UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018

N° 3513

Les Ciments Verres Ionomères : une restauration définitive ?

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée
et soutenue publiquement par

GILBERT Nicolas
Né le 09 Juin 1992

le 13 décembre 2018 devant le jury ci-dessous

Présidente Madame le Professeur Fabienne PEREZ
Assesseur Madame le Docteur Fabienne JORDANA
Assesseur Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN

Directeur de thèse : **Monsieur le Docteur Davy AUBEUX**

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Madame LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Madame HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) Madame GOEMAERE GALIERE Hélène (Praticien Attaché)
Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	**Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.**
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ABBAS Amine) Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEAURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur LOCHON Damien Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	
Monsieur KOUADIO Ayepa Madame LOLAH Aoula	Madame MERAMETDJIAN Laure Madame RAKIC Mia

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de 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'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

Remerciements

A ma présidente de thèse,
Madame le Professeur Fabienne PEREZ

Professeur des Universités.
Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires.
Docteur de l'Université Toulouse 3.
Habilitée à Diriger des Recherches.
Chef du département d'Odontologie Conservatrice- Endodontie.
Chef du Service d'Odontologie Conservatrice et Pédiatrique.

NANTES

Merci de m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse ;

Pour votre disponibilité et votre réactivité à la relecture de cette thèse,

Pour votre enseignement tout au long de mon cursus.

Veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

A mon directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Davy AUBEUX.

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
Département Odontologie Conservatrice – Endodontie

NANTES

Merci de m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse ;

Pour votre patience, votre réactivité et votre disponibilité.

Pour vos conseils et votre implication durant l'élaboration de cette thèse.

Avec tous mes remerciements et ma sincère reconnaissance.

Au membre du jury,
Madame le Docteur Fabienne JORDANA.

Maître de Conférences des Universités.
Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaire.
Docteur de l'Université de Bordeaux.
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie.

NANTES

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse ;

Pour sa gentillesse et son enseignement tout au long de mon cursus,

Pour votre réactivité à la relecture de cette thèse.

Veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Au membre du jury,
Monsieur le Docteur Alexis GAUDIN.

Docteur en Chirurgie Dentaire.
Maître de Conférences des Universités.
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires.
Docteur de l'Université de Nantes.
Ancien interne des Hôpitaux de Toulouse.
Département Odontologie Conservatrice – Endodontie.

NANTES

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de participer à ce jury ;

Pour votre enseignement tout au long de mon cursus.

Veuillez recevoir mes sincères remerciements.

Sommaire

Introduction ……..5

1 PARTIE 1 : LES CIMENTS VERRES IONOMERES 12

1.1 Définition 12

1.2 Indications cliniques 12

1.3 Classifications 13

1.3.1 Selon l'usage du ciment 13

1.3.2 Selon la réaction de prise 14

1.3.3 Classification internationale de 1996 14

1.4 Composition des CVI conventionnels (CVIc) et des CVI modifiés par addition de résine (CVIMAR) 16

1.4.1 Composition de la poudre 16

1.4.2 Composition du liquide 17

1.5 Réaction de prise 18

1.5.1 Généralités 18

1.5.2 Les différentes phases : 19

1.5.3 Particularités des CVI hybrides (CVIMAR) 19

1.6 Présentations 20

1.7 Propriétés des CVI conventionnels et hybrides 20

1.7.1 Propriétés mécaniques des CVI conventionnels 20

1.7.2 Propriétés mécaniques des CVI Hybrides (CVIMAR) 23

1.7.3 Adhésion aux tissus dentaires 24

1.7.4 Coefficient d'expansion thermique 25

1.7.5 Résistance à l'abrasion et Rugosité de surface 25

1.7.6 Etanchéité marginale 26
1.7.7 Propriétés biologiques 26
1.8 CVI condensables ou de Haute viscosité : CVI-HV 29
1.8.1 Composition des CVI-HV 29
1.8.2 Réaction de prise des CVI-HV. 30
1.8.3 Propriétés mécaniques des CVI-HV 30
1.9 Protocole d'utilisation et de mise en place 31
1.10 Classifications des restaurations conservatrices 35
1.10.1 Classification de Black 1906 35
1.10.2 Classification SiSta 36
1.11 Longévité 37
1.11.1 Restaurations de lésions cervicales non carieuses (classe V) sur dents permanentes 37
1.11.2 Restaurations sur dents permanentes 37
1.11.3 Restaurations sur dents temporaires 38
1.11.4 Restaurations sur dents permanentes par la techniques ART 39
2 PARTIE 2 : APPLICATIONS EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE 40
2.1 Applications sur dents temporaires 40
2.1.1 Présentation d'une restauration de 55 et 54 au CVI 42
2.2 Applications sur dents permanentes 43
2.2.1 Le scellement des puits et des sillons 43
2.2.2 Restauration par CVI 43
2.2.3 Restaurations sandwichs fermées 45
2.2.4 Restaurations sandwichs ouvertes 48
3 PARTIE 3 : COMPARAISON DES CVI ET DES COMPOSITES 53

3.1 Propriétés physico-chimiques 53
3.1.1 L'adhésion aux tissus dentaires 53
3.1.2 La rétraction de prise 54
3.1.3 L'étanchéité 54
3.1.4 La conductibilité thermique 54
3.1.5 Les propriétés esthétiques 54
3.2 Propriétés mécaniques 55
3.2.1 Résistance à la compression 55
3.2.2 Résistance à la traction 55
3.2.3 Coefficient de dilatation thermique 56
3.2.4 Module d'élasticité 56
3.2.5 Résistance à l'usure 56
3.3 Propriétés biologiques 57
3.4 Indications 58
3.5 Contre-indications 60
4 Conclusion 61
Références bibliographiques 62
Annexes 70

INTRODUCTION (1–4)

Au début des années 1970, Wilson et Kent, des chercheurs britanniques, inventent un nouveau type de biomatériau : les Ciments Verres Ionomères (CVI), dont l'objectif est de pallier les inconvénients des silicates et des résines (mauvaises propriétés mécaniques, coefficient de dilatation thermique élevé, mauvaise biocompatibilité) utilisés à cette époque pour les restaurations antérieures.

Au fil des années, de nombreuses améliorations ont permis d'élargir les champs d'utilisation des CVI en améliorant leurs propriétés et en facilitant leur utilisation.

Dans les années 1980, les CVI agglomérés verre-métal, appelés CERMETS, font leur apparition *(Ketac Silver®, 3M ESPE).* Puis dans les années 1990 des CVI modifiés par addition de résine (CVIMAR) sont commercialisés *(Fuji II LC®, GC).* Ces derniers sont à ce jour les plus utilisés. Enfin des CVI conventionnels dits condensables ou de haute viscosité *(Fuji IX®, GC ; Ketac Molar®, 3M-ESPE)* ont fait leur apparition dans les années 2000. (3)

Les indications des CVI sont nombreuses et concernent plusieurs domaines de l'Odontologie. Ceci en fait aujourd'hui un matériau digne d'intérêt et utilisé au quotidien par les chirurgiens dentistes.

De nombreux produits sont disponibles sur le marché. Il est parfois difficile pour les praticiens de s'y retrouver parmi les nombreuses références et indications de ces matériaux.

Cette thèse a donc pour objectif de faire le point sur les différents CVI disponibles ainsi que sur leurs indications en odontologie. Tout au long de cette thèse nous développerons les propriétés de ces matériaux, leurs différentes indications cliniques pour enfin les comparer aux résines composites.

1 PARTIE 1 : LES CIMENTS VERRES IONOMERES

1.1 Définition

Les ciments polyalkénoates ou ciments verres ionomères (CVI) sont des ciments ayant une réaction de prise acido-basique. Lors de cette réaction acide/base, les particules de verre alumino-siliciques fluorées vont interagirent avec l'acide polyalkénoïque.

Ces matériaux sont caractérisés par une faible cytotoxicité in vivo, une adhérence spontanée à la dentine et à l'émail via un échange ionique entre le CVI et son substrat, ainsi qu'une libération de fluor (4).

1.2 Indications cliniques

Les différentes propriétés des CVI leurs permettent d'être utilisés dans différents domaines de l'Odontologie :

- La prévention, notamment chez les patients à risque carieux élevé, grâce à leur potentiel cariostatique via la libération de fluor. Ils peuvent être utilisés pour les scellements de sillons, des puits et des fissures ainsi que pour les lésions cervicales d'usure.

- Comme matériau de restauration, en odontologie pédiatrique principalement mais pas seulement. Ils peuvent également être utilisés en odontologie gériatrique ainsi qu'en odontologie humanitaire notamment avec la technique ART.

La technique ART, pour Atraumatic Restorative Treatment, a été développée dans les années 1980. Elle était destinée aux pays en voie de développement ainsi qu'aux populations des régions rurales. Cette technique, ne nécessitant pas d'électricité, permet de soigner un maximum de caries sur les dents temporaires ou définitives avec des instruments à main (ciseaux à émail, excavateurs…). Les CVI servent ainsi de matériaux de restauration et seront mis en place à l'aide d'un champ opératoire limité. L'objectif de cette technique est de limiter les avulsions dentaires, dans la mesure du possible. Plus récemment, l'ART, de par son protocole simple et rapide est également utilisée dans certains pays industrialisés pour les enfants et certains patients non coopérants. Son approche « atraumatique », par rapport au stress et à la douleur ressentie par les patients, facilite la réalisation des soins (5,6).

- Lors de restaurations prothétiques collées (inlays, onlays), les CVI vont pouvoir combler les contre-dépouilles et servir lors de remontées de marges.
- Les CVI peuvent également être placés sous les résines composites lors de restaurations en technique sandwich que l'on développera dans la seconde partie de cette thèse.
- Comme ciment de scellement en prothèse, orthodontie et endodontie (7,8).

.

1.3 Classifications

1.3.1 Selon l'usage du ciment (4,9–11)

- Classe I (ou type I) : Ciments de scellement prothétique.
- Classe II (ou type II) : Ciments de restauration d'aspect esthétique (type II a) ou renforcés par des résines, une matrice métallique ou d'un composé céramique (type II b)
- Classe III (ou type III) : Matériau servant de fond de cavité ou de protection physico-chimique indiqué comme ciment isolant de fine épaisseur (<0.5 mm) sous les restaurations, soit à prise classique (type III a), soit polymérisant à la lumière (type III b), et les ciments dits de substitution dentinaire ou de reconstitution interne (type III c).
- Classe IV (ou type IV) : Ciments de scellement pour sillons, puits et fissures (*sealants*).

1.3.2 Selon la réaction de prise (12)

- Mode I : Réaction acide/base (CVI conventionnels et condensables).
- Mode II : Réaction acide/base doublée d'une polymérisation chimique et/ou par irradiation d'une matrice résineuse (CVI modifiés par adjonction de résine).
- Mode III : Polymérisation chimique ou par irradiation d'une matrice résineuse avec réaction acide/base secondaire (Compomères).

1.3.3 Classification internationale de 1996 (13)

- Famille 1 : les CVI conventionnels

Les caractéristiques de cette famille sont :

- Composition : Un verre réactif, un polymère acide, de l'eau.
- Réaction de durcissement : Réaction acide-base uniquement, sans réaction de photopolymérisation.

- Famille 2 : les CVIH (ciments verre ionomères hybrides) ou CVIMAR (modifiés par adjonction de résine)

Les caractéristiques de cette famille sont :

- Composition : Un verre réactif, un polymère acide modifié ou non, de l'eau, des monomères et des initiateurs de polymérisation.
- Réaction de durcissement : Réaction acide-base + réaction de polymérisation chimique et/ ou par illumination.

- Famille 3 : Les compomères ou composites modifiés par polyacides.

Les caractéristiques de cette famille sont :

- Composition : Un verre réactif, un monomère acide, des initiateurs de la photopolymérisation et autres monomères.
- Réaction de prise : Photopolymérisation.

- Famille 4 : Les autres compomères et composites modifiés.

Les caractéristiques de cette famille sont :

- Composition : Résine de synthèse renforcée d’un verre réactif libérant du fluor.
- Réaction de prise : Photopolymérisation.

1.4 Composition des CVI conventionnels (CVIc) et des CVI modifiés par addition de résine (CVIMAR)

1.4.1 Composition de la poudre

- CVI conventionnels : [*Exemples :* Riva Self Cure®, SDI ; Fuji IX®, GC ; Fuji Triage®, GC]

La poudre est constituée d'un **Fluoro Alumino Silicate** (FAS) de composition chimique Al_2O_3-SiO_2-CaF_2.

Cette poudre est obtenue par frittage de silice (SiO_2), d'alumine (Al_2O_3), de fluorures de calcium ($CaF_{2)}$, de fluorures de sodium (NaF), d'aluminium ($AlF_{3)}$ et de phosphate à 1050-1350°C. Après cuisson, ces éléments sont rapidement refroidis. Les fragments de verre obtenus sont finement broyés pour obtenir une poudre de granulométrie variable en fonction de l'utilisation clinique (14,15).

La taille des particules pour les matériaux de restauration peut aller jusqu'à 50 µm. Elle sera plus fine pour les ciments de scellement, soit environ 15 µm (15,16). La taille des particules aura une influence sur les propriétés optiques des CVI et leur comportement au polissage.

La teneur en alumine et fluorine (CaF_2) fait varier l'opalescence et la transparence des CVI. La radio-opacité des CVI sera augmentée par l'ajout du baryum, de lanthane ou de strontium (11,17). L'adjonction d'oxydes métalliques ou de pigments donnera la teinte du CVI.

- CVI condensables ou de Haute Viscosité : **CVI-HV** *[Exemples : Fuji IX®, GC ; Equia®*, GC ; *Ketac Molar®, 3M-ESPE ; Riva Self Cure HV®*, *SDI]*

Les CVI condensables ont été développé dans les années 1990 pour servir d'alternative aux amalgames.

Les CVI-HV sont des CVI conventionnels rendus visqueux par l'addition, dans la poudre, d'acides polyacryliques lyophilisés de haut poids moléculaire. Une distribution différente de la taille des particules (granulométrie allant de 4 à 30 µm) ainsi qu'un rapport poudre/liquide majoré contribuent également à l'augmentation de la viscosité. Cela améliorera leur manipulation et leurs propriétés physiques. (18)

- CVI-MAR : [*Exemples :* Fuji II LC®, GC ; Riva Light Cure, SDI]

La poudre est composée de photo-initiateurs et d'un verre de fluoro-alumino-silicate identique à celui des CVI conventionnel. La principale différence avec les CVIc réside dans une solution aqueuse plus complexe où des monomères hydrophiles (HEMA : Hydroxy-Ethyl-Methyl-Acrylate $C_6H_{10}O_3$**)** y sont incorporés.

1.4.2 Composition du liquide

- CVI conventionnel : (19)

- Le liquide est une solution aqueuse **d'acide polyalkénoïque**, copolymère d'acide itaconique et d'acide acrylique, où l'on peut, suivant la viscosité que l'on souhaite obtenir, ajouter d'autres acides comme l'acide tricarboxylique et l'acide maléique.

L'acide polyalkénoïque possède de nombreux groupements carboxyles (COOH ou COO- suivant le pH). Ces groupements carboxyles interviennent dans les propriétés adhésives des CVI mais aussi dans la formation du sel de polyalkénoates qui jouera le rôle de charge dans la matrice.

- **L'acide tartrique** permet de diminuer la viscosité du gel et d'accélérer le durcissement (11,20).

- Dans les cas où l'acide polyalkénoïque est lyophilisé (déshydraté) et directement incorporé à la poudre de verre, **l'eau distillée** pourra faire partie de la composition du liquide. L'eau permettra de réhydrater l'acide contenu dans la poudre.

- CVI modifiés par addition de résine : CVIMAR

La composition de la solution aqueuse des CVIMAR est essentiellement la même que celle des CVIc. Néanmoins, le monomère acrylate hydrophile (**HEMA)** associé à des photo-initiateurs tels que la camphroquinone hydrophile y sont ajoutés. Les radicaux méthacrylates pourront ainsi polymériser par activation photochimique. La matrice résineuse viendra alors renforcer la matrice acide-base (11,20).

1.5 Réaction de prise (3,16)

1.5.1 Généralités

La réaction de prise des ciments verres ionomères conventionnels est une **réaction acide/base.**

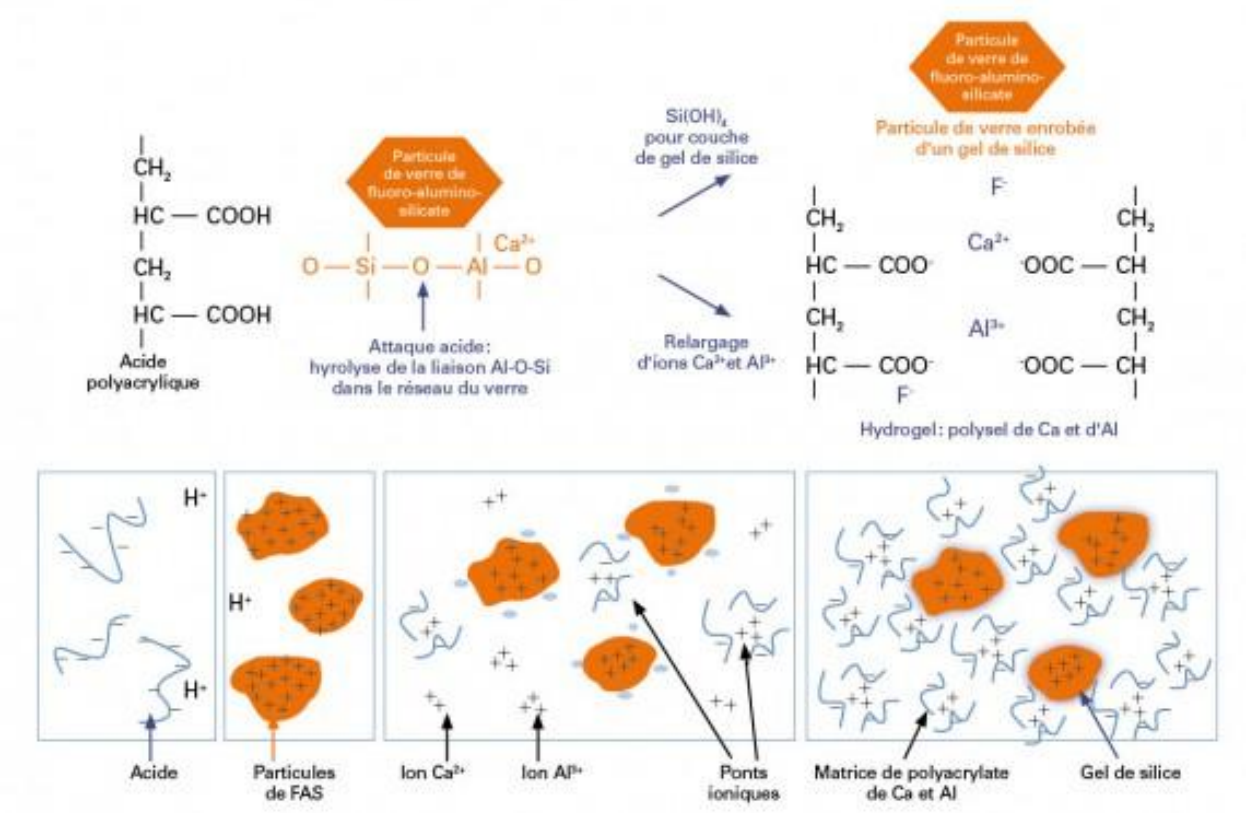

Figure 1 : Schématisation de la réaction de prise des CVI conventionnels (18).

Lors du mélange, l'acide polyacrylique libère des ions H^+ qui attaquent les particules de fluoro-alumino-silicate (FAS) de verre, libérant des ions métalliques Ca^{2+} (issus du CaF_2) et Al^{3+} (issus du Al_2O_3). Ces cations chargés positivement vont se lier aux anions carboxyles COO- pour former des **sels de polyalkénoate de calcium et d'aluminium.** Suite à cette attaque acide, **un gel de silice** ($Si(OH)_4$) insoluble va enrober les particules de verre**.** Seulement 20 à 30% du verre réagi à l'attaque acide. Les particules de verre n'ayant pas réagi joueront alors le rôle de charge (21).

1.5.2 Les différentes phases :

La réaction de prise des CVIc peut-être décrite en trois phases: (11,16)

- La **phase de relargage ionique ou de dissolution** : elle débute dès le mélange, et correspond à l'attaque acide sur les particules de FAS, aboutissant à la libération d'ions.

  Cette phase est légèrement exothermique, et c'est au cours de celle-ci que les propriétés adhésives des CVI sont optimales.

  Pendant cette phase le CVI a un aspect brillant et glacé.

- La **phase de la matrice hydrogel ou phase de gélification** (prise initiale) : elle débute 2-3 minutes après le début du mélange et dure environ 5 minutes.

  Lors de cette phase les cations Ca^{2+} interagissent avec les anions carboxyles COO- pour former les polyacrylates de calcium.

  Le CVI devient opaque et rigide. Lors de la réaction de prise finale (troisième phase) cette opacité va s'atténuer.

- La **phase du polysel gélifié ou phase de durcissement** (prise finale) : elle débute après la prise initiale et peut durer pendant plusieurs jours.

  Le relargage des cations Al^{3+} est plus lent. Les cations interagissent avec les groupements carboxyles pour former des polyacrylates d'aluminium insolubles qui finalisent la maturation du CVI.

  Les propriétés optiques du CVI s'améliorent. Le CVI devient plus translucide.

1.5.3 Particularités des CVI hybrides (CVIMAR)

La réaction de prise des CVIMAR se caractérise par une double réaction : (4)

- Réaction acide/base identique à celle des CVIc, non induite par la photopolymérisation.

- Réaction de polymérisation radicalaire initiée par la lumière ou non conduisant à la formation de chaînes de polymères ou polyHEMA.

➢ Remarque :

Lorsqu'un CVIc ou un CVIH termine sa réaction de prise, il est composé de 20-25% d'eau. La proportion d'eau influence la translucidité de la restauration (11).

1.6 Présentations

Pour les CVI, trois présentations sont possibles :

- Poudre - liquide [*ChemFlex®, Dentsply ;* Riva Self Cure®*, SDI]*
- Poudre - eau [Fuji IX GP®, GC]
- Capsules prédosées [Fuji IX GP®, GC ; Riva Self Cure®*, SDI ; EQUIA Fil®,* GC*]*

1.7 Propriétés des CVI conventionnels et hybrides

1.7.1 Propriétés mécaniques des CVI conventionnels

Les propriétés des CVI sont dépendantes de la composition chimique, du polyacide (composition, nature, poids moléculaire), de la microstructure du verre et du rapport poudre - liquide.(21,22)

Ces propriétés sont modifiées par la **balance hydrique,** de sa mise en place à sa maturation. Elles évoluent aussi avec le vieillissement de la restauration (20).

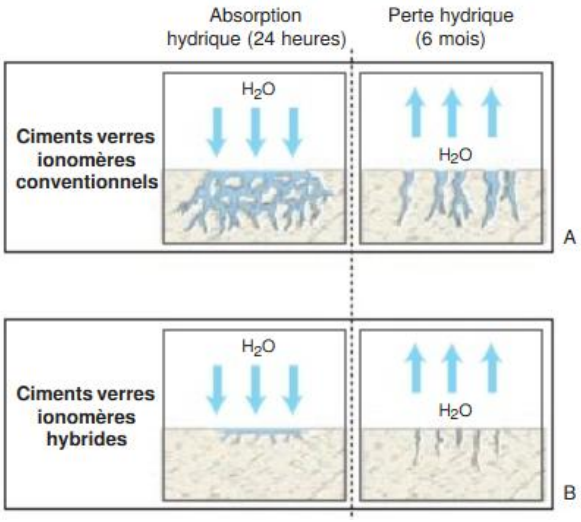

Figure 2 : Balance hydrique des CVIc et CVIH (16)

Lors de la réaction de prise, la balance hydrique (absorption/relargage d'eau) des CVI est importante. S'il y a une perte d'eau suite à une exposition à l'air trop importante au cours de sa maturation, cela provoquera des craquelures et une contraction de prise du matériau (Figure 2). En revanche, une exposition précoce à l'eau diminuera les propriétés mécaniques et physiques du CVI par dissolution des cations (21).

Pour éviter ces effets il est préférable de protéger la surface du CVI avec un vernis protecteur (*Equia Forte Coat®, GC ; Riva Coat®, SDI*) ou une résine photopolymérisable. Il est nécessaire pour les CVIc de réaliser un polissage différé d'une durée minimale de 48 heures afin de leur laisser le temps de terminer leur maturation. Les CVI hybrides sont moins concernés par ce problème. Le polissage pourra donc être réalisé immédiatement après sa réalisation (11,20,21,23–26).

Propriétésphysiques et chimiques	CVI conventionnels
Résistance à la compression (MPa)	100-150
Résistance à la traction (MPa)	15-17
Résistance à la flexion (MPa)	20-30
Résistance à la tension diamétrale (MPa)	-
Module d'élasticité (MPa)	20 000
Contractionvolumétrique (%)	3
Absorption d'eau (mg/cm^{-3})	-
Résistance à l'usure (µm)	200
Dureté Vickers (MPa)	1 100
Limite de fatigue en flexion (MPa)	-
Radio opacité (%)	60-70
Libération de fluor (µg/g)	700
Rugosité de surface après polissage (µm)	0,29
Diamètre des charges (µm)	12,5
Adhérence à l'émail en MPa (* conditionneur)	4-5
Adhérence à la dentine MPa (* conditionneur)	4-5

Tableau 1 Propriétés physiques des CVI conventionnels (valeurs moyennes indicatives) (16)

Les CVIc ont une faible **résistance à la compression,** de l'ordre de 150 MPa. Après 24h, la résistance à la traction est d'environ 12-15 MPa (11,21,27–31).

La **résistance à la flexion** est de l'ordre de 30 MPa après 24 heures (21,28)**.**

Le **module d'élasticité** ou module de Young (rapport entre la contrainte et la déformation) caractérise la rigidité du matériau. Celui des CVIc est élevé, environ 20 000 MPa et très proche du module d'élasticité de la dentine (18 500 MPa). Cela limitera les hiatus entre la restauration et le tissu dentaire lorsque celle-ci est soumise à des contraintes mécaniques (4,21,23,27,32,33).

La **résistance à l'usure** des CVIc est faible, soit environ 200 µm/an (22).

Leurs indications cliniques seront donc influencées par ces propriétés mécaniques très inférieures à celles des composites (21).

La faible résistance à la compression, à l'usure, à la flexion ainsi qu'à la traction des CVIc contre-indiquent leur utilisation dans les cas des restaurations où les contraintes occlusales sont trop importantes. La structure poreuse des CVI est responsable de l'usure prématurée de ces reconstitutions, surtout lorsque les CVI sont soumis à l'érosion et à des forces occlusales trop importantes (21,25)**.** Cette faible résistance mécanique est un inconvénient relatif lorsque les CVIc sont utilisés comme matériau de substitution dentinaire dans les restaurations en technique sandwich ou lors des obturations temporaires. Ils sont de ce fait contre-indiqués pour les restaurations « définitives » soumises à des charges occlusales importantes.

Pour pallier ces faibles propriétés mécaniques, les **CVI condensables ou CVI-HV** *[Fuji IX®, GC ; Ketac Molar®, 3M-ESPE]* dont le rapport poudre/liquide a été augmenté, permettent d'atteindre des valeurs plus élevées pour la résistance à la compression. Celle-ci pourra atteindre 250 MPa au bout d'un mois. Leur résistance mécanique à l'usure et à la fatigue est supérieures à celles des CVIMAR et se rapproche de celles des composites (21–23,29)**.**

Les CVI condensables présentent des propriétés esthétiques moindres, même si elles se sont améliorées ces dernières années avec un choix de teintes plus large. Les CVI-HV sont indiqués pour les dents postérieures dans les cas de restauration de temporisation à moyen terme (4-5 ans) chez les patients à risque carieux élevé ou non contrôlé, et particulièrement dans les méthodes ART (*Atraumatic Restorative Technique)* comme recommandé par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS).(21,34)

1.7.2 Propriétés mécaniques des CVI Hybrides (CVIMAR)

Propriétésphysiques et chimiques	CVIH
Résistance à la compression (MPa)	100-200
Résistance à la traction (MPa)	20-40
Résistance à la flexion (MPa)	30-60
Résistance à la tension diamétrale (MPa)	40
Module d'élasticité (MPa)	16 000
Contractionvolumétrique (%)	3
Absorption d'eau (mg/cm^3)	-
Résistance à l'usure (µm)	250
Dureté Vickers (MPa)	980
Limite de fatigue en flexion (MPa)	5 320
Radio opacité (%)	60-70
Libération de fluor (µg/g)	420
Rugosité de surface après polissage (µm)	0,35
Diamètre des charges (µm)	1,8-5
Adhérence à l'émail en MPa (* conditionneur)	5-12*
Adhérence à la dentine MPa (* conditionneur)	3-8*

Tableau 2 Propriétés physiques des CVI hybrides (valeurs moyennes indicatives) (16)

La **résistance à l'usure** des CVIMAR est de 250 µm/an. Elle est supérieure à celle des CVIc. Les CVIMAR s'useront donc moins rapidement.(22,29).

La résistance à la compression est de 100-200 MPa, à la **traction** 20-40 MPa, à la **flexion** 30-60 MPa et 5320 MPa à la fatigue. Ces valeurs sont en générale supérieures à celles des CVIc mais elles restent malheureusement inférieures à celles des composites (11,27,29–31,33,35)**.**

Le **module d'élasticité** des CVIMAR est proche de 16 000 MPa et est inférieur à celui des CVIc. Il reste proche de celui des tissus dentaires comme la dentine qui est de 18 000 MPa (27,33).

La **contraction volumétrique** des CVIc et CVIMAR est d'environ 3%. Cette faible variation volumétrique limitera la formation de hiatus marginal lors de la prise du matériau (36).

L'opacité est mesurée par des techniques photographiques ou par comparaison visuelle avec des normes. L'opacité des CVIc est supérieure à celle des CVIMAR. L'opacité des CVI reste cependant trop importante pour une utilisation dans les secteurs esthétiques (11,17).

La **radio-opacité** des CVIc et CVIMAR est identique. Elle est supérieure de 60-70% à celle de la dentine. Ceci permet un bon contrôle radiologique des restaurations (11,17).

1.7.3 Adhésion aux tissus dentaires

Les **CVI adhèrent spontanément** aux phases minérales et organiques de la dentine et de l'émail. L'utilisation d'un adhésif n'est pas nécessaire.(11,20,21,25)**.**

La liaison du CVI avec les tissus dentaires est de nature chimique et met en jeu des liaisons hydrogènes et ioniques. L'adhérence est plus importante à l'émail qu'à la dentine car elle implique une liaison avec l'hydroxyapatite par un échange dynamique d'ions calcium et phosphate entre l'hydroxyapatite et le polyacrylate (11,20,21,25,37).

La force cohésive du CVI est en générale inférieure à la force d'adhérence entre celui-ci et son substrat. On observera donc le plus souvent des fractures du matériau plutôt que des décollements lors de tensions excessives.(20,21,25)

Selon les **CVIc**, les valeurs **d'adhérence** varient de 2,6 à 9,6 MPa pour l'émail et de 1,1 à 4,5 MPa pour la dentine sans traitement de surface au préalable (11,38)**.**

Il est donc conseillé par de nombreux auteurs d'optimiser cette adhésion en prétraitant les surfaces dentaires à l'aide d'un **acide polyacrylique** (10 ou 20%) pendant 15 secondes, de rincer abondamment pendant 15 secondes puis de sécher modérément afin d'améliorer les valeurs d'adhésion et ainsi de pérenniser les obturations (4,11,20,25,26,39,40)**.**

Ce prétraitement associé à la décontamination des surfaces dentaires à l'aide d'hypochlorite de sodium à 2,5% ou de la chlorhexidine à 2% permet d'éliminer la boue

dentinaire et de réaliser une légère déminéralisation de la dentine intertubulaire. La couche d'acide polyacrylique restante augmentera la mouillabilité et diminuera l'énergie de surface ce qui permettra d'obtenir des valeurs d'adhérence moyenne à la dentine de l'ordre de 5 +/- 2 MPa, supérieures aux valeurs obtenues sans prétraitement (1,1 à 4,5 MPa) (11).

Pour les **CVIH,** un mécanisme complémentaire **d'adhésion micromécanique** entre en jeu grâce à l'adjonction de résine. (11,21,25,38)

Les valeurs d'adhérence à la dentine (3-8 MPa) et à l'émail (5-12 MPa) des CVIH sont identiques, voire légèrement supérieures à celles des CVIc (11,21,25,38)**.**

1.7.4 Coefficient d'expansion thermique

Le coefficient d'expansion thermique des CVIH 11.10^{-6} /°C, est proche de celui des tissus dentaires (émail $11,4x10^{-6}$/°C, dentine $8,3x10^{-6}$/°C). De plus, ils présentent une contraction de prise et un taux de micro-infiltration faible. Leur aptitude au scellement marginal est excellente ce qui leur confère un taux de rétention élevé. De ce fait, l'obtention d'un joint marginal efficient est possible (20–23,29)**.**

1.7.5 Résistance à l'abrasion et Rugosité de surface

La surface externe des CVI est caractérisée par la taille des charges et par leur distribution. Cela détermine la rugosité et la dureté de surface du matériau, leur degré de résistance à l'usure ainsi que leur aptitude au polissage (16,21,22,29)**.**

Les CVI ont une faible résistance à l'usure ce qui contribue à l'augmentation de la rugosité de surface lors de l'abrasion liée au brossage et à la mastication (21,22,29)**.**

Il est donc important de réaliser un polissage de qualité et d'appliquer un vernis protecteur pour limiter la colonisation bactérienne et la formation de plaque dentaire à la surface du matériau (22,41)**.**

1.7.6 Etanchéité marginale

L'étanchéité est une propriété fondamentale. Un joint marginal étanche entre les surfaces dentaires et le matériau de restauration est essentiel.
Son absence entrainera un passage de molécules, de fluides ou de bactéries provoquant à terme l'échec de la restauration. (hypersensibilités postopératoires, caries secondaires, décollement, complications pulpaires) (42).

L'étanchéité immédiate dépend du **potentiel d'adhérence** du matériau. Cette propriété est plutôt bonne pour les CVI qui ont une adhésion spontanée aux tissus dentaires par échanges ioniques. Cependant d'autres facteurs interviennent comme le **coefficient d'expansion thermique** et la **rétraction de prise**.

Les CVI ont une faible rétraction de prise, de l'ordre de 3%, qui n'entraine que peu de contraintes contrairement aux composites. L'étanchéité sera donc meilleure (36,43).
Leur coefficient de dilatation thermique est de l'ordre de $11x10^{-6}$/°C. Il est très proche de celui des tissus dentaires (émail $11,4x10^{-6}$/°C, dentine $8,3x10^{-6}$/°C) (21,44–47). Le risque de percolation lors d'un choc thermique est de ce fait minimisé (3,20–23,29).

Leur étanchéité est excellente et le risque de hiatus est faible dans la mesure où les CVI ont été manipulés dans des conditions appropriées (sous digue …) (21,42,44,48).

1.7.7 Propriétés biologiques

1.7.7.1 Libération de fluor et effet cariostatique

Il a été largement démontré que les CVI libèrent du fluor lorsqu'ils sont mis en place dans la cavité buccale. Cette libération favorise la reminéralisation de l'émail et de la dentine à son contact. Les fluorures exercent également un effet antibactérien cariostatique (inhibition du métabolisme bactérien, augmentation de la résistance des tissus dentaires, pouvoir de reminéralisation des tissus déminéralisés). La plaque dentaire aurait même tendance à moins s'accumuler sur les CVI que sur les composites (4,11,30,31,49–54)**.**

Trois mécanismes ont été mis en évidence pour décrire le processus de libération du fluor :

- Relargage de fluor par les fissures et craquelures dès la mise en place du CVI.
- Diffusion secondaire du fluor dans la masse

- Erosion superficielle, liée à la fonction, à l'origine d'une dégradation de la matrice polyacrylate.

L'essentiel du fluor est libéré dans les trois premiers jours. Après, sa libération décroit significativement et constamment au cours du temps. Elle persiste relativement longtemps mais en très faible quantité (11,26,31).

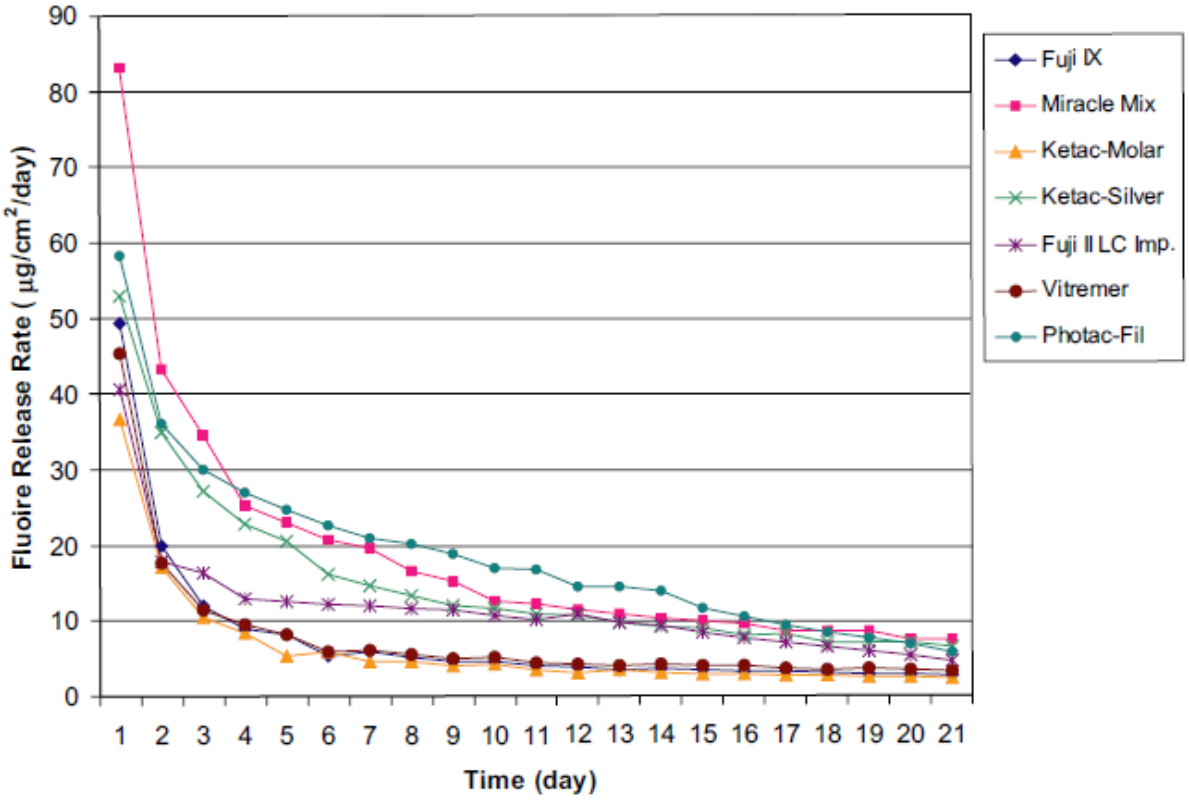

Figure 3 : Graphique montrant la libération de Fluor de différents CVI au cours du temps (31)

Une corrélation de linéarité négative existe entre la résistance à la compression et le relargage de fluor. Les CVI qui diffusent la plus grande quantité de fluor auront des propriétés mécaniques inferieures (31).

Les CVI, au contact du milieu buccal peuvent se réapprovisionner en ions fluorures issus des applications topiques de vernis fluorés, des dentifrices et des bains de bouche. Cela permet de maintenir une libération lente et constante de fluor dans leur environnement (11,20,21,30,31,54).

Les CVIH, tout comme les CVIc, constituent un réservoir de fluor. Le taux de fluorures relargués quel que soit le type de CVI est comparable (21,30,31,55).

1.7.7.2 Biocompatibilité dentino-pulpaire

De nombreuses études sur la biocompatibilité des CVI ont été réalisées (*in vivo* et *in vitro*).

Les tests de cytotoxicité *in vitro* ont démontré que les CVI présentaient des effets cytotoxiques du fait de l'augmentation de la concentration de certains composants (aluminium, strontium, fluor, HEMA…) dissous dans le milieu de culture, lors de sa dégradation. Ces résultats sont à nuancer. I*n vivo* les cellules possèdent des capacités de défense et la dentine joue un rôle d'isolant et de protection, ce qui permet de les utiliser lors des coiffages indirects (8,42,56–58).

Toutefois, lors de tests réalisés *in vivo* chez l'animal (rat, singe) et chez l'homme (dents lactéales et prémolaires extraites pour des raisons orthodontiques), les CVI ont montré une bonne biocompatibilité dans l'ensemble (4,8,11,29,48,53,56,58–62).

Ces réactions sont favorables du fait de la faible variation de température du matériau durant sa prise et du « pouvoir tampon » de la dentine qui permet de restreindre la diffusion en profondeur des polyacides. Le durcissement rapide du CVI permet aussi de réduire la diffusion des constituants éventuellement toxiques (alumine et silice) (8,56). **L'épaisseur de dentine résiduelle** jouera donc un rôle essentiel.

Lors d'expérimentations réalisées sur des molaires de rats, le coiffage direct avec du CVI a provoqué des réactions périapicales et des nécroses dans la quasi totalité des cas (58,60). Lors d'un coiffage direct, l'utilisation d'un silicate tricalcique (Biodentine®, Septodont ou Mineral Trioxide Aggregate) voire même d'un hydroxyde de calcium sera conseillée pour préserver la vitalité pulpaire (58,63,64).

Néanmoins, ces réactions n'ont pas été remarquées lors de coiffage indirect. La présence de dentine résiduelle permet de diminuer la diffusion des composants pouvant être agressifs et protège ainsi la pulpe de l'acidité initiale du CVI. Les CVI peuvent donc être utilisés comme matériau de coiffage uniquement lors de coiffage pulpaire indirect. Ils possèdent une biocompatibilité comparable à l'hydroxyde de calcium utilisé traditionnellement comme fond de cavité lors de curetage de caries profondes et juxtapulpaires (53,58,62,65).

Les études *in vivo* chez l'homme (dents lactéales et prémolaires extraites pour des raisons orthodontiques) et chez l'animal (singe, rat), nous montrent que les CVIc et les CVIMAR présentent une bonne biocompatibilité. Cependant, les CVIMAR ont une biocompatibilité inferieure à celle des CVIc de part la présence du monomère HEMA qui peut être cytotoxique (11,48,56,58–61,66).

1.7.7.3Tolérance parodontale

Les tissus parodontaux présentent une bonne tolérance aux CVI. La plaque dentaire s'accumule moins sur les restaurations CVI que sur les composites. Ils peuvent diminuer la prolifération de certaines bactéries comme *streptococcus mutans, mitis, salivarius et sanguis, actinomyces viscosus, ainsi que lactobacilus casei et salivarius*. Cet effet antibactérien serait essentiellement lié à la libération de fluor. La réalisation d'un polissage de qualité et l'application d'un vernis protecteur est néanmoins nécessaire pour limiter l'adhérence des bactéries et la formation de plaque dentaire à la surface du matériau (4,41,54,67,68).

1.8 CVI condensables ou de Haute viscosité : **CVI-HV** [Exemples : Fuji IX®, GC ; Equia®, GC ; Ketac Molar®, 3M-ESPE ; Riva Self Cure HV®, SDI]

1.8.1 Composition des CVI-HV

1.8.1.1 Composition de la poudre

Les CVI-HV sont des **CVI conventionnels**. La poudre est constituée d'un **Fluoro Alumino Silicate** (FAS) de composition chimique Al_2O_3-SiO_2-CaF_2. Ils sont rendus visqueux par l'addition, dans la poudre, d'acides polyacryliques lyophilisés de haut poids moléculaire. Une distribution différente de la taille des particules (granulométrie allant de 4 à 30 µm) ainsi qu'un rapport poudre/liquide majoré contribuent également à l'augmentation de la viscosité. Cela facilitera leur manipulation et améliorera leurs propriétés physiques.(15,18)

1.8.1.2 Composition du liquide

Le liquide est une solution aqueuse **d'acide polyalkénoïque**, copolymère d'acide itaconique et d'acide acrylique, où l'on peut, suivant la viscosité que l'on souhaite obtenir, ajouter d'autres acides comme l'acide tricarboxylique et l'acide maléique.

L'acide tartrique permet de diminuer la viscosité du gel et d'accélérer le durcissement.(11,20)

Dans les cas où l'acide polyalkénoïque est lyophilisé (déshydraté) et directement incorporé à la poudre de verre, **l'eau distillée** pourra faire partie de la composition du liquide. L'eau permettra de réhydrater l'acide contenu dans la poudre.

1.8.2 Réaction de prise des CVI-HV.

La réaction de prise des ciments verres ionomères condensables est une **réaction acide/base** tout comme les CVI conventionnels.

1.8.3 Propriétés mécaniques des CVI-HV

Pour pallier les faibles propriétés mécaniques des CVIc, les **CVI condensables ou CVI-HV** *[Fuji IX®, GC ; Ketac Molar®, 3M-ESPE]* ont un rapport poudre/liquide augmenté, leur permettant d'atteindre des valeurs plus élevées pour la résistance à la compression. Celle-ci pourra aller jusqu'à 250 MPa au bout d'un mois. Leur résistance mécanique à l'usure et à la fatigue est supérieures à celles des CVIMAR et se rapproche de celles des composites. (21–23,29)

Les CVI condensables présentent des propriétés esthétiques moindres, même si elles se sont améliorées ces dernières années avec un choix de teintes plus large. Les CVI-HV sont indiqués pour les dents postérieures chez les patients à risque carieux élevé ou non contrôlé, et particulièrement en pédodontie et dans les méthodes ART (*Atraumatic Restorative Technique)* comme recommandé par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS). (21,34)

1.9 Protocole d'utilisation et de mise en place (4,34)

Il est conseillé de respecter certaines recommandations concernant la manipulation des CVI afin d'améliorer la longévité de ces restaurations.

- Concernant les CVI en mélange poudre / liquide, il est conseillé de mélanger un maximum de poudre dans un minimum de liquide pour augmenter la résistance finale du ciment. Le mélange se fera le plus rapidement possible en incorporant la totalité de la poudre dans le liquide. Spatuler pendant 20 secondes avec un temps de travail de 2 minutes pour obtenir un mélange brillant qui ne coule pas. Le point de matité signale le début du durcissement.

- Dans les cas d'utilisation de CVI en capsules prédosées, le mélange sera réalisé par trituration à l'aide d'un vibreur en respectant les indications du fabricant (vitesse et durée de trituration).

- **Isoler les dents à restaurer** à l'aide d'un champ opératoire étanche.

- **Décontaminer les surfaces dentaires** à l'aide d'hypochlorite de sodium à 2,5% ou de chlorhexidine à 2% et **conditionner** les surfaces dentaires avec de l'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes puis rincer abondamment et sécher modérément. Cette procédure améliorera la mouillabilité du CVI et permettra d'éliminer la boue dentinaire.
- Il est vivement déconseillé de mordancer les tissus dentaires à l'acide orthophosphorique à 37% avant la mise en place d'un CVI comme pour les résines composites. En effet, cet acide est trop fort et diminuera l'adhésion des CVI. Cette réaction entrainera la destruction du contenu ionique nécessaire à l'adhésion (4,11,20,25,69).

- **Ne pas déshydrater la surface dentinaire** mais la sécher délicatement pour éviter la dessiccation et le pompage des fluides dentinaires.

- **Insérer rapidement le CVI trituré** dans la cavité à restaurer (**aspect de surface brillant**) pour favoriser la réaction chimique de liaison à l'interface de la dent.
  Injecter le CVI en partant du fond de la cavité puis remonter sous les surplombs d'émail pour remplir ensuite le cœur de la cavité.

- **Laisser au repos le CVI sans le toucher**. Il faudra s'assurer que le CVI devienne « **mat** » et ne « colle » plus aux instruments pour pouvoir le mettre en forme. Le praticien sera guidé par l'aspect du ciment et sa consistance.

- **Compacter et mettre en forme le CVI** à l'aide d'instruments classiques (spatule, fouloir ou sonde) ou d'instruments souples comme la « micro-brossette » débarrassée de son empoilage.

- **Protéger l'obturation par un vernis protecteur** [G-Coat Plus®, GC ; Riva Coat®, SDI ; Fuji Coat LC®, GC] (11,21,23–25). Une deuxième application de vernis protecteur peut être nécessaire après la dépose de la matrice et le réglage de l'occlusion.

	Etapes de la mise en place d'une restauration CVI-HVIP	Durée de chaque étape		Cumul Durée
1	Application Conditionneur	0:10		
2	Rinçage séchage modéré	0:15		0:25
3	Trituration de la Capsule	0:10	Début	0:35
4	Extrusion et Insertion dans la cavité	**0:10**		0:45
5	Laisser au contact, le ciment devient mat	0:10		0:55
6	Compactage et mise en forme définitive	0:45	**1:15**	1:40
7	1ere Application Résine Glaçage	0:20		2:00
8	Photopolymérisation Résine Glaçage	0:20		2:20
9	Repos jusqu'à 2:30	0:35	**2:30**	2:55
10	Retrait Matrice/Réglage/Occlusion	1:00		3:55
11	Nettoyage/ Séchage léger	0:20		4:15
12	2eme Application Résine Glaçage	0:20		4:35
13	Photopolymérisation Résine Glaçage	0:20		4:55
Temps total de travail en minutes		**4:55**		

Figure 4 Etapes de la mise en place d'une restauration CVI-HVIP (haute viscosité, « imprégné-protégé ») (34)

Illustration du protocole présenté par M.BLIQUE sur un cas iconographié par le Dr DOMINICI

Figure 5 Situation initiale : lésion carieuse en mésiale de la dent n°16 visible par transparence sous l'émail. [Collection personnelle du Dr DOMINICI Gabriel. Odontologie pédiatrique à Nîmes.]

Figure 6 Après curetage. Mise en place d'une matrice Mc Kean® et d'un coin de bois [Collection personnelle du Dr DOMINICI Gabriel. Odontologie pédiatrique à Nîmes.]

Figure 7 : Application d'un conditionneur [Dentin conditioner®, GC] pendant 20 secondes puis rinçage et séchage [Collection personnelle du Dr DOMINICI Gabriel. Odontologie pédiatrique à Nîmes.]

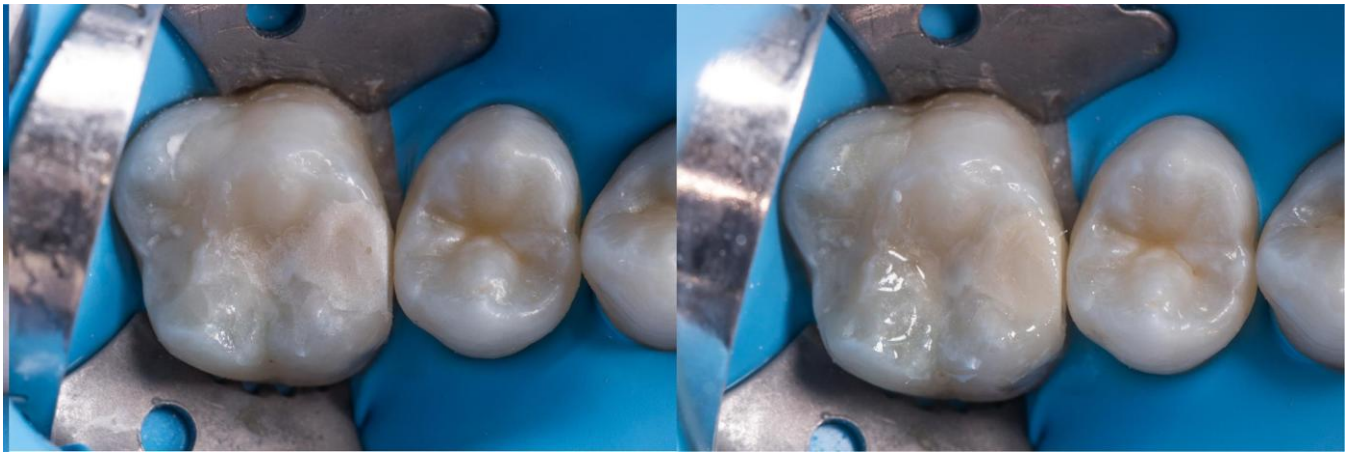

Figure 8 : CVI mis en place dans la cavité et les sillons. L'application d'un vernis protecteur a été réalisée. [Collection personnelle du Dr DOMINICI Gabriel. Odontologie pédiatrique à Nîmes.]

Pour améliorer les performances des CVI, il est conseillé de protéger leur surface pendant la phase de maturation : c'est le **concept du CVI Haute Viscosité Infiltré Protégé ou CVI-HVIP**
Le point faible des CVI-HV (Fuji IX® ; Ketac Molar® ; GC EQUIA® ; RIVA light cure HV®) reste leur faible résistance à l'abrasion pendant les premières semaines après la pose (11,18,21,23,25,29).

L'application d'une résine automordançante de glaçage nanochargée (GC G-Coat plus®) infiltre et adhère à la surface du CVI-HV. Cette manipulation permet d'obtenir un CVI-HV « infiltré et protégé ».
Cette protection va, pendant au moins quatre mois, protéger le CVI des microtraumatismes occlusaux et de la dessiccation. La maturation se fera dans de meilleures conditions, ce qui augmentera les propriétés esthétiques et mécaniques du CVI (24,70).

1.10 Classifications des restaurations conservatrices

1.10.1 Classification de Black 1906

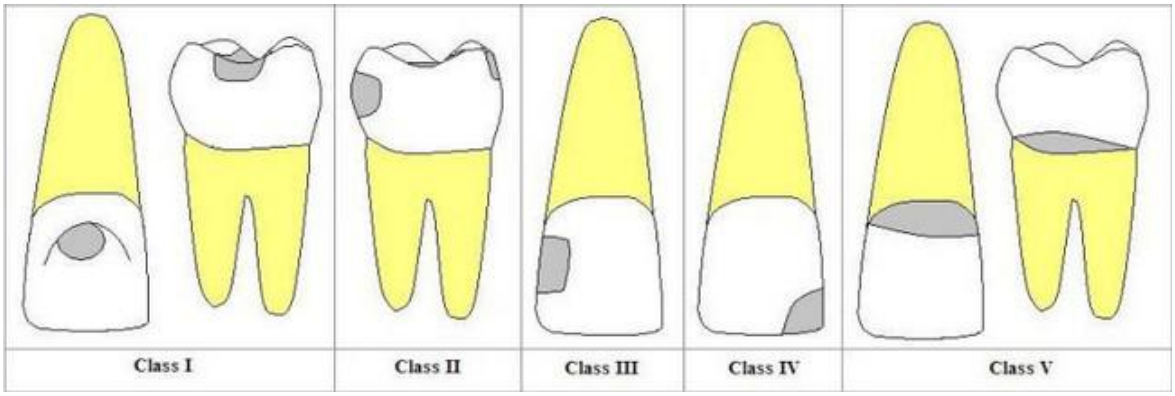

Figure 9 : Classification de Black 1906 (71)

- *Classe I : carie au niveau des défauts de structure des dents : sillons occlusaux des prémolaires et molaires, fossettes vestibulaires des molaires inférieures et les fossettes palatines de molaires supérieures et le cingulum des dents antérieures.*
- *Classe II : carie au niveau des faces proximales des prémolaires et molaires.*
- *Classe III : carie au niveau des faces proximales des canines et incisives sans atteinte du bord incisif.*
- *Classe IV : carie au niveau des faces proximales des canines et incisives avec atteinte du bord incisif.*
- *Classe V : carie au niveau cervical de toutes les dents.*

1.10.2 Classification SiSta

Le développement des concepts de collage, de prévention ainsi que l'évolution des matériaux de restauration comme les résines composites et les ciments verres ionomères ont amené MOUNT et HUME, en 1997 (72), à proposer une nouvelle classification basé sur le principe d'économie tissulaire. Les principes de préparation pour restauration amalgame étant devenus obsolètes (absence de capacité adhésive, recherche d'une cavité rétentive, délabrement plus important des tissus dentaires…). LASFARGUES et coll en 2000 (73), suite à ces travaux ont modifié cette classification SiSta en introduisant le stade 0.

La classification SiSta présente deux déterminants :

- **Si** : le site de la lésion carieuse allant de 1 à 3.

Site 1 pour les puits, sillons, fosses et fossettes.
Site 2 pour les lésions proximales.
Site 3 pour les lésions cervicales.

Figure 10 Classification SiSta: site de la lésion carieuse (73)

- **Sta** : le stade évolutif (volume) de la lésion allant de 0 à 4 avec des décisions thérapeutiques associées.

Stades évolutifs	Diagnostic clinique	Indications thérapeutiques
Stade 0	Lésion initiale amélaire ou atteignant la jonction amélo-dentinaire	Reminéralisation (hors site 3)
Stade 1	Lésion ayant atteint le tiers externe de la dentine	Préparation cavitaire ultra-conservatrice en vue d'une restauration adhésive
Stade 2	Lésion de taille modérée ayant atteint le tiers médian de la dentine, ne fragilisant pas les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte
Stade 3	Lésion étendue ayant atteint le tiers profond de la dentine, fragilisant les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte
Stade 4	Lésion atteignant les zones dentinaires juxtapulpaires et ayant détruit une partie des cuspides	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration indirecte protégeant par recouvrement les structures dentinaires résiduelles

Tableau 3 Tableau du diagnostic clinique et des indications thérapeutiques en fonction du stade évolutif de la lésion (73)

1.11 Longévité

1.11.1 Restaurations de lésions cervicales non carieuses (classe V) sur dents permanentes

L'étude d'Önal (74) réalisée sur 2 ans ainsi que l'étude de Fagundes (75) réalisée sur 7 ans sur des dents permanentes dans des cas de restaurations de lésions cervicales (classe V) non carieuses montrent que les CVIMAR ont un taux de survie supérieure (95% à 7 ans) aux composites (63% à 7 ans).

1.11.2 Restaurations sur dents permanentes

Laske, dans son étude de 2016, réalisée sur dents permanentes, démontre que le taux d'échec annuel à 10 ans des restaurations de classe II, traitées au CVI est de 13.9%/an (76).

L'étude de Mickenautsch (2015) montre que les CVI-HV et les amalgames sont cliniquement équivalents en tant que matériaux de reconstitution au niveau des dents permanentes postérieures. Il n'y a pas de différence significative entre les CVI-HV et les amalgames pour les restaurations de classe I à 4 ans, ni de différence significative pour les restaurations de classe II à 6 ans. (77)

L'étude rétrospective à 3 ans de Casagrande (2017), rapporte que le taux d'échec des restaurations au CVIMAR sur des molaires définitives augmente avec la mauvaise hygiène orale, l'inflammation gingivale et surtout le nombre de parois restaurées. Le taux de survie à 3 ans des CVI MAR (39.3%) est inférieur à celui des résines composites (62.2%) de part de leurs propriétés mécaniques inferieures. Cependant le curetage sélectif ou non de la dentine n'a pas influence significative sur le taux de succès. (78)

Kim montre dans son étude de 2013 un temps de survie médian pour les amalgames, les résines composites et les ciments verres ionomères respectivement de 11.8, 11 et **6.8 ans**.(79) Les CVI présentent une longévité inférieure à celle des composites et des amalgames.

1.11.3 Restaurations sur dents temporaires

D'après différentes études ayant un recul clinique de 2 à 10 ans sur des restaurations CVI réalisées sur des molaires temporaires, nous pouvons rapporter les résultats suivants:

L'étude de Mickenautsch (2015) montre que les CVI-HV et les amalgames sont cliniquement équivalents en tant que matériaux de reconstitution au niveau des dents temporaires postérieures. Il n'y a pas de différence significative pour les restaurations de classe I et II à 3 ans.(77)

Les taux d'échecs d'après Qvist et coll (2004) sur 8 ans sont les suivants (80) :

- site 1 : 28% d'échecs à 8 ans pour les CVIc et 22% d'échec pour les CVI MAR
- site 2 : **46%** d'échecs à 8 ans pour les CVIc et 36% d'échec pour les CVI MAR
- site 3 : 18% d'échecs à 8 ans pour les CVIc et **47%** d'échec pour les CVI MAR

Il faudra donc privilégier les CVI MAR pour les restaurations en site 2 et les CVIc pour les restaurations en site 3. La principale cause d'échec des restaurations de classe II avec les CVIc est la fracture de la restauration. La perte de rétention est la principale cause d'échec des restaurations de classe III avec les CVIMAR.

D'après cette étude, les causes principales d'échecs des restaurations CVI sont la perte de rétention, la fracture du matériau et son usure (80).

Une analyse de la littérature réalisée par Qvist en 2010 concernant la longévité des restaurations CVI sur des périodes de 5 à 8 ans sur des dents temporaires montre que les CVIc ont une longévité inférieure aux CVI MAR, compomères et amalgames. En revanche, les CVI MAR ont une longévité équivalente aux amalgames (81).

Toujours d'après cette étude, le temps de survie à 75% est estimé à :

- 5,7 ans pour les restaurations de site 1
- 3,2 ans pour les restaurations de site 2
- 3,5 ans pour les restaurations de site 3.

Les causes principales d'échecs sont la fracture de la restauration et la perte de rétention (81).

1.11.4 Restaurations sur dents permanentes par la techniques ART

L'étude d'Ercan et coll (2009) portant sur la longévité des CVI à 2 ans, lors de restaurations par technique ART sur dents permanentes, nous montre que les CVIMAR sont supérieurs au CVI-HV (82).

Malheureusement les études cliniques sur les CVI ne sont pas assez nombreuses pour confirmer les premiers résultats encourageants que l'on peut observer au quotidien. Elles ne nous permettent pas non plus de conclure sur la longévité de ces restaurations (34).

Néanmoins certaines études nous montrent une pérennité des restaurations aux CVI-HV à 6 ans proche de celle des amalgames (51,77,79,81). Les composites restent cependant la référence à ce jour pour des restaurations d'usage. Les échecs des restaurations au CVI sont le plus souvent des fractures partielles asymptomatiques et réparables assez facilement (83).

2 PARTIE 2 : APPLICATIONS EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

2.1 Applications sur dents temporaires

Le choix de la thérapeutique et du matériau de restauration pour les dents postérieures, chez l'enfant, dépend de plusieurs facteurs : la coopération de l'enfant, la sévérité de l'atteinte carieuse et l'âge de l'enfant… De nombreuses thérapeutiques sont à notre disposition, comme les coiffes pédodontiques préformées ou bien les thérapeutiques dites adhésives comme les CVI, et bien évidemment les composites.

Ces derniers, ayant un protocole de mise en place rigoureux, sont parfois difficiles à réaliser dans de bonnes conditions. Il faudra cependant les privilégier aux CVI car leur longévité et leurs propriétés mécaniques et esthétiques sont supérieures.

Matériaux / PP physico chimiques	composites	VIT	VIH
Adhérence chimique	-	++	+
Adhérence mécanique	++	-	+
Contraction de prise	++	-	-
Expansion hydrique	-	+	-
Résistance à l'usure et résistance mécanique	++	-	+/- *
Libération F	-	++	+
Esthétique	++	-	+

Matériaux / Dent - enfant - carie	composites	VIT	VIH
Etendue des lésions et fragilité des parois	++	-	+
Biocompatibilité pulpaire	-	+	+
Comportement enfant (difficile)	-	+	++

Tableau 4 Tableau récapitulatif des indications des matériaux en fonction de leurs propriétés physico-chimiques ou de certains critères (dent/enfant/carie) ***: VIT= CVI conventionnel ; VIH = CVIH ou CVIMAR*** **(84).**

Les dents temporaires ont une chambre pulpaire proportionnellement plus volumineuse que celles des dents permanentes. Les matériaux adhésifs seront donc préconisés afin d'éviter la réalisation d'artifices de rétention pouvant amener à l'effraction pulpaire. Le champ opératoire étanche est plus difficile à poser sur les dents temporaires (faible hauteur coronaire, constriction cervicale marquée). L'utilisation d'un matériau plus tolérant à l'humidité pourra donc être envisagée. (85–87)

Chez les enfants, les caries proximales sont très courantes. L'utilisation d'un matériau bioactif pouvant relarguer du fluor sera intéressante. Les dents temporaires ayant un temps résiduel sur arcade restreint et des forces de mastication inférieures à celles de l'adulte, on peut se permettre d'utiliser des matériaux de restauration ayant des propriétés mécaniques inférieures (85–87).

Les CVI répondent à toutes ces caractéristiques (adhésif, hydrophilie et bioactif). Ils trouvent donc leur place dans les thérapeutiques d'odontologie pédiatrique conservatrice (4,11).

Les CVI condensables (CVI-HV) et CVIMAR peuvent être utilisés lors des restaurations d'usage chez l'enfant, mais d'une manière générale, leur indication doit être limitée aux restaurations d'une durée d'environ 3-4 ans (65,80,85).

Du fait de leurs propriétés mécaniques inférieures, les restaurations aux CVI doivent se limiter aux restaurations de classe I, de classe II sans stress occlusal intense ou de classe V de Black (4,11,34).

Il est recommandé de réaliser ces restaurations sous digue pour obtenir une isolation complète de la dent à traiter et optimiser ainsi la qualité de l'adhésion. Le conditionnement des surfaces dentaires à l'acide polyacrylique et la protection finale de l'obturation à l'aide d'un vernis protecteur sont indispensables pour obtenir des restaurations pérennes (4,11,20,21,23,25).

2.1.1 Présentation d'une restauration de 55 et 54 au CVI

Figure 11 : Situation initiale : lésions carieuses en mésiale et distale de 55 et reprise carieuse sous le CVI débordant de la 54 (87)

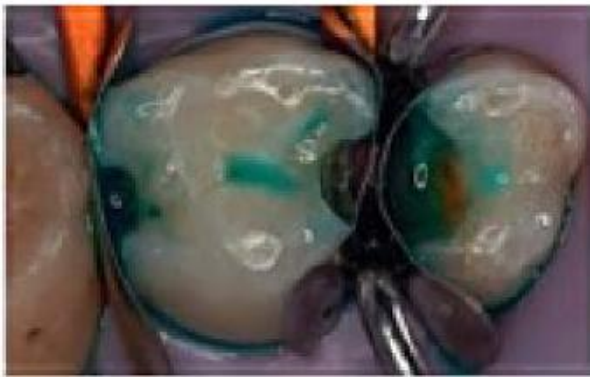

Figure 12 : Mise en place des matrices et coins de bois après curetage carieux. Réalisation d'un conditionnement préalable [Dentin conditioner® , GC](87)

Figure 13 : Situation finale : les CVI-HV ont été protégés à l'aide d'un vernis [Fuji Coat®, GC](87)

2.2 Applications sur dents permanentes

2.2.1 Le scellement des puits et des sillons

Figure 14 : Mise en place d'un CVI Fuji Triage® (GC) comme sealant sur une première molaire mandibulaire gauche permanente en éruption (88).

Les CVI n'ayant pas un potentiel d'adhésion aussi bon que les résines composites, ils ne pourront pas les substituer. Ils seront seulement indiqués dans le cas des scellements temporaires lorsque la mise en place d'un champ opératoire étanche n'est pas envisageable (éruption partielle de la dent). Néanmoins, ils offrent une double protection, à la fois mécanique et chimique (54,89,90).

2.2.2 Restauration par CVI

Lorsqu'un champ opératoire étanche ne peut pas être correctement posé ou que le risque carieux est élevé ou non contrôlé, les CVI, de part leurs propriétés biologiques et leur plus grande tolérance à l'humidité, peuvent être une alternative aux composites et aux amalgames.

Pour cela, il est nécessaire de respecter le protocole du CVI-HVIP comme vu précédemment avec un conditionnement préalable de la cavité avant la mise en place du CVI ainsi qu'une protection finale a l'aide d'un vernis, afin d'optimiser les performances du ciment (4,34).

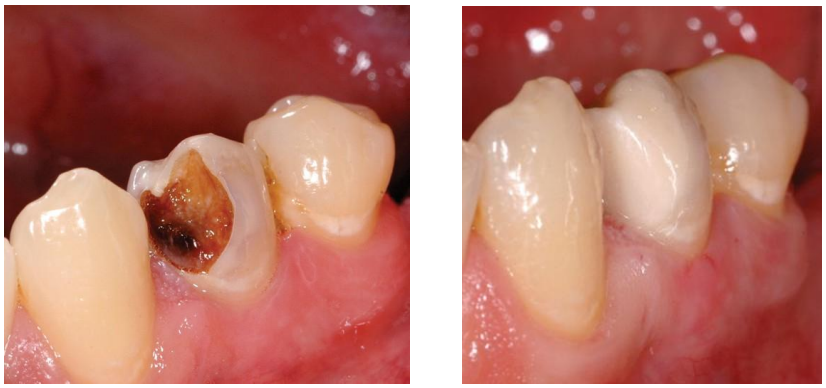

Figure 15 : Restauration d'une 34 à l'aide d'un CVI-HVIP chez un patient ayant un risque carieux élevé (34)

Figure 16 : Restauration d'une 23 au CVI-HVIP chez le même patient

Figure 17 : Contrôle à 4 ans des dents n°23 et 34

On constate que sur ce cas clinique proposé par BLIQUE, les CVI-HV réalisés sur les dents n°23 et n°34 semblent avoir des propriétés suffisantes pour des restaurations de temporisation de longue durée surtout dans les cas de patients cario-actifs.

Si l'on associe les CVI à un bon contrôle de plaque, ils peuvent être vus comme des agents cario-préventifs. Ils peuvent être indiqués dans les cas de tunnelisation où ils permettent de conserver les crêtes marginales des molaires et prémolaires (90–92). Un effet préventif a été montré à son contact, limitant ainsi les reprises de caries secondaires au niveau de la restauration elle-même. Lors de restaurations proximales, les CVI limiteront la progression ou le développement de carie sur la face attenante de la dent voisine (51,54,88).

Mais du fait de leurs propriétés mécaniques médiocres, les restaurations CVI doivent se limiter aux restaurations de classe I, classe II sans stress occlusal intense ou de classe V de Black (4,11,34). Dans les cas de restaurations sous gingivales subissant des forces occlusales importantes, les restaurations sandwichs ouvertes seront indiquées.

2.2.3 Restaurations sandwichs fermées

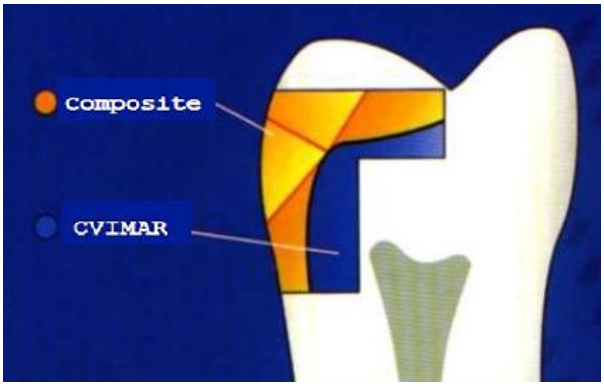

Figure 18 Schéma de la technique sandwich fermée (93)

Les restaurations **sandwichs fermées** consistent en la réalisation d'une restauration coronaire directe. Dans cette technique le CVI se substitue à la dentine et il sera complètement recouvert de composite, qui se substitue à l'émail.

Lors de lésions carieuses profondes juxtapulpaires, surtout chez les patients jeunes, les CVI peuvent être des matériaux de restauration de choix de par leurs propriétés « bioactives ». Elles permettent de reminéraliser la dentine. Ce phénomène est aussi appelé « **reminéralisation interne** » (65,94–96).

2.2.3.1 La technique stepwise

Auparavant, il était d'usage d'effectuer une éviction carieuse totale non sélective de la dentine déminéralisée. Cela entrainait dans 40% des cas une effraction pulpaire iatrogène sur des caries profondes au niveau molaire (78,97).

Afin d'éviter ces effractions pulpaires, la technique « **stepwise** » a été développée.

Cette technique se déroule en deux temps :

- La première étape consiste en un curetage partiel de la lésion. Une élimination de la dentine nécrotique est effectuée en périphérie. La dentine affectée est laissée en fond de cavité en regard de la pulpe. On effectue une restauration temporaire étanche à l'aide d'un CVI qu'il est conseillé de laisser en général pendant 6 mois (78,94,98).
- La seconde étape consiste en la réalisation de la restauration d'usage (résine composite). La dentine tertiaire formée au cours de ces 6 mois permet de réaliser un curetage complet sans risquer l'effraction pulpaire.

2.2.3.2 Technique sans réintervention avec curetage partiel de la dentine cariée

Actuellement, dans les cas d'inflammation pulpaire réversible, une **éviction partielle et sélective** de la dentine permettra d'éviter l'effraction du plafond pulpaire ou des bords latéraux de la chambre pulpaire. Il est démontré que cette technique ne présente pas plus de développement de lésion carieuse secondaire ni d'échec de la restauration coronaire d'usage.(78,94,99) Cela est recevable à condition que la restauration soit totalement étanche. L'étanchéité étant indispensable à la cicatrisation pulpaire, il faudra réaliser une marge de 2 mm de tissus sain en périphérie de la préparation. Il n'y aura pas forcément lieu de réintervenir au bout de 6 mois si une réponse cicatricielle dentinaire est objectivable radiologiquement (53,58,65,88,94).

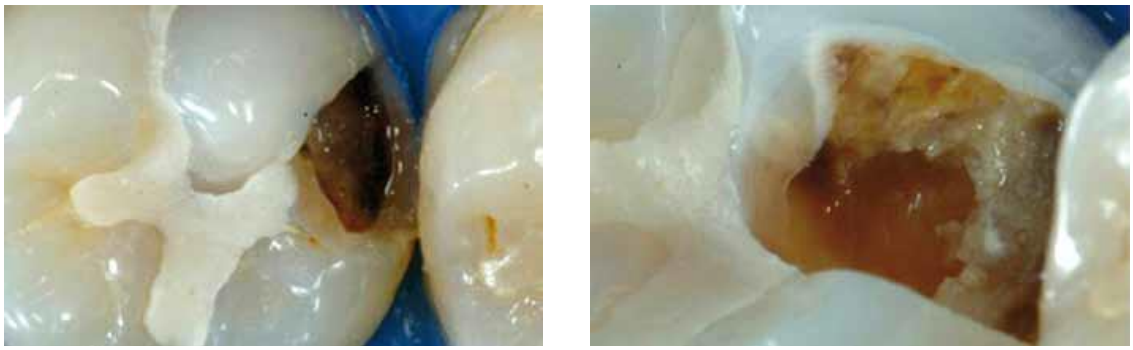

Figure 19 : Lésion cavitaire chez un patient de 22 ans présentant une pulpite réversible (88)

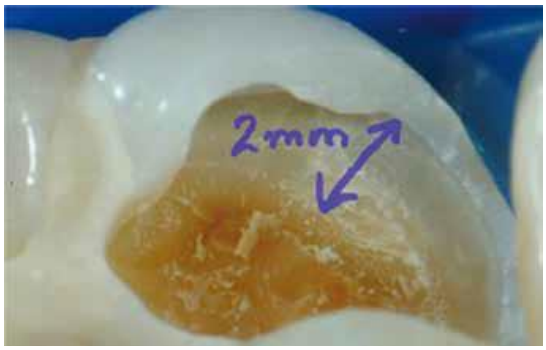

Figure 20 : 2 mm de tissus dentinaires sains en périphérie

Cependant lorsqu'un curetage carieux complet est réalisé dans les situations de proximité pulpaire, un coiffage indirect à l'aide d'une Biodentine® (Septodont) ou d'un M.T.A (mineral trioxide aggregate), voire même d'un hydroxyde de calcium (Dycal®, Life®) pourra être réalisé (53,63,64).
Bien évidemment, dans une approche conservatrice, lorsqu'une effraction pulpaire survient chez un sujet jeune en situation de pulpite réversible, un coiffage direct à l'aide d'une Biodentine® (Septodont) ou d'un M.T.A sera indispensable pour induire une dentinogénèse tertiaire et la cicatrisation pulpaire (53,63,64).

Dans une étude récente réalisée en 2012 par Maltz, les taux de succès des techniques « stepwise » et des techniques sans réintervention avec curetage partiel de la dentine cariée ont été comparés. On observe un taux de succès à 3 ans de 91% pour les techniques sans réintervention contre 69% pour la technique « stepwise » (99).

2.2.4 Restaurations sandwichs ouvertes

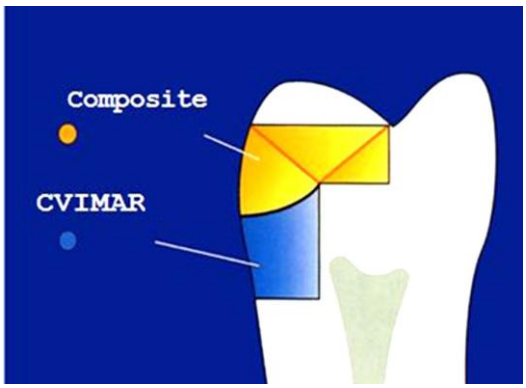

Figure 21 Schéma de la technique sandwich ouverte (93)

La technique de restauration dite « **sandwich ouverte** » est particulièrement indiquée en cas d'absence d'émail cervical lorsque la lésion est sous-gingivale sans atteinte parodontale ou lorsque le délabrement de la dent ne permet pas la pose d'un champ opératoire complètement étanche. Le CVI sera positionner en cervical afin d'étanchéifier la restauration. Il sera directement en contact avec la cavité buccale.
La technique ouverte permet de réaliser une remontée de marge lorsque les limites cervicales de la préparation sont juxta ou sous-gingivales. Le composite est mis en place par-dessus la restauration CVI afin d'obtenir une restauration d'usage.

Ce type de restauration présente plusieurs avantages : la facilité de mise en œuvre, une étanchéité améliorée par rapport à un simple composite réaliser en absence d'émail cervical, la diminution du nombre d'incréments nécessaires pour réaliser la restauration composite et de ce fait, la réduction de la contraction de prise finale lors de la photopolymérisation (38,69,88,100).

Il est préférable d'utiliser des CVIMAR pour ce genre de restauration plutôt que des CVIc. Les moins bonnes propriétés mécaniques des CVIc et l'absence de résine dans leur composition, les contre-indiquent pour ce genre de restauration. De plus pour améliorer la solidité de ce type de restauration et limiter son usure proximale, il est conseillé de laisser une épaisseur minimale de 2mm de CVI et que celui-ci reste en dessous du point de contact (38,100–102).

Figure 22 : Situation initiale : lésion carieuse volumineuse en proximale de 26 en pulpite réversible (88)

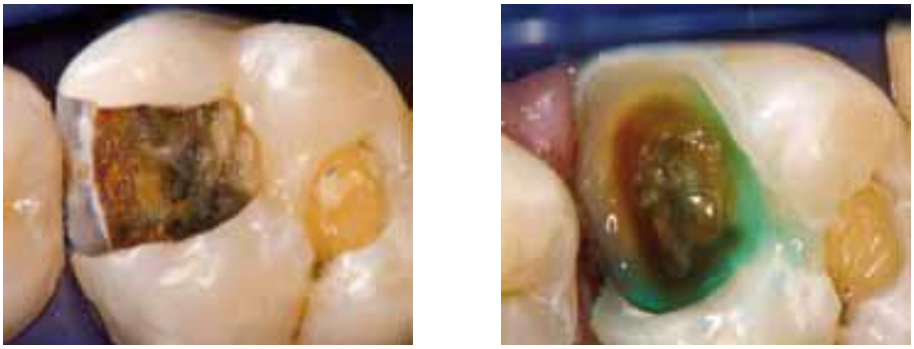

Figure 23 : Curetage de la lésion carieuse

- *Une marge périphérique de 2 mm de dentine saine est réalisée ainsi qu'un curetage précautionneux de la dentine infectée à l'aide d'instruments manuels. La dentine déminéralisée affectée en regard de la pulpe est laissée en place.*
- *Un traitement à l'acide polyacrylique 10% pendant 10 secondes est réalisé.*

Figure 24 : Mise en place d'un CVI riche en fluor.

- *Le CVI est placé au niveau de la dentine déminéralisée dans le but d'obtenir une reminéralisation interne ainsi qu'au niveau de la limite cervicale de la préparation afin d'étanchéifier la restauration.*

Figure 25 : Réalisation de la restauration composite.

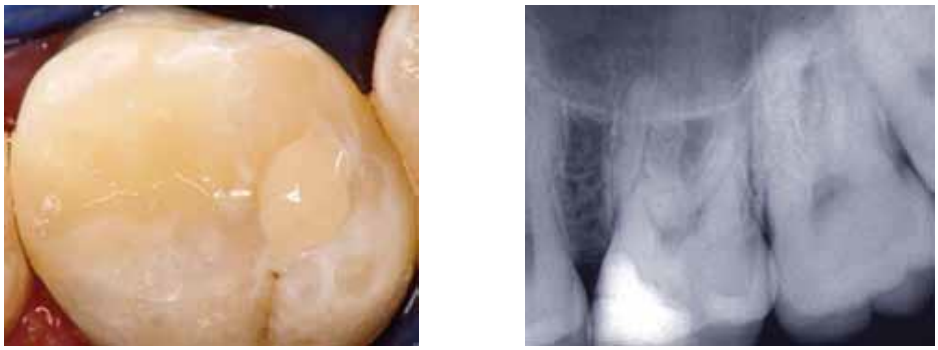

Figure 26 : Situation clinique et radiographie finale.

Concernant ce type de restauration, les auteurs ne sont pas toujours en accord sur le fait de mordancer le CVI avant la mise en place du composite sus-jacent.

D'après l'étude de Della Bona, le CVI et le composite peuvent adhérer efficacement l'un avec l'autre sans mordançage préalable. Il n'y a pas de différence significative entre un CVI mordancé et un CVI non mordancé avant la mise en place du composite. Néanmoins, l'adhésion entre les deux matériaux est supérieure si le CVI utilisé est un CVIMAR. En effet, l'adhérence des composites aux CVIc est moindre du fait de l'absence de radicaux libres en surface (38).

La surface de collage et la répartition des contraires occlusales sont influencées par le nombre de parois dentaire résiduelles. Le nombre de paroi résiduelle aura donc une influence sur la cohésion de l'ensemble de la restauration. Le taux d'échec au niveau

des molaires sera plus important qu'au niveau des prémolaires, probablement à cause des forces occlusales plus importantes (103).

Enfin, certains auteurs préconisent de fouler le CVIH à l'aide une brossette imprégnée d'adhésif dans le but d'améliorer ensuite la cohésion entre le CVI et le composite (100,104).

Il n'existe pas encore de consensus quand au fait de réaliser ou non un mordançage au niveau du CVI avant la mise en place de l'adhésif et du composite sus-jacent.

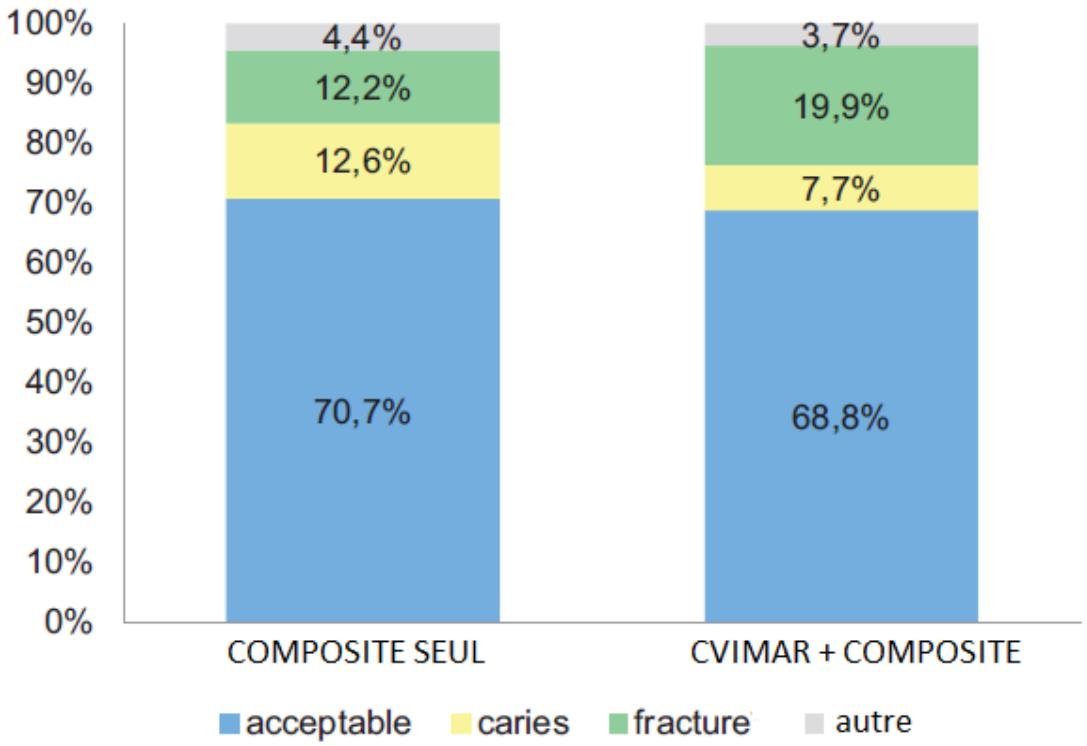

Figure 27 : Graphique représentant les restaurations cliniquement acceptables (n'ayant pas besoin d'être retouchées ou remplacées) et la distribution des différents échecs de ces deux techniques de restauration (103).

Van De Sande, dans une étude rétrospective sur 18 ans, a comparé le taux de survie des restaurations par technique sandwich (CVIMAR + Composite) et par composite seul. Aucune différence significative n'a été observée entre les deux types de restaurations. Le taux d'échec annuel est tout à fait acceptable pour ces deux techniques. Il est de 1,9% pour les restaurations sandwichs ouvertes et fermées, et de 2,1% pour les restaurations composites (103).

Cependant, la distribution des causes d'échec n'est pas la même entre les deux techniques. Pour les restaurations composites, les échecs seront autant liés à la fracture de la restauration (12,2%) qu'à la reprise de carie (12,6%). Pour les restaurations sandwichs, la principale cause d'échec sera la fracture de la restauration (19.9%). Les reprises de caries seront quant à elles moins fréquentes (7.7%). D'après cette étude les CVI n'améliorent pas le taux de succès de ces restaurations directes (103).

3 PARTIE 3 : COMPARAISON DES CVI ET DES COMPOSITES

3.1 Propriétés physico-chimiques

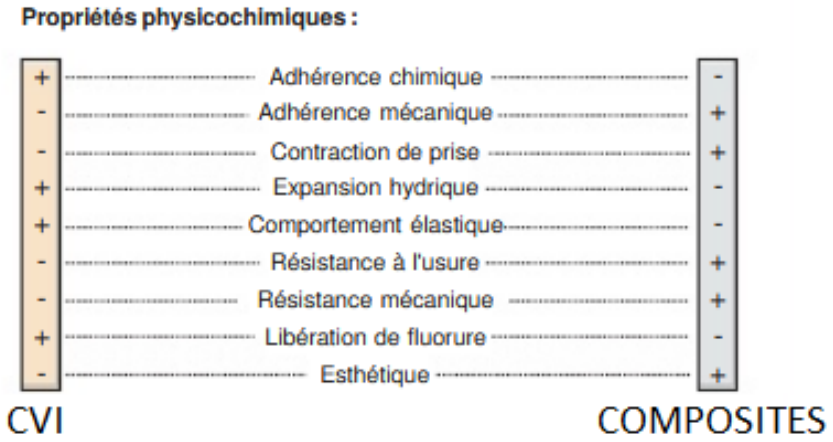

Figure 28 Comparatif des propriétés physico-chimiques des CVI et des résines composites (16)

3.1.1 L'adhésion aux tissus dentaires.

Seuls, les composites ne présentent aucune propriété adhésive. Ils ont besoin d'un système adhésif pour adhérer aux tissus dentaires. Le respect des protocoles influencera grandement les propriétés et la longévité des restaurations composites.(35,83,105)

Les CVI quant à eux ont la capacité d'adhérer spontanément aux tissus dentaires sans conditionnement préalable grâce à une adhérence chimique. Cependant, il est vivement conseillé d'appliquer sur les surfaces dentaires un acide polyacrylique afin d'enlever la boue dentinaire, dans le but d'améliorer l'adhésion et la pérennité des restaurations CVI. L'utilisation d'un adhésif est inutile, ce qui facilite le protocole de mise en place des CVI (21).

3.1.2 La rétraction de prise

Les CVI ont une faible rétraction de prise, de l'ordre de 3%. Ceci n'entraine que peu de contraintes contrairement aux composites qui est de l'ordre de 5% (36). Néanmoins, l'incrémentation par couches successives permet de diminuer le stress de la polymérisation et d'améliorer l'adaptation marginale des restaurations composites.(105)

3.1.3 L'étanchéité

L'étanchéité des restaurations composites semble meilleure que celle des CVI, seulement si elles sont réalisées en respectant scrupuleusement les protocoles de collage, sous un champ opératoire étanche (digue). La présence ou non d'émail en périphérie conditionnera aussi ces résultats. C'est pour cette raison qu'il est recommandé de réaliser des restaurations sandwichs ouvertes dans les cas où l'émail cervical fait défaut (42).

3.1.4 La conductibilité thermique

Les composites et les CVI ont une faible conductibilité thermique. Elle est de l'ordre de 1.5 K ($cal.cm^{-1}.s^{-1}.°C^{-1}$) pour les CVI et 2.6 K pour les composites. Elle est faible comparée à celle des amalgames qui est de l'ordre de 54.0 K (106).

Cela permet de limiter les variations thermiques et donc les agressions du complexe dentino-pulpaire, permettant ainsi de diminuer les douleurs post-opératoires.

3.1.5 Les propriétés esthétiques

Les propriétés esthétiques (couleur, indice de réfraction, translucidité, opacité) des CVI n'égalent pas celles des composites. Les améliorations obtenues ces dernières années, notamment avec l'augmentation du nombre de teintes disponibles ainsi que l'amélioration de leur aptitude au polissage permettent d'obtenir des résultats esthétiques relativement « acceptables » (1).

Les composites, quant à eux possèdent des teintes émail et dentine avec des niveaux d'opacités et de saturations très variables permettant de réaliser des composites stratifiés dans le but d'obtenir des résultats cliniquement très satisfaisants. Ces propriétés en font un matériau de choix pour les restaurations antérieures et postérieures (105).

3.2 Propriétés mécaniques

Matériaux	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	Coefficient de dilatation thermique (.10-6/C°)	Module d'élasticité (GPa)
CVI	100-150	15-17	4.9	20
CVIMAR	100-200	20-40	13.4	16
Composite	260-390	40 - 72	30-40	3 - 22
Email	384		11	84
Dentine	300		8	18,5

Tableau 5 Tableau comparatif des propriétés mécaniques des CVIc, CVIMAR et composite par rapport à l'émail et la dentine (11,16,21,27,29–32).

3.2.1 Résistance à la compression

La résistance à la compression des composites (260-390 MPa) est deux à trois fois supérieure à celle des CVI (100 à 200 MPa). Ils seront à privilégier dans les cas de restaurations postérieures où les contraintes occlusales sont importantes.

3.2.2 Résistance à la traction

De même, les valeurs de résistance à la traction des composites (40-72 MPa) sont bien supérieures à celles des CVI (15 à 40 MPa).

3.2.3 Coefficient de dilatation thermique

Les CVI ont un coefficient de dilatation thermique ($10x10^{-6}$/°C) proche de celui des tissus dentaires (émail $11,4x10^{-6}$/°C, dentine $8,3x10^{-6}$/°C) ce qui permet d'obtenir des restaurations avec un taux de micro-infiltration faible et une aptitude au scellement marginal correct (4,21,42). Ces caractéristiques permettent au CVI de limiter les sensibilités postopératoires. Pour cela, il ne faut pas trop hydrater ou déshydrater la restauration (20,100)**.**

Les composites ont un coefficient d'expansion thermique (30 à $40x10^{-6}$/°C) 3 à 4 fois supérieur à celui des tissus dentaires, ce qui engendre des contraintes importantes au niveau du joint de la restauration pouvant aller jusqu'au hiatus. (105)

3.2.4 Module d'élasticité

Le module d'élasticité ou module de Young caractérise la rigidité du matériau. Plus il sera élevé et moins le matériau se déformera sous les contraintes. On peut observer que les CVI ont un module de Young très proche de la dentine ce qui est très favorable et permettra de garder une bonne cohésion de l'ensemble de la restauration (32,33).

Suivant les composites, le module d'élasticité varie grandement. Les composites fluides ont des valeurs proches de 3 GPa. Cela contre indique leur utilisation comme matériau de restauration seul. En revanche, cela leur confère une bonne mouillabilité. Ils peuvent donc servir en fond de cavité afin d'obtenir un joint de qualité et ainsi absorber les contraintes de polymérisation. Les composites conventionnels ont des valeurs proches de 13 GPa (33,107).

3.2.5 Résistance à l'usure

D'après les normes ADA, une usure annuelle de 40 à 50 µm est acceptable. L'usure amélaire est considérée au niveau des molaires de 50 µm/an et au niveau des prémolaires de 30 µm/an (108).

La résistance à l'usure des CVIMAR est proche de 250 µm/an. Elle est inférieure à celle des CVI condensables ou de haute viscosité et même des CVI conventionnels. C'est au niveau de la matrice résineuse des CVIMAR que l'usure va être la plus grande (3,11,18,21–23,25).

Parmi l'ensemble des CVI, les CVIHV possèdent la meilleure résistance à l'usure grâce à leur composition et à la répartition des charges dans la matrice. Dans tous les cas, l'application d'un vernis protecteur (*Equia Forte Coat®, GC*) augmentera significativement la dureté et la résistance à l'usure des CVI (11,18,21,23,25).

Malheureusement les CVI restent moins résistants à l'usure que les composites. Le polissage des restaurations jouera un rôle important. Plus une restauration sera rugueuse, plus elle s'usera rapidement. Pour les CVIc, il est préférable de différer d'au minimum 24 à 48 heures le polissage afin de laisser le temps au CVI de terminer sa maturation. Pour les CVIMAR le polissage pourra être réalisé immédiatement après sa réalisation (69).

3.3 Propriétés biologiques

Les CVI ont montré une bonne biocompatibilité dans l'ensemble. La faible variation de température du matériau durant sa prise, son durcissement rapide et le « pouvoir tampon » de la dentine permettent de restreindre la diffusion en profondeur des polyacides et des constituants potentiellement toxiques (aluminium, strontium, fluor, HEMA…). Les CVI présentent une bonne tolérance pulpaire lors de coiffage indirect. Cependant, les CVIMAR ont une biocompatibilité inferieure à celle des CVIc de part la présence du monomère HEMA qui peut être cytotoxique (4,8,11,29,42,53,56,57,61).

Les composites, contiennent du Bis-GMA ou UDMA et du TEGMA ou HEMA (comme pour les CVIMAR) qui, lorsqu'ils ne sont pas polymérisés, vont diffuser dans les tubuli et provoquer des réactions pulpaires inflammatoires. Une épaisseur minimale de dentine résiduelle (0.5 mm) serait nécessaire pour protéger la pulpe de ces monomères toxiques. Si cette épaisseur est inférieure, la réalisation d'un coiffage indirect à l'aide d'un silicate tricalcique ou d'hydroxyde de calcium sera recommandé que ce soit pour les restaurations composites ou CVI (58,65).

Les composites sont plus toxiques avant d'être polymérisés du fait de la présence des monomères méthacrylates libres. Les composites peuvent provoquer des réactions parodontales inflammatoires si la restauration est débordante ou si la surface est rugueuse. Il est donc nécessaire d'utiliser la digue, des systèmes de matrice bien adaptés et de polir au mieux les restaurations afin d'éviter l'accumulation de plaque. Ces observations sont également applicables aux CVI. Au niveau systémique, aucun effet toxique n'a été démontré (7,24,56,105).

Les potentielles allergies liées aux CVI sont majoritairement dues à l'acide polyacrylate ou à l'HEMA qui est un monomère acrylate contenu dans les CVIMAR. Ces réactions restent exceptionnelles.(56)

Les CVI sont très bien tolérés au niveau parodontal. D'ailleurs, la plaque dentaire aurait tendance à moins s'accumuler sur les CVI que sur les composites (4,21,49,56,68)**.**

Les CVI-HV, de par l'absence de résine et de monomère HEMA dans leur composition (contrairement au CVIMAR) sont particulièrement biocompatibles. Ils sont même dits « bioactifs » de part leur potentiel cariostatique lié à la libération de fluor supérieur aux autres CVIc et CVIMAR. Ils sont donc indiqués chez les patients ayant une cario-susceptibilité élevée (11,18,20,21,30,31,56,61).

Leurs propriétés adhésives intrinsèques ainsi que leur potentiel cariostatique font des CVI des matériaux de restaurations particulièrement utiles en prophylaxie.

3.4 Indications

La localisation de la restauration pourra influencer le choix du matériau de restauration :

- En antérieur : il faudra privilégier les restaurations aux composites pour leurs propriétés optiques et leurs capacités à résister au contraintes de flexion (105). Néanmoins, on peut envisager de restaurer les incisives temporaires avec un CVI dans les cas de petites atteintes de classe III afin de profiter des capacités cario-statiques de ces derniers (1).
- En postérieur : les contraintes occlusales étant importantes, il est préférable de réaliser des restaurations aux composites. Cependant les CVI-HV ou condensables permettent d'augmenter le champ d'indication de ces matériaux.(21–23)

  Le fait de pouvoir les mettre en place plus facilement en une seule fois est un avantage certain. Leurs propriétés mécaniques étant supérieures au CVIc, on peut envisager leur utilisation dans les secteurs postérieurs notamment pour les dents déciduales subissant des forces occlusales inférieures aux dents permanentes.(80)

Ces matériaux trouvent aussi leur intérêt lors de restaurations transitoires quand la situation clinique ne permet pas la pose d'un composite dans de bonnes conditions ou que l'on souhaite réaliser une technique « stepwise ».

Les techniques sandwichs ouvertes et fermées ont permis de démocratiser leur indication dans ces secteurs et d'améliorer le taux de succès des restaurations directes en augmentant l'étanchéité et en facilitant leur protocole.

- Les CVI constituent un matériau de choix pour les restaurations cervicales. Leur efficacité et leur longévité ont été prouvées (1). Toutefois, pour les dents permanentes, si l'esthétique entre en jeu, il sera préférable de réaliser une restauration composite.

En pédodontie, la technique et le choix du matériau de restauration seront à nuancer avec d'autres paramètres : le temps restant sur l'arcade, le risque carieux mais aussi la coopération de l'enfant.

Certains critères liés au praticien (son expérience, le travail avec ou sans assistante et sa dextérité) peuvent également influencer le choix du matériau.

Pour résumer :

Les composites sont préconisés dans les situations suivantes :

- Chez les enfants coopérants
- Patients motivés et ayant un risque carieux faible.
- Les restaurations de classe I, II, III, IV et V de Black avec un champ opératoire étanche.
- Limites supra-gingivales
- Scellement de sillons, de fissures et de puits, facettes composite, composites stratifiés, composite de collage
- Collage de brackets en ODF

Les ciments verres ionomères sont préconisés dans les cas suivants :

- Chez les enfants peu coopérant
- Patients ayant une cario-susceptibilité élevée (cancérologie, manque d'hygiène bucco-dentaire…)
- Restaurations de classe I, II de petites étendues avec des contraintes occlusales faibles, classe V (cervicale) de Black.
- Scellement de sillons, de fissures et de puits.
- Restaurations transitoires ou de temporisation (technique « stepwise »)
- Technique A.R.T
- Techniques sandwichs ouvertes et fermées
- Reconstitution pré-endodontique (RPE)
- Collage de brackets en ODF
- Remontée de marge.

3.5 Contre-indications

Les composites sont contre-indiqués dans les cas suivants :

- Patients ayant une cario-susceptibilité élevée
- Limites infra-gingivales
- Coiffage pulpaire direct
- Impossibilité de mettre en place un champ opératoire étanche.

Les ciments verres ionomères sont contre-indiqués dans les cas suivants :

- Coiffage pulpaire direct
- Restauration de grande étendue avec des forces occlusales importantes.
- Les CVI présentent une longévité inférieure à celle des composites et des amalgames. Les composites restent la référence à ce jour pour des restaurations d'usage.

CONCLUSION

Les ciments verres ionomères, apparus dans les années 1970, ont connu un essor ces dernières années avec l'amélioration de leurs propriétés et la simplification de leur protocole d'utilisation. Ils occupent maintenant une place importante dans notre arsenal thérapeutique.

Les CVI présentent des qualités très intéressantes. Leur adhésion intrinsèque aux tissus dentaires et leur plus grande tolérance à l'humidité les rendent très utiles lors de situations cliniques compliquées et difficiles d'accès ne permettant pas la pose d'un champ opératoire parfaitement étanche. Ils peuvent également être utilisés chez des patients peu coopérants tels que les enfants, les personnes âgées ou les personnes en situation de handicap.

Avec l'arrivée des CVI-HV possédant des propriétés mécaniques améliorées, leur champ d'indications a été élargi. Ils pourront être utilisés dans les cas de traitement peu invasif, particulièrement dans les thérapeutiques sans réintervention avec curetage partiel de la dentine cariée afin d'éviter les effractions pulpaires, ou chez des patients à risque carieux élevé. Leurs propriétés mécaniques et leur étanchéité semblent suffisantes dans ces cas de temporisation de longue durée.

Cependant, il est impératif de respecter leur protocole de mise en place ce qui conditionnera leur longévité.

Les CVI-HV « Imprégné-Protégé » seront donc à privilégier dans la plupart des situations. Toutefois, dans les cas de restaurations sandwichs, les CVIMAR seront à privilégier. La présence d'une matrice résineuse au sein du CVIMAR améliorera la cohésion de l'ensemble CVI-Composite.

Même si leurs propriétés esthétiques et mécaniques n'égalent pas celles des composites, leurs autres avantages nous permettent de dire qu'ils constituent une alternative plus que sérieuse aux amalgames voire même dans certains cas aux résines composites.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIES

1. Berg JH. Glass ionomer cements. Pediatr Dent. 2002 Sep–Oct;24(5):430–8.

2. Francisconi LF, Scaffa PMC, de Barros VR dos SP, Coutinho M, Francisconi PAS. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. J Appl Oral Sci. 2009.

3. Attal J. Les ciments verres ionomères (CVI). Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009–2010 Université Médicale Virtuelle Francophone, 2009-2010. http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf.

4. Rizzante FAP, Cunali RS, Bombonatti JFS, Correr GM, Gonzaga CC, Furuse AY. Indications and restorative techniques for glass ionomer cement. Réseau Rech Santé Buccodent Osseuse. 2015;12(1):79–87.

5. Ersin NK, Candan U, Aykut A et coll. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach. Results at 24 months. J Am Dent Assoc 2006;137(11):1529-1536.

6. Frencken JE et Holmgren CJ. Atraumatic restorative treatment for dental caries. Nijmegen: STI Book ,1999.

7. Lasfargues JJ et Colon P. Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1 : une approche médicale globale. Paris : CdP, 2010.

8. Almuhaiza M. Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal. J Contemp Dent Pract 2016;17(4):331-336.

9. Meyer J. Les ciments verres ionomères. Real Clin 1991 ; 2 : 281-292.

10. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement - the different generations. Trends Biomater Artif Organs 2005; 18(2): 158-165.

11. Sharanbir K. Sidhu, John W. Nicholson. A review of glass ionomer cements for clinical dentistry. J. Funct Biomater 2016; 7, (16):1-15.

12. Wilson AD, McLean JW. Glass ionomer cement. Chicago, : Quintessence Publishing, 1988 : 21-42.

13. De Moor R. La formulation des ionomères de verre et leur teneur en fluor. Rev Belge Med Dent 1996 ; 51 : 9-21.

14. Wilson AD, Kent BE. The glass ionomer cement: a newtranslucent dental filling material. J Appl Chem Biotech 1971 ; 21 : 313-325.

15. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. Glass ionomer formulations: the preparation of novel fluoroaluminosilicate glasses high in fluorine.J Dent Res 1979 ; 58(6) : 1607-1619.

16. Lasfargues JJ, Bonte E, Goldberg M,Jonas P et Tassery H. Ciments verres ionomères et matériaux hybrides. Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie. [Internet]. Scribd. [cité 29 mai 2017]. Disponible sur: https://fr.scribd.com/doc/51045519/Ciments-verres-ionomeres-et-materiaux-hybrides-23-065-K-10

17. Shahid, S.; Hassan, U.; Billington, R.W.; Hill, R.G.; Anderson, P. Glass ionomer cements: Effect of strontium substitution on esthetics, radiopacity and fluoride release. Dent Mater 2014; 30: 308–313.

18. Dursun E. Les ciments verres ionomères à haute viscosité. Partie I - Présentation, composition et propriétés. Biomat Clin 2016 ; 1(1): 26-32.

19. Kovarik RE, Haubenreich JE, Gore D. : Glass ionomer cements: a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material. J Long Term Eff Med Implants 2005;15(6):655-671.

20. Edmond R. Hewlett, DDS, and Graham J. Mount, BDS, DDSc. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry _ a clinical update. J Calif Dent Assoc 2003;31(6):483-92.

21. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? – properties, limitations and future trends. Materials 2010; 3: 76-96.

22. Lazaridou D, Belli R, Krämer N. et al. Dental materials for primary dentition : are they suitable for occlusal restorations ? A two-body wear study. Eur Arch Paediatr Dent. 2015;16(2):165-72.

23. Zoergiebel J, Ilie N. An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. Acta Biomater 2013;9(12):9529‑37.

24. Lohbauer U, Kramer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Muller FA, Petschelt A, Ebert J. Strenght and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. Am J Dent. 2011;24(2):124-8.

25. 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. Eur J Dent 2015;9:176-82.

26. Mount GJ. An Atlas of glass ionomer cements: a clinician’s guide. London : Martin Dunitz, 1994 : 1-150.

27. Dowling AH, Fleming GJP. Is encapsulation of posterior glass-ionomer restoratives the solution to clinically induced variability introduced on mixing? Dent Mater. 2008 ;24(7):957–66.

28. Powers JM., Burgess JO. Performance standards for competitive dental restorative materials. Trans Acad Dent Mater 1996;9:68.

29. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dent Mater. 2000 ;16(2):129–38.

30. Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N. Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. Clin Oral Investig. 2014 May;18(4):1053–60.

31. Xu, X et Burgess, JO Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. Biomaterials. 2003 ; 24(14): 2451-2461.

32. Colon P., Bolla P. ET Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. Université Médicale Virtuelle Francophone, 2009-2010. http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap8/site/html/cours.pdf.

33. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Van-herle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res 1997 ; 76 : 883-894.

34. Blique M. Restaurations partielles directes : les ciments verre ionomère. Réal Clin 2013; 24(4):279-289.

35. Gladys S. In vitro and vivo characterisation of hybrid restorative materials. Leuven: Thesis Leuven University Press, 1997.

36. Mahesh Singh TR, Suresh P, Sandhyarani J, Sravanthi J. Glass ionomer cements (GIC) in dentistry: a review. Int J Plant, Anim Environ Sci 2011;1(1):26-30.

37. Tyas MJ. Cariostatic effect of glass ionomer cement: a five-year clinical study. Aust Dent J 1991 ; 36 : 236-239.

38. Della Bona A et Rosa V. Effect of acid etching of glass ionomer cement surface on the microleakage of sandwich restorations. J Appl Oral Sci 2007;15(3):230-234.

39. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Van-herle G. Caractérisation des ionomères de verre contenant de la résine. Rev Belge Med Dent 1996 ; 51 : 36-53.

40. Van Dijken JW. Four year evaluation of 10 % polyacrylic acidor water rinsing pretreatment on retention of glass ionomer cement. Eur J Oral Sci 1996 ; 104(1) : 64-66.

41. Rios D, Honorio HM, De Araujo PA et De Andrade Moreira Machado MA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. Pesqui Odontol Bras 2002;16(4)343-348.

42. Sidhu, S.K. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. Dent Mater 2010; 26(1): 7–12.

43. Mjor IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. Quintessence Int 2000;31(3):165-79.

44. Dupas C., Gaudin A., Perrin D., Marion D., Etanchéité des obturations coronaires. Encycl Med Chir(Paris), Odontologie, 23-063-F-10, 2008, Médecine buccale, 28-630-C-10, 2009.

45. Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colore restorative materials. Dent Mater 2004;20(5):435-40.

46. Yan Z, Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Response to thermal stimuli of glass ionomer cements. Dent Mater 2007;23(5):597-600.

47. Yan Z, Sidhu SK, McCabe JF. The influence of microstructure on thermal response of glass ionomers. J Mater Sci Mater Med 2007;18(6): 1163-6.

48. Peter E. Murray, PHD. Franklin Garcia-Godoy, DDS, MS. The incidence of pulp healing defects with direct capping materials. Am J Dent 2006;19(3):171-177.

49. Seppä L, Forss H, Ogarr B. The effect of fluoride applicationon fluoride release and the antibacterial action of glass ionomers. J Dent Res 1993 ; 72(9) : 1310-1314.

50. Souto M, Donly KJ. Caries inhibition of glass ionomers. Am J Dent 1994 ; 7(2) : 122-124.

51. Mickenautsch S, Yengopal V. Failure rate of atraumatic restorative treatment using high-viscosity glass-ionomer cement compared to that of conventional amalgam restorative treatment in primary and permanent teeth: a systematic review update - J Minimum Intervention Dent. 2012; 5: 213-72.

52. Ten Cate JM, Van Duinen RN. Hypermineralization of dentinal lesions adjacent to glass-ionomer cement restorations. J Dent Res 1995 ; 74(6) : 1266-1271.

53. Gruythuysen RJ, van Strijp AJ, Wu MK. Long-term survival of indirect pulp treatment performed in primary and permanent teeth with clinically diagnosed deep carious lesions. J Endod. 2010;36(9):1490-3.

54. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence.Aust Dent J. 2011;56(1):10-5.

55. Frield KH, Schmalz G, Hiller KA, Shams M. Resin modified glass ionomer cements: fluoride release and influence on Streptococcus mutans growth. J Oral Sci 1997 ; 105(1) : 81-85.

56. Nicholson, J.W.; Czarnecka, B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. Dent Mater 2008; 24(12): 1702–1708.

57. Sidhu SK, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 2001;14(6):387-396.

58. K CdS Modena, LC Casas-Apayco, MT Atta, C AdS Costa, J Hebling, CR Sipert, M FdL Navarro,CF Santos. Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. J Appl Oral Sci. 2009;17(6):544-54.

59. Pameijer CH, Segal E, Richardson J. Pulpal response to a glass ionomer cement in primates. J Prosthet Dent 1981 ;46(1) : 36-40.

60. Paterson RC, WattsA. The response of the rat molar pulp to a glass ionomer cement. Br Dent J 1981 ; 151(7) : 228-230.

61. Caviedes-Bucheli J, Ariza-Garcia G, Camelo P, Mejia M, Ojeda K, Azuero-Holguin MM, Abad-Coronel D, Munoz HR. The effect of glass ionomer and adhesive cements on substance P expression in human dental pulp. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013;18 (6):e896-901.

62. AN Lutfi, TP Kannan, MN Fazliah, MA Jamaruddin, J Saidi. Proliferative activity of cells from remaining dental pulp in response to treatment with dental materials. Aust Dent J 2010; 55(1): 79–85.

63. Srinivasan V, Waterhouse P, Whitworth J. Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. Int J Paediatr Dent 2009; 19(1): 34–47.

64. Barrieshi-Nusair KM, Qudeimat MA. A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate for partial pulpotomy in cariously exposed permanent teeth. J Endod 2006;32(8):731–5.

65. Marchi JJ, Froner AM, Alves HL, Bergmann CP, Araújo FB. Analysis of primary tooth dentin after indirect pulp capping. J Dent Child (Chic). 2008;75(3):295-300.

66. Cox CF, Bergenholtz G, Heys DR, Syed SA, Fitzgerald M,Heys RJ. Pulp capping of the dental pulp mechanically exposed to oral microflora: a 1-2 year observation of wound healing in the monkey. J Oral Pathol 1985 ; 14(2) : 156-168.

67. Palenik CI, Behnen MJ, Setcos JC, Miller CH. Inhibition of microbial adherence and growth by various glass ionomer cement in vitro. Dent Mater 1992 ; 8(1) : 16-20.

68. Martins TM et Bosco AF. Periodontal tissue response to coverage of root cavities restored with resin materials: a histomorphometric study in dogs. J Periodontol 2007;78(6):1075-1082.

69. Mount GJ. Mise en place réussie des verres ionomères. Réal Clin 2000;11(4):407-417.

70. Kato K, Yarimizu H, Nakaseko H, Sakuma T. Influence of coating material on conventional glass-ionomer cement. J Dent Res. 2008;87 : 487.

71. G.V. Black's Classification of caries. Dentodotics. 2015. [en ligne]. Disponible sur : https://dentodontics.com/2015/02/26/g-v-blacksclassification- of-carious-lesions/.

72. Mount GJ, Hume WR. A new cavity classifiaction. Aust Dent J 1998;43(3):153-159.

73. Lasfargues JJ, Kaleka R, Louis JJ. Le concept SiSta, un nouveau guide thérapeutique en cariologie. Réal Clin 2000;11:103-122.

74. Onal B et Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. J Am Dent Assoc 2005;136(11):1547-1555.

75. Fagundes TC, Barata TJE, Bresciani E, Santiago S, Franco EB, Lauris JRP, et al. Seven-year clinical performance of resin composite versus resin-modified glass ionomer restorations in noncarious cervical lesions. Oper Dent. 2014;39(6):578–87.

76. Laske M, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Braspenning JC, Huysmans MC. Ten-year survival of class II restorations placed by general practitioners. JDR Clin Trans Res. 2016;1(3):292-9.

77. Mickenautsch S. Are high-viscosity glass-ionomer cements inferior to silver amalgam as restorative materials for permanent posterior teeth? A Bayesian analysis. BMC Oral Health. 2015;15(1):118.

78. Casagrande L, Seminario AT, Correa MB, Werle SB, Maltz M, Demarco FF, et al. Longevity and associated risk factors in adhesive restorations of young permanent teeth after complete and selective caries removal: a retrospective study. Clin Oral Investig. 2017;21(3):847‑55.

79. Kim K-L, Namgung C, Cho B-H. The effect of clinical performance on the survival estimates of direct restorations. Restor Dent Endod. 2013;38(1):11‑20.

80. Qvist V, Manscher PT et Teglers PT. Resin-modified and conventional glass ionomer restorations in primary teeth: 8-year results. J Dent 2004;32(4):285-294.

81. Qvist V, Poulsen A, Teglers PT et Mjor IA. The longevity of different restorations in primary teeth. Int J Paediatr Dent 2010;20(1):1-7.

82. Ercan E, Dulgergil T, Soyman M et coll. A field-trial of two restorative materials used with atraumatic restorative treatment in rural turkey: 24- month results. J Appl Oral Sci 2009;17(4):307-314.

83. Christensen GJ. Restorative dentistry for times of economic distress. J Am Dent Assoc 2009; 140(2): 239-242.

84. Fortier JR, Aldin Villette F., Fanchon S. Les matériaux d'obturation des dents temporaires. 1 ère partie -Aspects pratiques :Le choix clinique - Entretiens de Bichat Odontologie et Stomatologie, 1998:17-21.

85. Courson F, Joseph C, Servant M, Blanc H, Muller-Bolla M. Restaurations des dents temporaires. Encycl Med Chir(Paris), Médecine buccale, 28-626-C-10, 2009.

86. Dursun E., Goupy L., Courson F., Attal JP. Utilisation des ciments verre ionomère en odontologie pédiatrique. Cas cliniques d'application sur dent temporaire. Inf Dent 2011;96(36):20-26.

87. M. Muller-Bolla,Collège national des enseignants en odontologie pédiatrique. Fiches pratiques d'odontologie pédiatrique. Collection guide clinique Rueil-Malmaison:CdP,2014.

88. H. C Ngo, S. Opsahl-Vital. Intervention minimale en cariologie. La place des ciments verre ionomère. Réal Clin 2012;23(3): 235-242.

89. Simonsen RJ, Neal RC. A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. Aust Dent J. 2011; 56 (Suppl 1): 45-58.

90. Tyas MJ. Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. J Adhes Dent. 2003;5(4):259-66.

91. Strand GV, Nordbø H, Leirskar J, von der Fehr FR, Eide GE. Tunnel restorations placed in routine practice and observed for 24 to 54 months. Quintessence Int. 2000;31(7):453-60.

92. Nicolaisen S, von der Fehr FR, Lunder N, Thomsen I. Performance of tunnel restorations at 3-6 years. J Dent. 2000;28(6):383-7.

93. Ferrari M. Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases. In, Davidson Cl, Mjor IA, eds, Advances in Glass-ionomer Cements. Chicago: Quintessence Publishing, 1999.

94. Maltz M, Oliveira EF, Fontanella V, Carminatti G. Deep caries lesions after incomplete dentine caries removal: 40-month follow-up study. Caries Res. 2007; 41(6): 493-6.

95. Ngo H. Glass-ionomer cements as restorative and preventive materials. Dent Clin North Am. 2010; 54(3): 551-63.

96. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. J Dent. 2006;34(8):608-13.

97. Leksell E, Ridell K, Cvek M, Mejare I. Pulp exposure after stepwise versus direct complete excavation of deep carious lesions in young posterior permanent teeth. Endod Dent Traumatol. 1996; 12(4): 192-6.

98. Bjørndal L. Indirect pulp therapy and stepwise excavation. J Endod 2008;34(7 Suppl.) :S29-S33.

99. Maltz M, Garcia R, Jardim JJ, de Paula LM, Yamaguti PM, Moura MS, Garcia F, Nascimento C, Oliveira A, Mestrinho HD. Randomized trial of partial vs stepwise caries removal: 3 years follow-up. J Dent Res. 2012 ;91(11):1026-31.

100. Vilkinis V, Horsted-Bindslev P et Baelum V. Two-year evaluation of class 2 resin-modified glass ionomer cement/composite open sandwich and composite restorations. Clin Oral Invest 2000;4(3):133-139.

101. Czarnecka, B. Kruszelnicki, A. Kao, A. et coll. Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements may affect the integrity of tooth structure in the open sandwich technique. Dental Materials. 2014;30(12): 301–305.

102. Li J, LiuY, LiuY, Söremark R, Sundström F. Flexure strength of resin modified glass ionomer cements and their bond strenght to dental composites. Acta Odontol Scand 1996 ;54(1):55-58.

103. van de Sande, F.H. Da Rosa Rodolpho, P.A. Basso, G.R. et coll. 18-year survival of posterior composite resin restorations with and without glass ionomer cement as base. Dent Mater 2015;31(6): 669–675.

104. Cannon ML. A clinical study of the “open sandwich” technique in pediatric dental practice. J Dent Child 2003;70(1):65-70.

105. Lasfargues J-J. Les résines composites: applications en dentisterie restauratrice : l’essentiel de « Réalités cliniques ». Paris : SNPMD, 2007.

106. Millet P, Weiss P. Propriétés physiques des matériaux dentaires. Société Francoph Biomatériaux Dent. Université Médicale Virtuelle Francophone, 2009. http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap5/site/html/cours.pdf.

107. Bayne SC., Thompson JY., Swift EJ., Stamatiades P., Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 1998; 129(5): 567-577.

108. Raskin A. Les résines composites. Soc Francoph Biomateriaux Dent. Université Médicale Virtuelle Francophone, 2009. http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf.

Annexes

Table des illustrations

Figure 1 : Schématisation de la réaction de prise des CVI conventionnels (18)..... 18

Figure 2 : Balance hydrique des CVIc et CVIH (16) 20

Figure 3 : Graphique montrant la libération de Fluor de différents CVI au cours du temps (31)..... 27

Figure 4 Etapes de la mise en place d'une restauration CVI-HVIP (haute viscosité, « imprégné-protégé ») (34) 32

Figure 5 Situation initiale : lésion carieuse en mésiale de la dent n°16 visible par transparence sous l'émail..... 33

Figure 6 Après curetage. Mise en place d'une matrice Mc Kean® et d'un coin de bois 33

Figure 7 : Application d'un conditionneur [Dentin conditioner®, GC] pendant 20 secondes puis rinçage et séchage 34

Figure 8 : CVI mis en place dans la cavité et les sillons. L'application d'un vernis protecteur a été réalisée..... 34

Figure 9 : Classification de Black 1906 (72) 35

Figure 10 Classification SiSta: site de la lésion carieuse (74) 36

Figure 11 : Situation initiale : lésions carieuses en mésiale et distale de 55 et reprise carieuse sous le CVI débordant de la 54 (85) 42

Figure 12 : Mise en place des matrices et coins de bois après curetage carieux. Réalisation d'un conditionnement préalable [Dentin conditioner® , GC](85)..... 42

Figure 13 : Situation finale : les CVI-HV ont été protégés à l'aide d'un vernis [Fuji Coat®, GC](85) 42

Figure 14 : Mise en place d'un CVI Fuji Triage® (GC) comme sealant sur une première molaire mandibulaire gauche permanente en éruption (86). 43

Figure 15 : Restauration d'une 34 à l'aide d'un CVI-HVIP chez un patient ayant un risque carieux élevé (34) 44

Figure 16 : Restauration d'une 23 au CVI-HVIP chez le même patient 44

Figure 17 : Contrôle à 4 ans des dents n°23 et 34 44

Figure 18 Schéma de la technique sandwich fermée (91) 45

Figure 19 : Lésion cavitaire chez un patient de 22 ans présentant une pulpite réversible (86) 47

Figure 20 : 2 mm de tissus dentinaires sains en périphérie 47

Figure 21 Schéma de la technique sandwich ouverte (91) 48

Figure 22 : Situation initiale : lésion carieuse volumineuse en proximale de 26 en pulpite réversible (86) 49

Figure 23 : Curetage de la lésion carieuse 49

Figure 24 : Mise en place d'un CVI riche en fluor. 49

Figure 25 : Réalisation de la restauration composite. 50

Figure 26 : Situation clinique et radiographie finale. 50

Figure 27 : Graphique représentant les restaurations cliniquement acceptables (n'ayant pas besoin d'être retouchées ou remplacées) et la distribution des différents échecs de ces deux techniques de restauration (101). 51

Figure 28 Comparatif des propriétés physico-chimiques des CVI et des résines composites (16) 53

Table des tableaux

Tableau 1 Propriétés physiques des CVI conventionnels (valeurs moyennes indicatives) (16)..... 21

Tableau 2 Propriétés physiques des CVI hybrides (valeurs moyennes indicatives) (16) 23

Tableau 3 Tableau du diagnostic clinique et des indications thérapeutiques en fonction du stade évolutif de la lésion (74)..... 36

Tableau 4 Tableau récapitulatif des indications des matériaux en fonction de leurs propriétés physico-chimiques ou de certains critères (dent/enfant/carie) *: VIT= CVI conventionnel ; VIH = CVIH ou CVIMAR* (82)*.* 40

Tableau 5 Tableau comparatif des propriétés mécaniques des CVIc, CVIMAR et composite par rapport à l'émail et la dentine (11,16,21,27,29–32).*.*..... 55

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,

Pr. F. IGLEZ

Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,

Pr Bernard GIUMELLI

GILBERT (Nicolas). – Les Ciments Verres Ionomères : une restauration définitive ? – 33 f. ; ill. ; tabl. ; 108 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2018)

RESUME

Les Ciments Verres Ionomères (CVI) ont été développés dans les années 1970 pour pallier à certains inconvénients des amalgames et des résines composites. Les CVI ont beaucoup évolué depuis ces années, leur permettant de devenir aujourd'hui un matériau de choix dans la pratique dentaire quotidienne. Ils pourront ainsi être utilisés aussi bien sur dents temporaires que permanentes, en odontologie restauratrice chez les patients à risque carieux élevé, en pédodontie, lors des thérapeutiques collées nécessitant une remontée de marge et également en odontologie humanitaire.

Les CVI, de part leur composition et leur réaction de prise, présentent des propriétés cliniques intéressantes : adhésion chimique aux tissus dentaires, pouvoir cariostatique par le relargage de fluor, bonne tolérance parodontale... Leur protocole d'utilisation nécessite un conditionnement des surfaces dentaires à l'aide d'un acide polyacrylique ainsi qu'une protection finale de l'obturation avec un vernis protecteur afin d'obtenir des restaurations pérennes. Leur faible résistance mécanique contre-indique leur utilisation dans les zones à fortes contraintes occlusales. Le développement dans les années 1990 des CVI condensables (CVI-HV) a permis d'élargir le champ d'indication de ces matériaux par l'amélioration de leurs propriétés mécaniques.

Les ciments verres ionomères n'égalent pas encore les résines composites tant d'un point de vue esthétique que mécanique. Ils pourront cependant dans certains cas constituer une alternative sérieuse aux restaurations composites.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Odontologie Conservatrice

MOTS CLES MESH

Ciment ionomère au verre – Glass ionomer cements

Caries dentaires – Dental caries

Traitement restaurateur atraumatique dentaire – Dental atraumatic restorative treatment

Matériaux biocompatibles – Biocompatible materials

JURY

Présidente : Professeur PEREZ F.

Directeur : Docteur AUBEUX D.

Assesseur : Docteur JORDANA F.

Assesseur : Docteur GAUDIN A.

ADRESSE DE L'AUTEUR

3 rue du 8 Mai 1945

37520 La Riche

nico.gilbert72@gmail.com