal, 2009).

### **Propriétés optiques**

Pour les CVI, la correspondance de couleur initiale avec les tissus dentaires est limitée. Après mise en place, ils sont opaques mais gagnent en translucidité pendant leur phase de maturation. Les améliorations portées aux CVI ont permis d'homogénéiser l'indice de réfraction entre le verre et la matrice afin d'optimiser la translucidité (Attal, 2009). Ce sont cependant des matériaux qui demeurent opaques et qui sont contre indiqués dans les zones esthétiques en odontologie conservatrice (Suzuki et Jordan, 1990).

#### **2.1.5 Précaution de manipulation**

Le ciment verre ionomère est un matériau très sensible aux variations hydriques. Sa balance hydrique doit rester équilibrée lors sa prise (Sidhu, 2011).

Les sels de polyacrylate de calcium et d'aluminium sont vulnérables face à l'humidité. Un surplus d'eau lors de la prise génère potentiellement une hydrolyse du ciment, une libération des ions métalliques du CVI (Lasfargues et coll., 1998), une diminution des propriétés mécaniques (Causton, 1981), une diminution de la translucidité (Phillips et Bishop, 1985) ou encore une augmentation de la fixation des colorants.

À l'inverse, une perte excessive en eau favorise la dessiccation et entraîne des contractions au sein du matériau avec la survenue de fêlures et de craquelures (Saito, 1979).

Certaines recommandations sont importantes à suivre. Le respect des doses poudre/liquide du matériau et du temps de travail préconisé par les fabricants, l'obtention d'un aspect brillant du matériau avant sa mise en place, l'isolation de la salive de la dent à restaurer, la réalisation un traitement de surface de la dent

avec de l'acide polyacrylique avant l'insertion du matériau, l'obtention d'une exposition de la dentine ni trop sèche, ni trop humide, la protection du ciment à l'aide de vernis et la réalisation d'un polissage 24 heures après la mise en place du matériau sont autant de points à privilégier afin d'optimiser les propriétés du matériau (Lasfargues et coll., 1998).

## **2.2 CVI condensables/renforcés**

Cette famille de matériaux est développée dans les années 90. Ce sont des CVI dont le rapport poudre/liquide a été augmenté. Ils ont été rendus visqueux par une nouvelle distribution de la taille des particules et par addition d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre.

Ils sont faciles à mettre en place ce qui les indique dans des situations cliniques difficiles comme en odontologie pédiatrique ou en dentisterie humanitaire.

Ces matériaux sont moins sensibles à l'équilibre hydrique que les CVI traditionnels mais il convient tout de même de les recouvrir d'un vernis. Ils libèrent une quantité importante de fluor (Attal, 2010). Leur résistance mécanique, en particulier la résistance à l'usure est bien meilleure que celle des CVI conventionnels (Lasfargues et coll., 1998 ; Bonifacio et coll., 2009).

## **2.3 Ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine**

Les CVIMAR apparaissent dans les années 1980. Cette famille de matériaux représente une amélioration du ciment verre ionomère conventionnel. Il en garde les avantages comme l'adhésion ou la libération de fluorures, mais ses propriétés mécaniques sont plus intéressantes.

### **2.3.1 Composition**

C'est un ciment verre ionomère auquel est ajoutée une petite quantité de monomères résineux, d'initiateurs solubles et d'activateurs photosensibles.

Dans le CVIMAR, une petite quantité d'hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA) ou de diméthacrylate glycidique de bisphénol A (Bis GMA) à hauteur de 4,5 à 6% est ajoutée (Sidhu, 2011), greffée sur les chaînes du polyacide. L'HEMA contient des

groupements hydroxyles, le rendant ainsi soluble dans l'eau. Le but est de renforcer la matrice acide-base par une matrice résineuse.

Tableau 3 : composition d'un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine

<b>Poudre</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verre de fluoroaluminosilicate de calcium</li> </ul>	Matrice polyacrylate
<b>Liquide</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Solution aqueuse d'acide polyalkénoïque</li> </ul>	
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Hydroxyéthyl-méthacrylate (HEMA)</li> <li>• Initiateurs solubles type camphoroquinone</li> <li>• Activateurs photosensibles</li> </ul>	Matrice résineuse

### 2.3.2 Principe de réaction

De la même façon que le ciment verre ionomère conventionnel, le ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine est mélangé manuellement ou à l'aide d'un vibreur selon les recommandations du fabricant. Deux réactions vont alors se produire :

- une réaction acide-base, identique à celle des ciments verres ionomères traditionnels, s'initie dès le début du mélange ; elle est plus lente que pour les CVI conventionnels car une partie de la solution aqueuse est remplacée par l'hydroxyéthyl-méthacrylate (Wilson, 1990).
- une réaction de polymérisation ; elle peut être autopolymérisable ou photopolymérisable ; dans le cadre des traitements en odontologie conservatrice une réaction de photopolymérisation est requise ; sous l'action d'une source lumineuse les monomères vont s'associer pour former un véritable réseau polymère ; c'est cette réaction qui permet la prise initiale du matériau ; la réaction acide-base va, elle, se poursuivre dans le temps consolidant et fortifiant la matrice de polymère (Sidhu, 2011).

Au final, les matrices de polyacrylate et de résine vont s'interpénétrer.

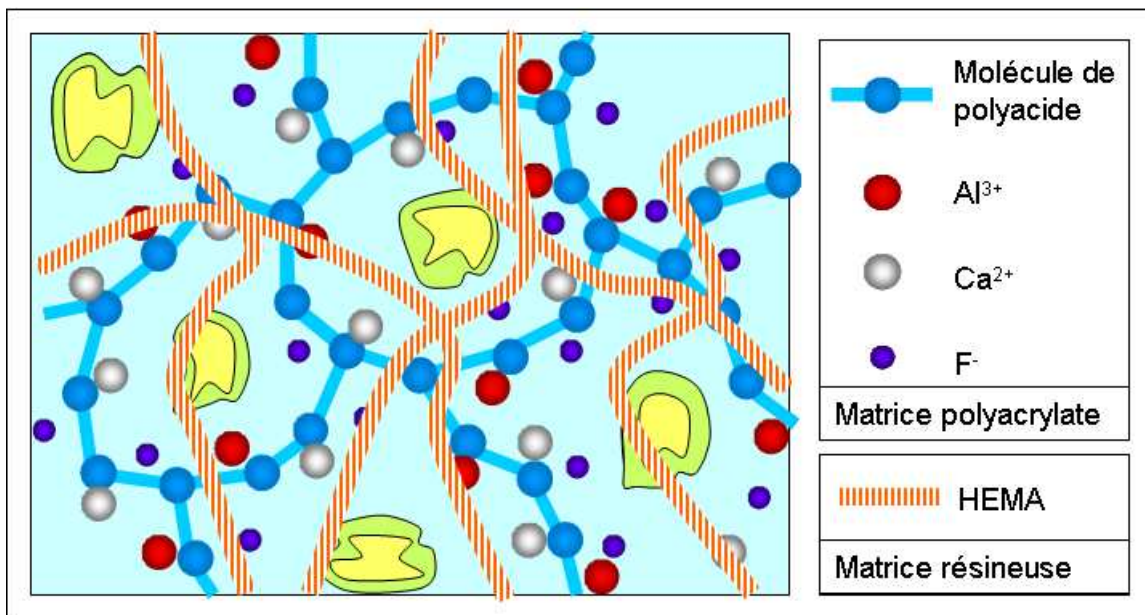


Figure 8 : réaction de prise du CVIMAR (d'après : Lasfargues et coll, 1998)

### 2.3.3 Propriétés

#### Adhésion

L'adhésion aux tissus dentaires pour un CVIMAR se fait de la même façon que le CVI. Il est fondé sur un échange ionique au niveau de la surface amérodentinaire où un déplacement des ions calcium et phosphate s'effectue. Un traitement de surface de la dent à l'acide polyacrylique est nécessaire pour obtenir de bonnes performances du CVIMAR (Charlton et Haveman, 1993).

De plus, une sorte de couche hybride a été décrite (Nitta et coll., 1994), montrant qu'il y a également une part d'adhésion micromécanique dans l'adhésion du ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine à la dentine.

De façon générale, l'adhérence des CVIMAR est supérieure à celle des ciments verres ionomères conventionnels (Pereira et coll., 2002 ; Rao et coll., 2013 ; El Wakeel et coll., 2015).

Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine ont la capacité d'adhérer également aux résines composites. Cela est



particulièrement utile dans le cadre de la technique sandwich, où le ciment verre ionomère joue le rôle de substitut dentinaire. Sous l'action de la lumière, dans le CVIMAR, une réaction de polymérisation se fait en profondeur du matériau. Cependant, à la surface elle est inhibée en raison de la présence d'oxygène. À l'application de la résine composite et toujours sous l'action d'une source lumineuse, la réaction de polymérisation se poursuit, par association des fonctions di-méthacrylates des monomères de la résine composite et de ceux du CVIMAR.

### **Bioactivité**

Tout comme les CVI, les CVIMAR constituent un réservoir de fluor. Ils ont la capacité de libérer et de se recharger en fluor. La quantité de fluor libérée varie en fonction de, la concentration de fluor initiale, du type de mélange du matériau, de la composition de la poudre, et de la porosité du matériau (Itota et coll., 1999 ; Cabral et coll., 2015).

D'après Xu et Burgess, un matériau poreux permet une plus grande diffusion de certains éléments comme le fluor. Ainsi pour les CVI et les CVIMAR, leur porosité intrinsèque majorée par rapport aux résines composites permet une libération ou une recharge facilitée en ions fluor (Xu et Burgess, 2003).

La libération en fluor des CVIMAR suit le même schéma que celle des CVI. Plusieurs études rapportent une libération très importante pendant les 24 premières heures. Celle-ci diminue dès le deuxième jour et continue de décroître dans le temps, pour se stabiliser à un plateau aux alentours du 7<sup>e</sup> jour (Chan et coll., 2006 ; Can-Karabulut et coll., 2007).

De plus, la libération de fluorures des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine permet d'inhiber le métabolisme de certaines bactéries cariogéniques comme par exemple *s.mutans* (Chau et coll., 2015 ; Farrugia et Camilleri, 2015).

### **Propriétés biologiques**

Le CVIMAR après photopolymérisation est susceptible de libérer des monomères de HEMA qui peuvent passer par les tubulis dentinaires et

atteindre la pulpe. À ce stade, ces résidus provoquent son irritation (Nicholson et Czarnecka, 2008 ; Botsali et coll., 2014).

Une étude montre que la mise en place du CVIMAR Fuji II LC® dans une cavité avec une épaisseur de dentine supérieure à 0,5 mm, entre la pulpe et le matériau, ne freine pas et n'arrête pas la dentinogénèse (Goldberg et Lasfargues, 1995). Lorsque l'épaisseur est inférieure à 0,5 mm, la dentinogénèse se retrouve stoppée ou ralentie. S'il y a une exposition pulpaire avec apposition du matériau sur celle-ci, aucune formation de pont de dentine réparatrice n'est observée après 90 jours. D'autres études mettent en évidence des résultats similaires (Lopes de Nascimento et coll., 2000).

Cependant la plupart des études *in vivo* permettent de conclure que les CVIMAR sont des matériaux ayant une bonne biocompatibilité. Les réactions se produisant sous CVIMAR sont qualifiées de faibles à modérées et la dentinogénèse n'y est pas forcément modifiée. Tout comme pour les CVI conventionnels, le facteur le plus critique est l'épaisseur de dentine résiduelle.

### **Propriétés mécaniques**

Globalement, les propriétés mécaniques des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine sont supérieures à celles des ciments verres ionomères conventionnels, résistance à l'usure mise à part (Uno et coll., 1996 ; Xie et coll., 2000).

Leurs performances mécaniques restent néanmoins inférieures à celles des résines composites. De ce fait, leur utilisation reste contre-indiquée dans les zones soumises à des charges occlusales importantes.

Tableau 4 : propriétés mécaniques des CVIMAR, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfargues et coll., 1998)

<b>Propriétés mécaniques</b>	<b>Valeurs</b>
Résistance à la compression (MPa)	100-200
Résistance à la traction (MPa)	20-40
Résistance à la flexion (MPa)	30-60
Module d'élasticité (MPa)	16000
Résistance à l'usure en volume perdu ( $\mu\text{m}$ )	40-100
Dureté Vickers (MPa)	980
Limite de fatigue en flexion (MPa)	5230
Rugosité de surface après polissage ( $\mu\text{m}$ )	0,35

### **Étanchéité**

Tout comme les ciments verres ionomères conventionnels, ceux modifiés par adjonction de résine ont une bonne étanchéité immédiate. Leur tolérance à la manipulation, facilite également leur mise en œuvre.

L'étanchéité médiate est aussi très bonne. Même si le coefficient de dilatation thermique est plus important que celui des ciments verres ionomères conventionnels, en raison de la présence de monomères résineux, il reste compatible avec une bonne étanchéité (Jonas et coll., 1995). Grâce à la polymérisation du matériau, ce dernier est peu sensible aux variations hydriques et résiste bien à l'hydrolyse de l'eau dès les premières heures de sa mise en place.

### **Propriétés optiques**

Les propriétés optiques des CVIMAR sont supérieures à celles des CVI conventionnels mais demeurent largement inférieures à celles des résines composites (Gladys et coll., 1999). Une plus grande gamme de couleur est disponible. Cependant plusieurs études montrent que la stabilité

colorimétrique du matériau varie dans le temps (Davis et coll., 1994 ; Inokoshi et coll., 1996). Après photopolymérisation, le matériau présente une translucidité satisfaisante.

## 2.4 Les compomères

Cette famille de matériau a vu le jour dans les années 90. Il combine des propriétés appartenant aux résines composites et aux ciments verres ionomères. Son nom vient de l'association des mots composite et ionomère. Cependant ils sont plutôt considérés comme étant des résines composites modifiées par des polyacides.

### 2.4.1 Composition

Un compomère est constitué d'une matrice résineuse, de charges, d'initiateurs de photopolymérisation, de pigments et de stabilisateurs. Ce matériau, contrairement aux ciments verres ionomères, est totalement anhydre.

Tableau 5 : composition d'un compomère

	Constituant	Type de matériau
Matrice	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diméthacrylate glycidique de bisphénol A (Bis GMA)</li> <li>• Diméthacrylate d'uréthane (UDMA)</li> </ul>	Résines composites
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diméthacrylate de dicarbonate cycloapatique</li> </ul>	Compomères
Charges	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Non réactives et silanées</li> </ul>	Résines composites
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Réactives</li> </ul>	CVI

Le diméthacrylate de dicarbonate cycloapatique est un monomère qui diffère des monomères utilisés dans les résines composites classiques car il contient des groupements carboxyles et va permettre d'initier la réaction acido-basique au contact de l'eau. C'est un composant mineur de la matrice.

### 2.4.2 Principe de réaction

La réaction principale du matériau se fait sous l'action d'une photopolymérisation, entraînant son durcissement immédiat.

La réaction acide-base est secondaire, apparaît en surface, au contact de l'humidité buccale ou des fluides dentinaires. Elle permet principalement la libération de fluor et est considérée comme accessoire à la cohésion du matériau (Hse et coll., 1999).

### 2.4.3 Propriétés

#### Adhésion

Les compomères adhèrent aux tissus dentaires par le biais de systèmes adhésifs comme les résines composites. Pour les compomères les plus récents, les valeurs d'adhérence obtenues sont voisines de celles des résines composites (Schuh et coll., 1997).

Afin d'optimiser l'adhérence et l'étanchéité marginale des compomères, il est conseillé de procéder au mordantage de l'émail de la cavité avec de l'acide orthophosphorique avant de faire usage d'un adhésif automordant (Abate et coll., 1997).

#### Bioactivité

La réaction acide-base s'effectue dans un deuxième temps, dans la salive qui constitue un milieu hydrique. La libération en ions fluorures est cependant plus faible que pour les CVI et les CVIMAR (Suljak et Hatibovic-Kofman, 1996 ; Patil et coll., 2012)

De la même façon que pour les CVI et les CVIMAR, les compomères se comportent comme des réservoirs de fluorures. Lorsqu'ils sont exposés à des sources de fluor, ils peuvent l'adsorber et le libérer par la suite (Rasmunssen et coll., 1997 ; Itota et coll., 2004)

*In vitro*, il existe une corrélation entre la quantité d'ions fluorures libérés et l'inhibition de la croissance des bactéries *streptococcus mutans*. Ce phénomène s'atténue progressivement avec le temps (Friedl et coll., 1997)

## **Propriétés biologiques**

Les compomères présentent une bonne biocompatibilité. L'équipe de Tarim a montré dans une étude *in vivo* qu'ils ne sont pas irritants pour la pulpe. En revanche, si un traitement à l'acide orthophosphorique précède la mise en place du compomère au niveau dentinaire, le risque de pénétration bactérienne le long des parois et dans les canalicules dentinaires augmente, ce qui favorise l'installation d'une inflammation pulpaire (Tarim et coll., 1997). Les travaux de Bonte ont rapporté des résultats similaires (Bonte, 1997). De plus, l'apport de la photopolymérisation, le prétraitement de la cavité avec un acide automordant pour éliminer la boue dentinaire ne sont pas des facteurs défavorables à une bonne biocompatibilité (Lasfargues et coll., 1998).

## **Étanchéité**

En ce qui concerne le potentiel d'étanchéité des compomères par rapport à celui des CVI, les résultats des tests de micro-infiltrations sont variables. Tous les auteurs s'accordent sur le fait que les compomères ne préviennent pas totalement la survenue de micro-infiltrations au niveau des bords de la restauration (Xie et coll., 2008 ; Mali et coll., 2006). Certains trouvent que les compomères présentent une qualité de scellement marginale égale voir supérieure à celle des résines composites et des CVI (Mali et coll., 2006 ; Vincente et coll., 2011), et d'autres mettent en évidence un degré de micro-infiltration supérieur par rapport aux CVI (Pucket et coll., 2001).

## **Propriétés mécaniques**

Le comportement mécanique des compomères se rapproche de celui des résines composites microchargées. Il reste néanmoins inférieur à celui des résines composites hybrides (Attin et coll., 1996 ; Nicholson, 2007).

Une étude a comparé certaines propriétés physiques de trois compomères et de trois résines composites (Yap et coll., 2004). La résistance à la fracture, s'est avérée être largement inférieure, pour les compomères, à celle des résines composites étudiées. Les compomères ne devraient donc

pas être utilisés dans les zones soumises à des charges occlusales importantes.

Tableau 6 : propriétés mécaniques des compomères, valeurs moyennes et indicatives (source : Lasfargues et coll., 1998)

Propriétés mécaniques	Valeurs
Résistance à la compression (MPa)	250-350
Résistance à la traction (MPa)	35-40
Résistance à la flexion (MPa)	90-125
Module d'élasticité (MPa)	7000-9000
Résistance à l'usure en volume perdu ( $\mu\text{m}$ )	20-35
Dureté Vickers (MPa)	650
Limite de fatigue en flexion (MPa)	6720
Rugosité de surface après polissage ( $\mu\text{m}$ )	0,2

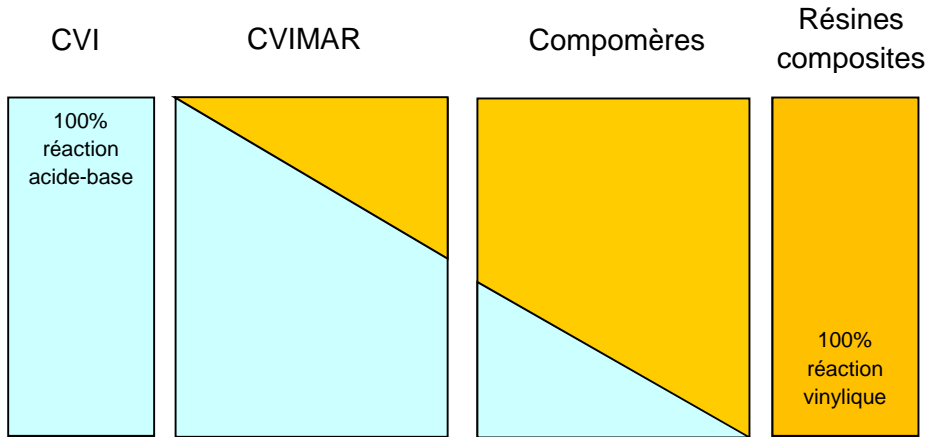
### Propriétés optiques

Les compomères les plus récents présentent une opacité proche de celle des résines composites. De plus, ils se déclinent sous des couleurs variées. Le Dyract®AP (Dentsply), par exemple, est commercialisé sous 12 couleurs différentes. Le F2000® (Kerr) et le Compoglass®F (Ivoclar Vivadent) sont les seuls compomères à proposer différentes nuances de couleurs pour les dents temporaires (Lasfargues et coll., 1998). Les propriétés optiques des compomères sont supérieures à celle des CVI et CVIMAR mais demeurent inférieures à celles des résines composites (Gladys et coll., 1999).

## 2.5 Récapitulatif

Le schéma ci-dessous récapitule les principales caractéristiques des différentes familles présentées.

## Composition



## Propriétés

+	Adhérence chimique	-
-	Adhérence mécanique	+
-	Contraction de prise	+
+	Expansion thermique	-
+	Comportement élastique	-
-	Résistance à l'usure	+
-	Résistance	+
+	Libération de fluorure	-
-	Esthétique	+

Figure 9 : caractéristiques des différentes familles de matériaux (d'après Lasfargues et coll., 1998)



### 3. Applications cliniques

#### 3.1 Classification

La classification des CVI a été abordée de plusieurs façons

- Classification selon l'usage du ciment

Tableau 7 : classification des ciments verres ionomères selon l'utilisation clinique

<b>Classification</b>	<b>Usage du ciment</b>
Type I	Ciments de scellement
Type Iia	Obturation esthétique
Type IIb	Obturation d'aspect métallique
Type IIIa	Liner/base à prise classique ou polymérisant à la lumière
Type IIIb	Produits de reconstitution interne
Type IV	Ciments de scellement pour puits et fissures

- Classification selon la réaction de prise

Tableau 8 : classification selon la réaction de prise

<b>Classification</b>	<b>Réaction de prise</b>
Mode I	Acide-base
Mode II	Acide-base et polymérisation
Mode III	Polymérisation et acide-base secondaire

- Classification internationale

Elle est proposée par De Moore lors de la *First European Union Conference on Glass Ionomer* à Coventry en mai 1996 (De Moore, 1996).

Tableau 9 : classification internationale des ciments verres ionomères (source : Lasfargues et coll., 1998)

	<b>Famille</b>	<b>Composition de base</b>	<b>Réaction de durcissement</b>
<b>I</b>	CVI conventionnel	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verre réactif</li> <li>- Polymère acide</li> <li>- Eau</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acide-base</li> </ul>
<b>II</b>	CVIMAR	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verre réactif</li> <li>- Polymère acide modifié ou non</li> <li>- Eau</li> <li>- Monomères et initiateurs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acide-base</li> <li>- Polymérisation photo-polymérisable ou non</li> </ul>
<b>III</b>	Compomères ou composite modifié par polyacides	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verre réactif</li> <li>- Monomère acide</li> <li>- Initiateurs et autres monomères</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acide-base réaction secondaire</li> <li>- Photopolymérisation</li> </ul>

### 3.2 Application en odontologie conservatrice

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, Black énonça ses célèbres principes. Mais, leur application aboutissait à la création de cavités surdimensionnées (Black, 1917). À cette époque, la réussite des traitements étaient liés à la possibilité de mise en œuvre des matériaux.

Aujourd'hui, grâce aux connaissances actuelles, à l'évolution des techniques et à l'usage de biomatériaux adhérant aux surfaces dentaires, les principes régissant la préparation des cavités ne reposent plus sur le matériau de restauration, mais sur le respect des tissus dentaires.

Dans le cadre d'une dentisterie adhésive, la classification de Black n'a plus lieu d'être. Mount et Hume en ont proposé une autre en 1997, modifiée en 2000 par Lasfargues (Lasfargues et coll., 2000), toujours d'actualité. Cette classification décrit trois sites (Si) d'apparition de la carie.

- Le site 1 concerne les lésions occlusales c'est-à-dire, les puits, les sillons et fossettes des surfaces occlusales des dents.
- Le site 2 concerne les lésions proximales.
- Le site 3 concerne les lésions cervicales, c'est-à-dire, le tiers cervical de la couronne ou la racine en cas de récession gingivale.

Cinq stades (Sta) d'évolution du site carieux sont différenciés.

- Le stade 0 où la lésion initiale s'étend jusqu'à la jonction amélo-dentinaire. Ce stade est réversible par reminéralisation de l'émail.
- Le stade 1 où des microcavitations atteignent le tiers externe de la dentine.
- Le stade 2 où la cavité de taille moyenne atteint le tiers médian de la dentine sans affaiblir les cuspides.
- Le stade 3 où la cavité de taille importante atteint le tiers profond de la dentine et peut affaiblir les cuspides.
- Le stade 4 où la cavité atteint la zone parapulpaire et détruit une partie des cuspides.

Cette classification en sites et en stades est appelée classification SiSta.

### **3.2.1 Lésions du site occlusal**

Dans les cavités occlusales de petite étendue (stade 1), l'utilisation de ciment verre ionomère seul, est possible pour restaurer la dent (Berg et Coil, 2015). Cependant, les performances mécaniques des CVI et des CVIMAR demeurent insuffisantes par rapport à celles des amalgames et des résines composites. Par conséquent, pour des lésions plus étendues, on utilisera la technique sandwich pour obturer la dent car ces familles de matériaux ne résistent pas aux charges occlusales importantes (Welbury et coll., 1991). S'agissant des compomères, on peut globalement superposer leurs indications à celles des CVIMAR.

#### Protocoles

Le protocole opératoire pour l'utilisation d'un CVI est le suivant (Lasfargues et coll., 1998).

1. Mettre en place un champ opératoire.
2. Décontaminer les surfaces dentinaires à l'aide de chlorhexidine à 2 %.
3. Conditionner les surfaces dentinaires à l'aide d'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
4. Rincer le conditionneur à l'eau pendant 20 secondes.
5. Sécher sans déshydrater.
6. Pour un CVI de type
  - « poudre-liquide » :
    - respecter le dosage poudre-liquide,
    - mélanger un maximum de poudre à un minimum de liquide,
    - incorporer le plus rapidement possible la totalité de la poudre au liquide,
    - spatuler pendant 20 secondes,
  - « capsule prédosée » :
    - effectuer la trituration à l'aide d'un vibreur en respectant les indications du fabricant,
7. Insérer le CVI dans la cavité.
8. Protéger l'obturation par un vernis résineux.
9. Différer le polissage de 24 heures.
10. Déposer le champ opératoire

Le protocole opératoire pour l'utilisation des CVIMAR est le suivant (Lasfargues et coll., 1998).

1. Mettre en place un champ opératoire.
2. Décontaminer les surfaces dentinaires à l'aide de chlorhexidine à 2 %.
3. Conditionner les surfaces dentinaires à l'aide d'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
4. Rincer le conditionneur à l'eau pendant 20 secondes.
5. Sécher sans déshydrater.
6. Pour un CVIMAR de type:

- « poudre-liquide » :
    - respecter le dosage poudre-liquide,
    - mélanger un maximum de poudre à un minimum de liquide,
    - incorporer le plus rapidement possible la totalité de la poudre au liquide,
    - spatuler pendant 20 secondes,
  - « capsule prédosée » :
    - effectuer la trituration à l'aide d'un vibreur en respectant les indications du fabricant,
7. Insérer le CVIMAR dans la cavité.
  8. Photopolymériser pendant 20 secondes.
  9. Polir.
  10. Déposer le champ opératoire.
  11. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

Le protocole opératoire pour l'utilisation des compomères est le suivant.

1. Choisir la couleur du compomère.
2. Mettre en place le champ opératoire.
3. Décontaminer les surfaces dentinaires à l'aide de chlorhexidine à 2%.
4. Appliquer un adhésif auto mordançant ;
  - sécher sans déshydrater,
  - photopolymériser 20 secondes,
5. Mettre en place le compomère couches après couches.
6. Photopolymériser pendant 40 secondes entre chaque incrément.
7. Polir.

Il est à noter que les fabricants préconisent dans leur notice d'utilisation l'emploi d'un système adhésif auto-mordançant, pour autant, rien ne contre indique l'utilisation de système mordantage et rincage.

### **3.2.2 Lésions cervicales**

On retrouve au niveau de la zone cervicale, des lésions pouvant être d'origine carieuse ou non. Les CVI et CVIMAR du fait de leurs propriétés, de leur facilité

d'utilisation et de l'absence de charge occlusale directe au niveau de cette zone, sont indiqués dans le traitement de ces lésions cervicales (Mc Lean et Wilson, 1977 ; Francisconi et coll., 2009). Les lésions cervicales apparaissent également dans les indications des compomères selon les recommandations des fabricants.

### **Les particularités du site 3**

Au niveau du site 3, l'émail s'amincit de plus en plus à mesure que l'on approche de la jonction émail-cément. La proportion en émail aprismatique augmente. Les prismes se réduisent et deviennent plus fragiles. Le ciment quant à lui, est plus faiblement minéralisé, plus fragile et a une plus grande porosité. Dans certaines situations, il arrive que la jonction amélo-cémentaire soit discontinue et laisse apparaître de la dentine (Grossman et Hargreaves, 1991 ; Arambawatta et coll., 2009). Celle-ci a une organisation particulière. Ses canalicules dentinaires sont obliques par rapport à la surface de la zone cervicale. Ceci va favoriser l'étalement des lésions, en particulier carieuses, par infiltration le long des tubuli.

Le site 3 favorise la rétention de la plaque dentaire car elle se situe entre le bombé des faces axiales des dents et la gencive marginale (Satheesh et coll., 2011). Cette anatomie limite l'autonettoyage du site et chez les patients ayant une hygiène déficiente, l'accumulation de plaque est importante.

De plus, le collet clinique évolue tout au long de la vie. Ainsi chez les patients jeunes avec un risque carieux individuel élevé, on peut même retrouver des lésions coronaires à évolution rapide. D'autres facteurs comme les maladies parodontales, l'âge ou un brossage traumatique modifiant la position du collet clinique, vont favoriser l'exposition du ciment au milieu buccal et entraîner une atteinte rapide de la dentine radiculaire.

### **Lésions cervicales d'origine carieuse**

Diverses bactéries cariogènes, retrouvées dans la plaque dentaire induisent des lésions carieuses. Les streptocoques (*st mutans*, *st sanguis*, *st*

*salivarius*) sont impliqués dans l'initiation de la lésion, les lactobacilles dans la progression de la lésion carieuse. Quant aux actinomyces ils jouent surtout un rôle dans les caries radiculaires. Ces lésions carieuses sont diagnostiquées par une simple observation visuelle et par examen à la sonde (Kidd, 1984). Les examens radiographiques ne sont pas appropriés dans ce genre de lésion. En revanche, ils ne sont pas à négliger pour observer d'éventuelles lésions proximales (Badet et Richard, 2004). Les protocoles opératoires des différents matériaux utilisables restent les mêmes que pour les lésions occlusales.



Figure 10 : lésions cervicales d'origine carieuses (Photographie Dr Sueo Saito ; d'après Sidhu, 2011)

### **Lésions cervicales non carieuses**

Les lésions cervicales non carieuses, également appelés lésions cervicales d'usure ont des étiologies variées. On distingue les lésions d'abrasion, d'érosion et de fragmentation.

L'abrasion, d'après Every, est « l'usure de la dent qui résulte de la friction de matériaux exogènes contre les surfaces dentaires lors du fonctionnement des incisives, de la mastication et du serrage des dents » (Every, 1972). Le

frottement des parties molles et des aliments sur les dents entraîne une abrasion globale. Quand elle est focale, elle est souvent induite par l'utilisation de dentifrice trop abrasif (Saxton et Cowell, 1981) ou la réalisation d'un brossage traumatique (Bergström et Lavstedt, 1979 ; Hand et coll., 1986).

L'érosion est définie comme étant l'usure des dents par dissolution acide et/ou chélation progressive. Ce phénomène ne fait pas intervenir la plaque dentaire (Pindborg, 1970).

La fragmentation est caractérisée par l'apparition de disjonctions entre les prismes sous la surface de l'émail sous l'effet cumulatif de la flexion dentaire répétée (Lee et Eakle, 1984 ; Lee et coll., 2002).

### Protocole

Le fond des lésions cervicales d'usure est constitué par de la dentine réactionnelle sclérotique. Les canalicules à ce niveau sont en partie oblitérés ce qui réduit grandement le potentiel d'adhésion des matériaux d'obturation (Kwong et coll., 2002 ; Karan et coll., 2012). Pour améliorer l'adhésion des matériaux dans ces lésions, certaines études proposent d'éliminer une fine couche de dentine superficielle à l'aide de fraises (Van Dijken, 2010 ; Zimmerli et coll., 2012). Il peut également être judicieux de majorer la durée de préparation de la cavité.

Les protocoles opératoires des différents matériaux utilisables restent les mêmes que pour les lésions cervicales d'origine carieuse.

### **3.2.3 Lésions radiculaires**

Ces lésions radiculaires sont retrouvées chez les personnes présentant un risque carieux élevé et une hygiène buccale insuffisante. Elles sont également plus fréquemment retrouvées chez les personnes âgées. Elles apparaissent suite à des récessions gingivales ou à partir de caries récurrentes, situées aux limites cervicales de restaurations existantes. Deux ou plusieurs lésions carieuses peuvent fusionner et circonscire la racine d'une dent.



Du fait des particularités tissulaires du site 3, ces lésions sont difficiles à diagnostiquer à un stade précoce car ici les premiers changements concernent la dureté et la texture des tissus avant qu'une dyschromie ne soit visible.

Les ciments verres ionomères ou les ciments verre ionomères modifiés par adjonction de résine sont les matériaux de restauration de choix pour ces lésions en raison de leurs propriétés d'adhésion et de libération de fluor.

Le protocole opératoire est le même que pour les lésions cervicales.



Figure 11 : lésions radicaire restaurée au CVI (d'après Ngo et Opsahl-Vital, 2012)

### 3.2.4 Technique sandwich

Dans de nombreuses situations cliniques, la perte de substance dentaire au niveau occlusal ou proximal est importante. Dans la technique sandwich, deux matériaux de restauration adhésifs sont utilisés pour former une restauration finale. Les ciments verres ionomères et les résines composites sont souvent utilisés à de telles fins.

L'objectif est « de tirer le meilleur parti des propriétés physiques et esthétiques de chacun des matériaux et en présence d'adhésion, d'obtenir autant que possible une reconstruction monolithique de la dent » (Mount et Hume, 2002). Dans un premier temps, le ciment verre ionomère est mis en place au niveau de la partie profonde de la cavité et joue le rôle de substitut dentinaire. Le CVI répond au cahier des charges d'un matériau substitut dentinaire car il protège le complexe dentino-pulpaire biologiquement et mécaniquement. Il est rapide à mettre en œuvre, et va diminuer le stress de polymérisation au niveau de la

résine composite (Koubi et coll., 2005). Dans un second temps, le ciment verre ionomère est recouvert d'une résine composite qui joue le rôle de substitut amelaire. L'intérêt de cette technique est qu'elle permet de diminuer la contraction de prise et le nombre d'incrément de résine composite nécessaire à la restauration du fait de la présence de CVI sous-jacent (Andersson-Wenckert et coll., 2002 ; Andersson-Wenckert et coll., 2004).

- **Technique sandwich fermé :**

Elle est indiquée lorsque la perte de substance dentaire est modérée au niveau des puits, sillons et fossettes des surfaces occlusales des dents postérieures, soit le site1 aux stades 2 ou 3 de la classification SiSta.

Le ciment verre ionomère est injecté au niveau de la partie profonde de la cavité. Il joue le rôle de substitut dentinaire, et est totalement recouvert par la résine composite.

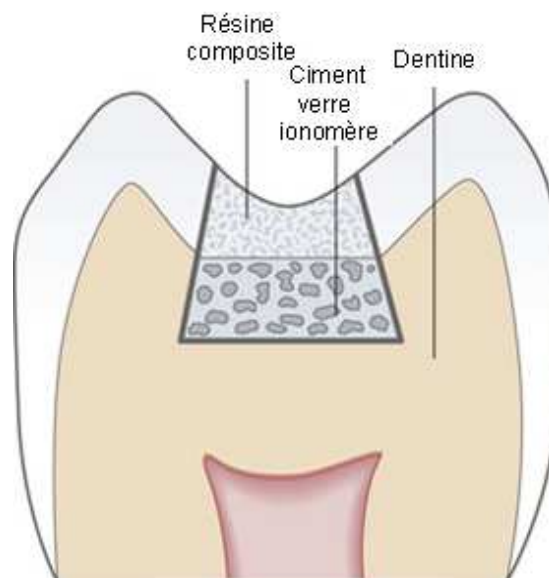


Figure 12 : technique sandwich fermé (source : <http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>)

- **Technique sandwich ouvert**

Elle est indiquée lorsque la perte de substance dentaire est modérée au niveau des zones de contacts interproximales des dents postérieures, soit le site 2 aux stades 2 ou 3 de la classification SiSta.

Dans ces situations, l'absence d'émail cervical et la difficulté à mettre en place un champ opératoire rendent le résultat d'une restauration adhésive hasardeuse. Le ciment verre ionomère est injecté au niveau de la partie profonde de la cavité, sous le point de contact, pour éviter sa dégradation dans le temps (Scholtanus et Huysmans, 2007). Il participe à la restauration externe. Une résine composite vient recouvrir le ciment verre ionomère (figure).

Il est préférable d'utiliser les CVIMAR dans le cadre de la technique sandwich ouvert. La présence de monomères résineux au sein de leur matrice permet de poursuivre la réaction de polymérisation avec l'adhésif et la résine composite sus-jacente. Elle permet d'instaurer une meilleure adhésion entre les deux matériaux qu'avec un CVI conventionnel.

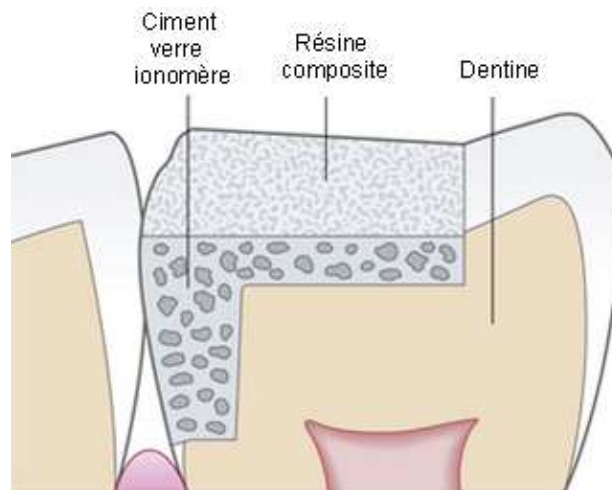


Figure 13 : technique sandwich ouvert (source : <http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>)

#### Protocole

Le protocole opératoire est le suivant, illustré par un cas clinique, figure 14.

1. Mettre en place un champ opératoire.
2. Mettre en place une matrice et des coins de bois pour la technique de sandwich ouvert.
3. Décontaminer les surfaces dentinaires à l'aide de chlorhexidine à 2 %.

4. Conditionner les surfaces dentinaires à l'aide d'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
5. Rincer le conditionneur à l'eau pendant 20 secondes.
6. Sécher sans déshydrater.
7. Mélanger le CVIMAR.
8. Insérer le CVIMAR dans la cavité d'obturation.
9. Photopolymériser pendant 20 secondes.
  
10. Prétraiter la dent :
  - Système mordançage et rinçage ;
    - Appliquer l'acide orthophosphorique à 35% pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine, le contact entre l'acide et le CVIMAR ne nuit pas à la liaison CVIMAR-résine composite (Liebenberg, 2005 ; Mount et Hume, 2002),
    - Rincer à l'eau pendant une durée équivalente,
    - Sécher sans déshydrater,
    - Appliquer l'adhésif,
    - Sécher légèrement,
    - Photopolymériser pendant 20 secondes,
  - Système automordançant ;
    - Appliquer le système automordançant,
    - Sécher sans déshydrater,
    - Photopolymériser 20 secondes,
11. Mettre en place la résine composite par stratification.
12. Photopolymériser la résine composite pendant 40 secondes après chaque incrément.
13. Déposer le champ opératoire.
14. Polir l'obturation.
15. Vérifier l'occlusion statique et dynamique.



a : vue préopératoire



b : mise en place du champ opératoire



c : éviction carieuse



d : mise en place du coin de bois et de la matrice



e : conditionnement tissulaire à l'acide polyacrylique



f : mise en place du CVIMAR



g : mordantage à l'acide orthophosphorique



h : application de l'adhésif



i : mise en place de la résine composite



j : polissage



k : vue post opératoire

Figure 14 : la technique sandwich ouvert (d'après Liebenberg, 2005)

### 3.2.5 Technique ART

Le technique « ART », *Atraumatic Restorative Treatment* ou *Traitement de Restauration Atraumatique*, a été développée dans les années 80 dans les pays



sous-développés ou en voie de développement, auprès de populations ne pouvant avoir accès aux soins dentaires. Cette technique a permis de développer la mise en place de méthodes de prévention et de traitements curatifs, notamment auprès de populations habitant dans des zones reculées et/ou dépourvues d'électricité (Van Gemert-Schricks et coll., 2007). Elle repose sur l'utilisation d'instruments manuels et de matériaux de restauration adhésifs.

Ainsi pour traiter une lésion carieuse, on retire la partie de dentine infectée, à l'aide d'instruments manuels à type d'excavateurs, puis on referme la cavité préalablement nettoyée, en mettant en place un coiffage pulpaire indirect grâce à des matériaux adhésifs.

Dans cette technique, les ciments verres ionomères ont une place de choix car ils adhèrent aux parois dentaires et libèrent du fluor, ce qui favorise la diminution ou l'arrêt de la lésion dentaire.

L'instrumentation manuelle est peu onéreuse et ne nécessite ni eau ni électricité. Son usage limite la douleur et le besoin de recourir à une anesthésie locale. L'absence d'utilisation d'instruments rotatifs permet de limiter l'anxiété chez les patients à tendance phobique des soins (Frencken et coll., 1997).

À ce titre, la technique ART est également d'actualité dans les pays développés chez les patients anxieux (Carvalho et coll., 2009), les enfants (Smales et Yip, 2000), les personnes handicapées (Molina et coll., 2014) ou les personnes âgées (Chalmers, 2006).

## Protocole

Le protocole classique de la technique ART proposé par Frencken et coll. est le suivant, illustré par un cas clinique, figure 15.

1. Isoler la dent à l'aide de cotons salivaires.
2. Retirer la plaque dentaire à l'aide de boulettes de cotons humides.
3. Sécher la surface de la dent à l'aide de boulettes de cotons sèches.
4. Ouvrir la cavité à l'aide de ciseau à émail.
5. Retirer la dentine infectée à l'aide d'excavateurs manuels.
6. Nettoyer la cavité à l'aide de boulettes de cotons humide puis sécher à l'aide de boulettes de coton sèches.

7. Conditionner les surfaces dentinaires à l'aide d'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
8. Rincer le conditionneur à l'aide d'au moins deux boulettes de cotons imbibés d'eau.
9. Mélanger le CVI :
  - respecter le dosage poudre/liquide,
  - mélanger un maximum de poudre avec un minimum de liquide,
  - incorporer le plus rapidement la totalité de la poudre au liquide,
  - spatuler pendant 20 secondes,
10. Mettre en place le CVI à l'aide d'une spatule à bouche.
11. Apposer l'index sur le CVI pour le positionner correctement.
12. Retirer les excès.
13. Vérifier de l'occlusion.
14. Protéger le CVI à l'aide d'un vernis ou de vaseline.





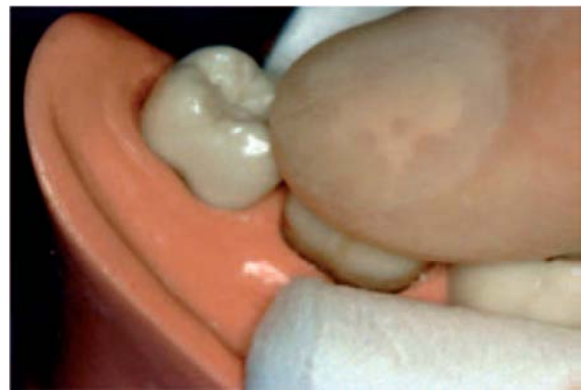
a : isolation et nettoyage de la dent à l'aide de coton salivaires



b : éviction carieuse à l'aide des instruments manuels



c : mise en place du CVI



d : compression de la restauration avec l'index



e : restauration achevée

Figure 15 : technique ART (source : Holmgren et coll., 2013)

### **3.2.6 Technique ITR**

Les techniques ART et « ITR », *Interim Therapeutic Restations*, sont similaires mais leurs objectifs diffèrent (American Academy of Pediatric Dentistry, 2011)

La technique ART a un caractère définitif tandis que la technique ITR permet de prévenir et de restaurer de façon temporaire d'éventuelles déminéralisations ou lésions carieuses n'ayant pas atteint le stade de pulpite irréversible ou de nécrose pulpaire.

Elle est indiquée chez des patients jeunes, peu coopérants ou dépendants (American Academy of Pediatric Dentistry, 2011). Elle s'applique lorsque l'éviction carieuse ou la mise en place du matériau de restauration n'est pas faisable de façon traditionnelle et nécessite d'être différée (Gryst et Mount, 1999 ; Deery, 2005). Chez des patients présentant de multiples lésions carieuses, elle permet d'abord leur élimination, pour limiter et contrôler leur expansion, avant de mettre en place les restaurations définitives (Vij et coll., 2004).

La technique ITR fait usage d'instruments manuels et de matériaux de restauration adhérant aux tissus dentaires et libérant du fluor tel que les CVI.

Le protocole opératoire des techniques ART et ITR est le même.

### **3.3 Application en odontologie pédiatrique**

L'émail des dents temporaires a une épaisseur plus importante et est moins minéralisé que celui des dents définitives. La dentine est également plus fine, ses tubuli dentinaires ont un diamètre plus large, ce qui facilite la pénétration bactérienne. La chambre pulpaire est beaucoup plus volumineuse. Ces caractéristiques sont favorables à une progression rapide des lésions carieuses. La préparation des cavités doit donc être la moins délabrante possible pour éviter d'entraîner une effraction pulpaire. De plus, la faible hauteur coronaire, la constriction cervicale marquée, les papilles gingivales volumineuses des dents temporaires, sont des paramètres pouvant être à l'origine de difficultés pour mettre en place un champ opératoire.

On comprend alors l'intérêt d'utiliser des matériaux de restauration comme les CVI et CVIMAR en odontologie pédiatrique, puisqu'ils sont étanches, adhésifs, bioactifs et relativement résistants à l'eau.

### 3.3.1 Scellement des puits et fissures

Le scellement des puits et fissures est recommandé dès que possible sur les premières et deuxièmes molaires permanentes lorsque le risque carieux individuel (RCI) du patient est élevé. L'intérêt du scellement des sillons est double. Il vise à diminuer la fréquence de caries occlusales en cas de RCI élevé et à diminuer la fréquence de caries au niveau des sillons anfractueux.

Le CVI peut être utilisé pour le scellement des puits et fissures. Néanmoins, ce matériau possède un taux de rétention plus faible par rapport à une résine composite fluide. De nombreux auteurs s'accordent pour dire que le CVI ne peut pas se substituer aux matériaux de scellement à base de résine (Simonsen et Neal, 2011 ; Kumaran, 2013). Cependant, il est préconisé dans la situation où la dent n'a pas encore fait totalement son éruption et que l'isolation de la dent à l'aide d'un champ opératoire pour mettre en place une résine composite fluide ou ultra fluide est imparfaite (Berg et Croil, 2015).



Figure 16 : vue clinique de 36 chez une patiente de 8 ans avec un RCI élevé avant et après la mise en place d'un CVI fluide (GC Fuji Triage) (source : <http://www.edp-dentaire.fr/clinique/prevention/957-soins-preventifs-standard-et-renforces> ; Photos Ivana Miletic)

### 3.3.2 Restaurations des dents temporaires

Du fait des contraintes masticatoires généralement moins importantes chez l'enfant (Castelo et coll., 2010 ; Palinkas et coll., 2010), l'utilisation de matériaux, comme les CVI ou les CVIMAR, peut être intéressante.

Bien que le matériau de restauration à privilégier soit les résines composites, en cas de mauvaise compliance de l'enfant, on peut lui substituer du CVI condensable, plus résistant mécaniquement par rapport au CVI conventionnel, ou du CVIMAR. Si celui-ci est mis en place sur une dent temporaire au stade 1 ou 2, il doit alors être considéré comme un matériau de restauration provisoire à changer lorsqu'une meilleure prise en main de l'enfant sera possible.

L'indication des CVI, CVIMAR doit être de courte durée, c'est-à-dire entre 2 et 4 ans (Forss et coll., 2003 ; Courson et coll., 2009). Elle concerne des cavités de tailles petites à modérées (stade 1 et 2 de la classification SiSta) en proximal et en occlusal.

### **3.3.3 Lésions juxta pulpaire**

Lorsqu'une atteinte carieuse juxta pulpaire se produit chez un sujet jeune, au niveau d'une dent définitive immature, il faut procéder à un coiffage indirect. Ceci n'est possible que si l'inflammation pulpaire est réversible.

Le coiffage indirect permet de reminéraliser la dentine affectée à proximité de la pulpe et de préserver la vitalité pulpaire. Pendant un coiffage indirect, une fois l'éviction carieuse effectuée, on vient apposer un matériau en fond de cavité qui permet de stimuler la dentinogénèse (Massler, 1967).

Les CVI et CVIMAR semblent être des matériaux de choix car la dentine déminéralisée peut être reminéralisée grâce à la libération des ions fluorures de ces matériaux. De plus, leur adhésion à la dentine permet une bonne étanchéité empêchant la pénétration bactérienne (Ngo, 2010).

Le tableau ci-dessous permet de synthétiser les différentes applications des familles de matériaux présentées.

Tableau 10 : tableau récapitulatif de l'utilisation des ciments verres ionomères (d'après Berg et Coil, 2015)

	<b>Dent temporaire</b>	<b>Dent permanente</b>
<b>Scellement des puits et fissures</b>	CVI	CVI
<b>Site 1</b>	CVI CVI condensable CVIMAR Compomère	CVIMAR ou Compomère si petite cavité stade 1, sinon technique sandwich
<b>Site 2</b>	CVI CVI condensable CVIMAR Compomère	CVI ou CVIMAR dans la technique sandwich
<b>Site 3</b>	CVI CVIMAR Compomère	CVI CVIMAR Compomère
<b>ART</b>	CVI condensable	CVI condensable
<b>ITR</b>	CVI condensable	CVI condensable
<b>Coiffage indirect</b>	CVI CVIMAR	CVI CVIMAR

## Conclusion

Les ciments verres ionomères possèdent des propriétés intéressantes du fait de la libération de fluor qu'ils autorisent, de leur adhésion chimique aux tissus dentaires, de leur bonne étanchéité et de la bonne tolérance pulpaire à leur égard. Leur inconvénient majeur est de ne pas pouvoir supporter de charges occlusales trop importantes, leurs propriétés mécaniques étant largement inférieures à celles des résines composites, ce qui les contre indique dans les zones postérieures. De plus, bien qu'il y ait eu de nombreuses améliorations apportées au fil des ans, ils restent relativement opaques et peu esthétiques.

L'utilisation des ciments verres ionomères a trouvé une place de choix en odontologie conservatrice dans les pays en voie de développement par le biais de la technique ART. Elle est également particulièrement intéressante dans les pays industrialisés pour des patients peu coopérants.

Depuis le début de l'ère de la dentisterie adhésive, les laboratoires intensifient les recherches pour créer le matériau idéal. L'évolution des biomatériaux dans la pratique dentaire est continue. Elle nécessite pour les praticiens une adaptation constante de leur pratique.

Les ciments verres ionomères ont apporté beaucoup d'espoir. On peut penser que si leurs inconvénients actuels étaient minimisés, ils pourraient peut-être un jour supplanter les autres matériaux de restauration qu'il s'agisse de l'amalgame, dont le remplacement à moyen terme semble irrémédiable, ou même des résines composites dont la biocompatibilité est régulièrement remise en cause.

## Bibliographie

### Revue périodiques

1. Abate PF, Bertacchini SM, Ploack MA, Macchi RL. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence International*, 1997, 28(8): 509-512
2. American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on Interim Therapeutic Restorations (ITR). *Pediatric Dentistry*, 2011, 33: 45-46
3. Andersson-Wenckert IE, Van Dijken JW, Kieri C. Durability of extensive open sandwich restorations with a resin modified glass ionomer cement after 6 years. *American Journal of Dentistry*, 2004, 17(1): 43-50
4. Andersson-Wenckert IE, Van Dijken JW, Horstedt P. Modified class II open sandwich restorations: evaluation of interfacial adaptation and influence of different restorative techniques. *European Journal of Oral Science*, 2002, 110(3): 270-275
5. Antonucci JM, Mc Kinney JE, Stansbury JW. Resin modified glass-ionomer dental cement. US Patent 7160856, 1988
6. Attin T, Vataschiki M, Hellwig E. Properties of resin modified glass ionomer restorative materials and two polyacid modified resin composite materials. *Quintessence International*, 1996, 27: 203-209
7. Arambawatta K, Peiris R, Nanayakkara D. Morphology of the cement-enamel junction in premolar teeth. *Journal of Oral Science*, 2009, 51: 623-627
8. Badet C, Richard B. Étude Clinique de la carie. *Encyclopédie Médico Chirurgicale-Dentisterie*, 2004, 1 : 40-48
9. Baig MS, Fleming GJP. Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *Journal of Dentistry*, 2015, 43(8): 897-912

10. Benelli EM, Serra MC, Rodrigues AL, Cury JA. In situ anticariogenic potential of glass ionomer cement. *Caries Research*, 1993, 27(4): 280-284
11. Berg JH, Coil TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatric dentistry*, 2015, 37(2): 116-124
12. Bergström J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. *Community Dental Oral Epidemiologic*, 1979, 7(1): 57-64
13. Black GV. A work on operative dentistry. The technical procedures in filling teeth. Chicago: medico-dental publishing company; 1917. 478p.
14. Bonifacio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical–mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Australian Dental Journal*, 2009, 54(3): 233-237
15. Bonte E. Évaluation in vivo des réactions dentinopulpairees aux biomatériaux adhésifs chez le rat [thèse de doctorat en odontologie]. [Paris] : université René Descartes. Paris V ; 1997
16. Botsali MS, Kuşgöz A, Altıntaş SH, Ülker HE, Tanriver M, Kiliç S, Başak F, Ülker M. Residual HEMA and TEGDMA release and cytotoxicity evaluation of resin-modified glass ionomer cement and compomers cured with different light sources. *The Scientific World Journal*, [en ligne]. 2014 ; 7p  
Disponible : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3926398/>
17. Cabral MFC, Martinho RLM, Guedes-Neto MV, Rebelo MAB, Pontes DG, Cohen-Carneiro F. Do conventional glass ionomer cements release more fluoride than resin-modified glass ionomer cements? *Restorative Dentistry and Endodontics*, 2015, 40(3): 209-215
18. Can-Karabulut DC, Batmaz I, Solak H, Taştekin M. Linear regression modeling to compare fluoride release profiles of various restorative materials. *Dental Materials*, 2007, 23: 1057-1065



19. Carvalho TS, Ribeiro TR, Bonecker M, Pinheiro ECM, Colares V. The atraumatic restorative treatment approach: An “atraumatic” alternative. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal* , 2009, 14(12): 668-73
20. Castelo PM, Perirera LJ, Bonjardim LR, Gavião MB. Changes in bite force, masticatory muscle thickness, and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. *Anal of Anatomy*, 2010, 192(1): 23-26
21. Causton BE. The physico-mechanical consequences of exposing glass ionomer cements to water during setting. *Biomaterials*, 1981, 2(2): 112-115
22. Chalmers JM. Minimal intervention dentistry: part2. Strategies for addressing restorative challenges in older patients. *Journal Canadian Dental Association*, 2006, 72(5): 435-40
23. Charlton DG, Haveman CW. Effect of dentin treatment on adhesion to glass ionomer cement. *Journal of Dental Research*, 1993, 72: 222
24. Chan WD, Yang L, Wan W, Rizkalla AS. Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. *Dental Materials*, 2006, 22(4): 366-373
25. Chau NPT, Pandit S, Cai JN, Lee MH, Jeon JG. Relationship between fluoride release rate and anti-cariogenic biofilm activity of glass ionomer cements. *Dental Material*, 2015, 31(4): 100-108
26. Courson F, Joseph C, Servant M, Blanc H, Muller- Bolla M. Restauration des dents temporaires. *Encyclopédie Médico Chirurgicale*, 2009, 23-410-K-10
27. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterisation of glass ionomer cements 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. *Journal of Dentistry*, 1979, 7(4): 304-312

28. Davis BA, Friedl KH, Powers JM. Color stability of hybrid ionomers after accelerated aging. *Journal of Prosthodontics*, 1995, 4(2): 111-115
29. De Caluwé T, Vercruysse CWJ, Fraeyman S, Verbeeck RMH. The influence of particle size and fluorine content of aluminosilicate glass on the glass ionomer properties. *Dental materials*, 2014, 30(9): 1029-1038
30. Deery C. Atraumatic restorative techniques could reduce discomfort in children receiving dental treatment. *Evidence Based Dentistry*, 2005, 6(1): 9
31. De Moore R. La formulation des ionomères de verre et leur teneur en fluor. *Revue Belge de Médecine Dentaire*, 1996, 51 : 9-21
32. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *European Journal of Dentistry*, 2015, 9(2): 176-82
33. Every RG. A new terminology for mammalian teeth: founded on the phenomenon of theosis. Christchurch: Pegasus Press; 1972. 64p
34. Farrugia C, Camilleri J. Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advanced in antimicrobial properties of composite resins and glass ionomer cements. A literature review. *Dental Materials*, 2015, 31(4): 89-99
35. Fleming GJP, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials*, 2003, 24(23): 4173-4179
36. Forss H, Widström E. The post amalgam era: a selection of materials and their longevity in the primary and young permanent dentitions. *International Journal of Paediatric dentistry*, 2003, 13(3): 158-164

37. Francisconi LF, Scaffa PMC, BARROS VR dos SP de, Couthinho M, Francisconi PAS. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *Journal of Applied Oral Science*, 2009, 17(5): 364-369
38. Frencken JO, Van Amerongen E, Phantumvanit P, Songpaisan Y, Pilot T. Manual for the atraumatic restorative treatment approach to control dental caries. Groningen, The Netherlands: WHO Collaborating centre for oral health services research; 1997. 88p
39. Friedl KH, Schmalz G, Hiller K, Shams M. Resin modified glass ionomer cements: long term fluoride release and influence on *streptococcus mutans* growth. *European Journal of Oral Science*, 1997, 105: 81-85
40. Gladys S, Van Meerbeck B, Lambrechts P Vanherle G. Evaluation of esthetic parameters of resin modified glass ionomer materials and a polyacid modified resin composite in class V cervical lesions. *Dental Materials*, 1999, 30(9): 607-614
41. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dental Materials*, 2002,18(6): 454-462
42. Goldberg M, Lasfargues JJ. Tolérance générale et biocompatibilité pulpaire des ciments verres ionomères. Données actuelles et étude in vivo d'un CVI photopolymérisant. *Chirurgien Dentiste de France*, 1995, 774 : 33-41
43. Grossman ES, Hargreaves JA. Variable cemento-enamel junction in one person. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1991, 65(1): 93-97
44. Gryst ME, Mount GJ. The use of glass ionomer in special needs patients. *Australian Dental Journal*, 1999, 44(4): 268-274
45. Hand JS, Hunt RJ, Reinhardt JW. The prevalence and treatment implication of cervical abrasion in the elderly. *Gerodontology*, 1986, 2(5):197-170
46. Hse KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin ionomer restorative materials for children: a review. *Australian Dental Journal*, 1999, 44(1): 1-11

47. Holmgren CJ, Roux D, Doméjean S. Minimal intervention dentistry: part 5. Atraumatic restorative treatment (ART)--a minimum intervention and minimally invasive approach for the management of dental caries. *British Dental Journal*, 2013, 214(1): 11-18
48. Hoshika S, Munck JD, Sano H, Sidhu SK, Van Meerbeek B. Effect of conditioning and aging on the bond strength and interfacial morphology of glass-ionomer cement bonded to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2015, 17(2): 141–46
49. Hume WR, Mount GJ. In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass ionomer cement. *Journal of Dental Restoration*, 1988, 67(6): 915-918
50. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth colored restorative materials. *Operative Dentistry*, 1996, 21(2): 73-80
51. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in ionomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 2004, 20(9): 789-795
52. Itota T, Okamoto M, Sato N, Nagamine M, Torii Y, Inoue K. Release and recharge of fluoride by restorative materials. *Dental Materials*, 1999, 18(4): 347-353
53. Jonas P, Azzab B, Piccard B. Étanchéité comparative des ciments polyalkénoates conventionnels et modifiés par adjonction de résine. *Journal de Biomateriaux Dentaire*, 1995, 10 : 105-109
54. Karan K, Yao X, Xu C, Wang Y. Chemical characterization of etched dentin in non carious cervical lesions. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14(4): 315-322
55. Karantakis P, Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y. Fluoride release from three glass ionomers, a compomer, and a composite resin in water, artificial saliva, and lactic acid. *Operative Dentistry*, 2000, 25(1): 20-25

56. Kidd EA. The diagnosis and management of the "early" carious lesion in permanent teeth. *Dental Update* 1984, 11(2): 69-81
57. Koubi SA, Brouillet JL, Pignoly C. Restaurations esthétiques postérieures en technique directe. *Traité EMC Odontologie*, 2005, 1 : 340-347
58. Kumaran P. Clinical evaluation of the retention of different pit and fissure sealants: a one-year study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2013, 6(3): 183-187
59. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching technique. *Dental Materials*, 2002, 18(5), 359-369
60. Lasfargues JJ. Évolution des concepts en odontologie conservatrice. Du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. *Information Dentaire*, 1998, 80 : 3111-3124
61. Lasfargues JJ, Kaleka R, Louis JJ. Le concept SISTA : un nouveau guide thérapeutique en cariologie. *Réalité Clinique*, 2000, 11 : 103-122
62. Lasfargues JJ, Bonte E, Goldberg M, Jonas P, Tassery H. Ciments verres ionomères et matériaux hybrides. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale (Elsevier, Paris)*, Odontologie, 23-065-K-10, 1998, 18p
63. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1984, 52 : 374-380
64. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar, a finite element investigation. *Journal of Dentistry*, 2002, 30(7-8): 283-290
65. Liebenberg W. Retour à la technique « sandwich » utilisant le ciment verre ionomère modifié à la résine. *Canadian Dental Association*, 2005, 71 : 743-747

66. Lopes de Nascimento A, Fontana U, Teixeira H, de Souza Costa C. Biocompatibility of a resin modified glass ionomer cement applied as pulp capping in human teeth. *American Journal of Dentistry*, 2000, 13(1): 28-34
67. Mali P, Deshpande S, Singhi A. Microleakage of restorative materials: an *in vitro* study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 2006, 24(1): 15-18
68. Massler M. Changing concepts in the treatment of carious lesions. *British Dental Journal*, 1967, 123(11): 83-92
69. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass ionomer cement. I. Formulation and properties. *Australian Dental Journal*, 1977, 22(1): 31-36
70. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomer: an overview of evidence. *Australian Dental Journal*, 2011, 56(1): 10-15
71. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light cured glass-ionomer liner/base. *Journal of Dental Research*, 1991, 70(1): 72-74
72. Molina GF, Cabral R, Mazzola I, Brailascano L, Frencken JE. Mechanical performance of encapsuled restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Journal of Applied Oral Science*, 2013, 21(3): 243-249
73. Molina GF, Cabral R, Mazzola I, Brailascano L, Frencken JE. Biaxial flexural strength of High viscosity Glass Ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *BioMed Reseach International*, 2013, 6p
74. Molina GF, Faulks D, Mazzaola I, Mulder J, Frencken JE. One year survival of ART and conventional restorations in patients with disability. *BioMed Central Oral Health*, 2014, 14: 49-57
75. Mount GJ, Hume WR. A revised classification of carious lesions by site and size. *Quintessence International*, 1997, 28(5): 301-303

76. Mount GJ, Hume WR. Préservation et restauration de la structure dentaire. Bruxelles : De Boeck Université ; 2002. 272p
77. Nakajo K, Imazato S, Takahashi Y, Kiba W, Ebisu E, Takahashi N. Fluoride release from glass-ionomer cements is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dental Material*, 2009, 25: 703-708
78. Ngo H. Glass ionomer cements as restorative and preventive materials. *Dental Clinics of North America*, 2010, 54: 551-563
79. Ngo HC, Opsahl-vital S. Intervention minimale en cariologie. La place des ciments verres ionomères. *Réalités cliniques*, 2012, 23 : 235-42
80. Nicholson JW. Polyacid modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*, 2007, 23(5): 615-622
81. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*, 2008, 24(12): 1702-1708
82. Nitta Y, Yamada T, Morigami M, Hosoda H. Study on dental cement: part 5. Cryo-SEM observation on dentin-glass polyalkenoate cement interface. *Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 1994, 13: 1-8
83. Ogolnik R, Picard B, Denry I. Cahier de biomatériaux dentaires 2. Matériaux organiques. Paris : masson éditeur ; 1992. p85-89
84. Palinkas M, Nassar MS, Cecilio FA, Siéssere S, Semprini M, Machadode Sousa JP, Hallak JE, Regalo SC. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscle thickness. *Archives of Oral Biology*, 2010, 55(10): 797-802
85. Patil SA, Goud KM, Sajjan GS. Fluoride release from various restorative materials over a 3 month period-an *in vitro* study. *Journal of Pierre Fauchard Academy*, 2012, 26(1): 30-34

86. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass ionomer cements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4(1): 73-80
87. Phillips S, Bishop BM. An *in vitro* study of the effect of moisture on glass ionomer cement. *Quintessence international*, 1985, 16(2): 175-177
88. Pindborg JJ. Pathology of dental hard tissues. Copenhagen: Munksgaard; 1970. p312–25
89. Plant GC, Knibbs PJ, Tobias RS. Pulpal response to a glass ionomer luting cement. *British Dental Journal*, 1988, 165(2): 54-58
90. Plant CG, Tobias RS, Rippin JW. A study of the relationship among pulpal response, microbial microleakage, and particle heterogeneity in a glass-ionomer-base material. *Dental Materials*, 1991, 7(4): 217-224
91. Pucket AD, Fitchie JG, Karns L, Dellinger TM, Inman CC. Microleakage of a compomer compared to conventional and hybrid ionomers. *Dental Materials*, 2001, 32(1): 49-54
92. Rao KS, Reddy TP, Yugandhar G, Kumar BS, Reddy SN, Babu DA. Comparison of shear bond strength of resin reinforced chemical cure glass ionomer, conventional chemical cure glass ionomer and chemical cure composite resin in direct bonding systems: An *in vitro* study. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2013, 14(1): 21-25
93. Rasmunssen TE, Froerer JJ, Hollis RA, Christensen RP. Long term fluoride release from compomers and flowable resins. *Journal of Dental Research*, 1997, 76, abstr 2487
94. Rotwell M, Anstice HM, Pearson GJ. The uptake and release of fluoride by ion leaching cements after exposure to toothpaste. *Journal of Dentistry*, 1998, 26(7): 591-597



95. Saito S. Characteristics of glass ionomer cements and clinical application. II Prognosis of glass ionomer filling materials. *International Journal of Dental Materials*, 10: 1-23
96. Sateesh K, MacNeill SR, Rapley JW, Cobb CM. The CEJ: a biofilm and calculus trap. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2011, 32(2): 30-40
97. Saxton CA, Cowell CR. Clinical investigations of the effects of dentifrices on dentin wear at the cemento-enamel junction. *Journal of American Dental Association*, 1981, 102(1): 38-43
98. Schmaltz G, Thonemann B, Riedel M, Elderton RJ. Biological and clinical investigations of a glass ionomer base material. *Dental Materials*, 1994, 10(5): 304-313
99. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class II restorations of a highly viscous glass ionomer material over a 6 year period: a retrospective study. *Journal of Dentistry*, 2007, 35(5): 156-162
100. Schuh H, Richter R, Watts DC. Shear bond strength of a compomer adhesive system to hard dental tissues. *Journal of Dental Research*, 1997, 76: 314 abstract 2401
101. Sennou HE, Legugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cements interface. *Dental Material*, 1999, 15(4): 229-237
102. Shahid S, Hassan U, Billington RW, Hill RG, Anderson P. Glass ionomer cements: Effect of strontium substitution on esthetics, radiopacity and fluoride release. *Dental Materials*, 2014, 30(3): 308-313
103. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian Dental Journal*, 2011, 56(1): 23-30.

104. Sidhu SK, Schmaltz G. The biocompatibility of a glass-ionomer cement materials. A status of report for the American Journal of Dentistry. American Journal of Dentistry, 2001, 14(6): 387-396
105. Simonsen RJ, Neal RC. A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. Australian Dental Journal, 2011, 56(1): 45-58
106. Six N, Lasfargues JJ, Goldberg CM. In vivo study of the pulp reaction to fuji IX, a glass ionomer cement. Journal of Dentistry, 2000, 28(6): 413-422
107. Smith DC. A new dental cement. British Dental Journal, 1968, 124(9): 381-384
108. Smith DC. Development of glass-ionomer cement system. Biomaterials, 1998, 19(6): 467-478
109. Smales RJ , Yip HK. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for primary teeth: review of literature. American Academy of Pediatric Dentistry, 2000, 22(4): 294-298
110. Suljak JP, Hatibovic-Kofman S. A fluoride release-adsorption- release system applied to fluoride releasing restorative materials. Quintessence International, 1996, 27(9): 635-638
111. Suzuki M, Jordan RE. Glass ionomer composite sandwich technique. Journal of American Dentistry Association, 1990, 120(1): 55-57
112. Tarim B, Hafez AA, Suzuki SH, Suzuki S, Cox CF. Biocompatibility of compomer restorative systems on non exposed dental pulps of primate teeth. Operative Dentistry, 1997, 22: 149-158
113. Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SHY, Pashley DH. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. The Journal of Adhesive Dentistry, 2001, 3(2): 153-167

114. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials*, 1996, 12(1): 64-69
115. Van Dijken JWV. A prospective 8-year evaluation of a mild two step self etching adhesive and a heavily filled two step etch and rinse system in non carious cervical lesions. *Dental Materials*, 2010, 26(9): 940-946
116. Van Gemert-Schriks MC, Van Amerongen WE, Ten Cate JM, Aartman IHA. Three year survival of single and two surface ART restorations in a high caries child population. *Clinical Oral Investigations*, 2007, 11(4): 337-343
117. Vij R, Coll JA, Shelton P, Foroog NS. Caries control and other variables associated with success of primary molar vital pulp therapy. *Pediatric Dentistry*, 2004, 26(3): 214-220
118. Vincente A, Ortiz AJ, Parra PL, Calvo JL, Chiva F. Microleakage in class V composite and compomer restorations following exposure to a colutory prescribed for the treatment of xerostomy. *The Society of The Nippon Dental University*, 2011, 99(1): 49-54
119. Walls AWG. Glass polyalkenoate (glass ionomer) cements: a review. *Journal of Dentistry*, 1986, 14(6): 231-246
120. Welbury RR, Walls AM, Murray JJ, McCabeJF. The 5 year results of a clinical trial comparing a glass polyalkenoate (ionomer) cement restoration with an amalgam restoration. *British Dental Journal*, 1991, 170: 177-181
121. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials. Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Material*, 2007, 23(3): 343-362
122. Wilson AD. Glass-Ionomer Cement. Origins, Development and future. *Clinical Materials*, 1991, 7(4): 275-282

123. Wilson AD. A hard decade's work: steps in the invention of glass ionomer cement. *Journal of Dental Research*, 1996, 75(10): 1723-1732
124. Wilson AD. Resin modified glass ionomer cements. *International Journal of Prosthodontics* 1990, 3(5): 425-429
125. Wilson AD, Batchelor RF. Dental silicate cement I. The chemistry of erosion. *Journal of Dental Research*, 1967, 46(5): 1078-1085
126. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass-ionomer cement. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*, 1972, 132(4):133-135
127. Wren A, Boyd D, Towler MR. The processing, mechanical properties and bioactivity of strontium based glass polyalkenoate cements. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 2008, 19(4): 1737-1743
128. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 2000, 16(2): 129-138
129. Xie H, Zhan F, Wu Y, Chen C, Lin W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Australian Dental Journal*, 2008, 53(4): 325-331
130. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride releasing materials. *Biomaterials*, 2003, 24(14): 740-749
131. Yamamoto K, Arai K, Fukazawa K, Fukuwi K, Nagamatsu K, Kato K, Nakagaki H, Robinson C. Effect of Plaque Fluoride Released from a Glass-Ionomer Cement on Enamel Remineralization *in situ*. *Caries Research*, 2005, 39(2): 157-160
132. Yap AU, Chung SM, Chow WS, Tsai KT, Lim CT. Fracture resistance of compomer and composite restoratives. *Operative Dentistry*, 2004, 29(1): 29-34

133. Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clinical Oral Investigations*, 2012, 16(5): 1451-1461
  
134. Zoergiebel J, Ilie N. An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. *Acta Biomaterialia*, 2013, 9(12): 9529-9537

## Références électroniques

135. Les ciments verres ionomères par Attal JP (consulté le 11.06.2015)  
Disponible à partir de :  
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>
136. Schéma de la réaction de prise du CVI (consulté le 10.03.2016)  
Disponible à partir de :  
<http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>
137. Le coffret GC Fuji IX GP poudre/liquide (consulté le 10.03.2016).  
Disponible à partir de :  
[http://www.dentaleco.com/Product/CardE/Fuji\\_IX\\_GP](http://www.dentaleco.com/Product/CardE/Fuji_IX_GP)
138. 50 capsules GC Fuji II LC® CAPSULE (consulté le 10.03.2016)  
Disponible à partir de :  
[http://www.dentaleco.com/Product/CardE/FUJI\\_II\\_LC](http://www.dentaleco.com/Product/CardE/FUJI_II_LC)
139. Ketac nano pâte/pâte (consulté le 10.03.2016)  
Disponible à partir de :  
<http://www.mwdental.com/supplies/cosmetic-dentistry/ketac-nano-light-curing-glass-ionomer-restorative-clicker-dispenser.html>
140. Schéma technique sandwich fermé (consulté le 10.03.2016)  
Disponible à partir de :  
<http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>
141. Schéma technique sandwich ouvert (consulté le 10.03.2016)  
Disponible à partir de :  
<http://pocketdentistry.com/9-the-tooth-coloured-restorative-materials-iii-glass-ionomer-cements/>

142. CVI fluide (GC Fuji Triage) (consulté le 10.03.2016)

Disponible à partir de :

<http://www.edp-dentaire.fr/clinique/prevention/957-soins-preventifs-standard-et-renforces>

## Table des matières

Liste des figures .....	11
Liste des tableaux.....	12
Introduction.....	13
<b>1. Historique.....</b>	<b>14</b>
<b>2. Les différents ciments verres ionomères.....</b>	<b>16</b>
2.1 Ciments verres ionomères conventionnels .....	16
2.1.1 Composition .....	16
La poudre .....	16
Le liquide .....	17
2.1.2 Principe de réaction .....	18
Phase de dissolution .....	18
Phase de gélification .....	19
2.1.3 Présentation.....	21
2.1.4 Propriétés .....	23
Adhésion .....	23
Bioactivité .....	24
Propriétés biologiques .....	25
Propriétés mécaniques.....	25
Étanchéité .....	26
Propriétés optiques.....	27
2.1.5 Précaution de manipulation .....	27
2.2 CVI condensables/renforcés.....	28
2.3 Ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine.....	28
2.3.1 Composition.....	28
2.3.2 Principe de réaction .....	29
2.3.3 Propriétés .....	30
Adhésion .....	30
Bioactivité .....	31
Propriétés biologiques .....	31
Propriétés mécaniques.....	32
Étanchéité .....	33
Propriétés optiques.....	33
2.4 Les compomères .....	34



2.4.1 Composition .....	34
2.4.2 Principe de réaction .....	35
2.4.3 Propriétés .....	35
Adhésion .....	35
Bioactivité .....	35
Propriétés biologiques .....	36
Étanchéité .....	36
Propriétés mécaniques .....	36
Propriétés optiques.....	37
2.5 Récapitulatif .....	37
<b>3. Applications cliniques .....</b>	<b>39</b>
3.1 Classification.....	39
3.2 Application en odontologie conservatrice .....	40
3.2.1 Lésions du site occlusal .....	41
3.2.2 Lésions cervicales.....	43
Les particularités du site 3.....	44
Lésions cervicales d'origine carieuse .....	44
Lésions cervicales non carieuses .....	45
3.2.3 Lésions radiculaires .....	46
3.2.4 Technique sandwich .....	47
3.2.5 Technique ART .....	52
3.2.6 Technique ITR .....	56
3.3 Application en odontologie pédiatrique .....	56
3.3.1 Scellement des puits et fissures.....	57
3.3.2 Restaurations des dents temporaires .....	57
3.3.3 Lésions juxta pulpaires .....	58
<b>Conclusion .....</b>	<b>60</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>61</b>
<b>Table des matières .....</b>	<b>78</b>

GEBHARD Cécile – Les ciments verres ionomères en Odontologie Conservatrice : données actuelles  
Nancy 2016 : 80 pages. 16 figures ; 10 tableaux

Th. : Chir – Dent. : Nancy 2016

**Mots-clefs :**

- Odontologie Conservatrice
- Ciments verres ionomères
- Bioactivité
- Propriétés mécaniques

**Résumé :**

Devant la mort annoncée à moyen terme de l'amalgame dentaire après la conférence de Minamata de 2014, et devant le débat naissant autour de la toxicité potentielle des résines composites du fait de la présence en leur sein de bisphénol A, les ciments verres ionomères suscitent un regain d'intérêt. Mais quelles sont réellement les applications cliniques de ces matériaux ? L'objectif de ce travail est de synthétiser les données concernant cette famille de matériaux. Quelles en sont les différentes familles, quelles en sont les différentes propriétés, quelles en sont les techniques opératoires de mise en place, quelles en sont les dernières évolutions ?

**Membres du jury :**

Pr. J.-M. MARTRETTE  
Dr É. MORTIER  
Dr R. BALTHAZARD  
Dr M. VINCENT

Professeur des Universités  
Maître de Conférences  
Maître de Conférences  
Assistant Hospitalier Universitaire

Président  
Directeur de thèse  
Juge  
Juge

**Adresse de l'auteur :**

Cécile GEBHARD  
45, rue Saint-Georges  
54000 NANCY