

Les ciments verres ionomères (CVI)

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

J.P. ATTAL

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I Historique.....	4
II Les CVI traditionnels	5
II.1 Généralités.....	5
II.2 Composition.....	6
II.3 Présentation.....	7
II.4 Réaction de prise.....	7
II.4.1 Généralités.....	7
II.4.2 Les différentes phases.....	7
II.4.2.1 La phase de relargage ionique ou de dissolution.....	7
II.4.2.2 La phase de l'hydrogel matriciel ou phase de gélification.....	8
II.4.2.3 La phase du polysel gélifié ou phase de durcissement.....	8
II.5 Manipulation.....	8
II.6 Propriétés des CVI traditionnels.....	9
II.6.1 Adhésion intrinsèque à la dentine et à l'email.....	9
II.6.2 Etanchéité	10
II.6.3 Propriétés mécaniques.....	12
II.6.4 Propriétés biologiques.....	12
II.6.5 Bioactivité.....	13
II.6.6 Propriétés optiques.....	13
III Les CVI modifiés par addition de résine (CVIMAR).....	14
III.1 Composition.....	14
III.2 Réaction de prise.....	14
III.3 Structure.....	14
III.4 Manipulation.....	15
III.5 Propriétés.....	15

III.5.1 Adhésion aux tissus dentaires.....	15
III.5.2 Adhésion au composite.....	15
III.5.3 Etanchéité.....	15
III.5.4 Propriétés mécaniques.....	16
III.5.5 Propriétés biologiques.....	16
III.5.6 Bioactivité.....	17
III.5.7 Propriétés optiques.....	17
IV Les Cermets.....	17
V Les CVI condensables ou de haute viscosité.....	18
VI Une application clinique très performante en dentisterie restauratrice: la technique sandwich ouvert	19
VII Classification des CVI	20
VIII Annexes.....	21

OBJECTIFS

- Maîtriser les différents aspects de ces matériaux, aux indications multiples au quotidien du cabinet dentaire.
- Comprendre les avantages et les limites de chacune des familles de ciments verre-ionomères.

INTRODUCTION

Un matériau aux multiples indications

Les CVI sont actuellement principalement utilisés en dentisterie restauratrice en base intermédiaire ou en restauration des pertes de substance cervicales et en prothèse dans le cadre de l'assemblage définitif des éléments périphériques (*Bibliographie : Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. J.Adhes.Dent. 2003 Winter;5(4):259-266.*) .

De nombreuses autres indications ont été proposées en dentisterie restauratrice (cavités tunnels ou slots), en odontologie pédiatrique (sealants et restaurations des dents temporaires, (*Bibliographie : Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. Pediatr.Dent. 2002 Sep-Oct;24(5):423-429.*)) ou gériatrique (traitements restaurateurs des caries radiculaires) , en orthodontie (scellement des bagues et collage des brackets), dans le cadre des restaurations temporaires ou en dentisterie humanitaire (dentisterie d'urgence dans les pays en voie de développement).

I HISTORIQUE

En 1968, les ciments au polycarboxylate de Zn (Smith) font leur apparition: c'est le 1er matériau capable de contracter des liaisons physico-chimiques avec le tissu dentaire. Ils sont utilisés principalement comme matériau de scellement en Prothèse fixée. A cette date, le **tableau 1** rassemble les compositions des principaux ciments connus (en dehors de l'eugénolate de Zinc)

Tableau 1 : Composition des ciments connus en 1968

	Acide phosphorique	Acide polyacrylique
ZnO	Ciments oxyphosphates (1879 - Pierce)	Polycarboxylates de Zinc (1968)
Verres alumino-siliciques	Silicates (plus ancien que les oxyphosphate de Zn)	

Les silicates ne sont plus utilisés aujourd'hui. La dernière case ne peut pas, à cette date, être remplie.

En 1972, Wilson et Kent travaillent à la mise au point d'un matériau palliant les inconvénients des silicates et des résines (mauvaise biocompatibilité, coefficient de dilatation thermique élevés, mauvaises propriétés mécaniques) utilisés depuis le début du siècle pour les restaurations antérieures. Ils proposent un matériau utilisant la poudre des silicates et le liquide des ciments polycarboxylates de Zinc. Ils ont inventé une nouvelle classe de biomatériau : les ciments verres ionomères (notés dans la littérature française CVI et en anglais GICs : Glass-Ionomer Cements). En 1975, DETREY commercialise le premier Ciment Verre Ionomère (CVI). La dernière case du tableau 1 peut donc être remplie.

Les premiers ciments présentent des inconvénients concernant la prise lente et la manipulation. Au fil des années, ces matériaux se développent.

En 1983, Simmons ajoute lors du mélange, de la poudre d'alliage pour amalgame. Il constate empiriquement une amélioration des propriétés mécaniques. Malheureusement, il n'y avait aucune liaison entre les charges et la matrice du CVI, cette amélioration était donc très limitée. Cette proposition a donné lieu à des commercialisations (Miracle Mix - GC) qui ne présentent aujourd'hui plus d'intérêt.

En 1984 : Mac Lean et Gasser, reprenant l'idée de Simmons, incorporent lors du frittage, des particules de métal (Or ou Ag) à des poudres de verre afin d'obtenir une liaison charge-matrice. On obtient une nouvelle catégorie de ciment : les CVI agglomérés verre-métal appelés CERMETS (contraction de Céramique-Métal). Cette proposition a donné lieu à des commercialisations (Ketac Silver - Espe)

Depuis 1988 - 89 nous assistons au développement de CVI modifiés par addition de résine (les CVIMAR) commercialisés sous les noms de Fuji II L C (GC)- Photac Fil (3M-ESPE). C'est cette dernière famille de CVI qui est aujourd'hui la plus utilisée.

Depuis quelques années, les CVI condensables (Fuji 9 - GC, Ketac Molar - 3M-ESPE) font leur apparition. Ils sont principalement utilisés en pédodontie (*Bibliographie : Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? Quintessence Int. 1997 Oct;28(10):667-676.*).

II LES CVI TRADITIONNELS

II.1 GÉNÉRALITÉS

Les CVI traditionnels sont classiquement composés d'une poudre et d'un liquide à malaxer. Comme tous les ciments utilisés en Odontologie, ils sont le résultat d'une réaction acide-base où l'acide est le liquide et la base est la poudre. Une bonne connaissance de la réaction de prise permet au praticien d'optimiser la manipulation et l'efficacité clinique de ces matériaux.

II.2 COMPOSITION

La poudre : c'est un FAS (fluoro alumino silicate)

Le terme semble un peu compliqué, mais il permet de retenir les principaux constituants de la poudre (Alumine, silice et Fluorure de calcium) :

soit une poudre de composition chimique $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$

Cette poudre est obtenue par cuisson d'alumine et de silice avec un flux de fluorure de Ca et de sodium, d'aluminium et de phosphate à 1050 - 1350° C. Ce composé est brutalement refroidi, les fragments de verre sont broyés finement jusqu'à obtenir une poudre de granulométrie qui peut aller au maximum jusqu'à 30-40 μm . Notons ici la taille importante des particules qui influencera en particulier les propriétés optiques des CVI et leur aptitude au polissage. Dans le cas des CVI de scellement, la granulométrie moyenne de la poudre sera inférieure.

Le liquide : c'est une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque (Mn = 10000 à 30000) qui est un copolymère d'acide acrylique et d'acide itaconique auquel s'ajoutent, suivant les produits, d'autres acides comme l'acide maléique ou l'acide tricarboxylique pour adapter la viscosité (*Bibliographie : 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.*). Ici aussi, la terminologie semble un peu compliquée. Ce qu'il faut retenir c'est que nous avons affaire à un acide polyalkénoïque, c'est un à dire un acide qui possède de nombreuses fonctions carboxy (COOH ou COO- en fonction du pH). La présence de fonctions carboxy est très importante car ce sont ces fonctions qui vont être à l'origine:

- d'une part de la formation du sel de polyalkénoate métallique,
- d'autre part des propriétés adhésives intrinsèques des CVI.

Notons aussi que cet acide polyalkénoïque possède une masse moléculaire importante, ce qui explique sa viscosité dans les flacons de liquides et par conséquent la difficulté à réaliser une goutte de liquide d'un calibre constant pour le dosage.

Enfin, dernier composant du liquide, l'acide tartrique, qui, en diminuant la viscosité du gel (petite molécule), augmente le temps de manipulation et accélère le durcissement.

Le liquide est parfois de l'eau distillée. Dans ce cas, l'acide est déshydraté (lyophilisation) et mélangé directement à la poudre de verre. L'eau hydrate l'acide qui est dans la poudre. Les avantages de cette présentation résident surtout dans une amélioration de l'aptitude au dosage du liquide.

II.3 PRÉSENTATION

3 présentations des CVI sont proposées :

- Poudre-liquide
- Poudre-eau
- Capsules pré-dosées

II.4 RÉACTION DE PRISE

II.4.1 Généralités

Elle résulte de l'action d'un acide sur une base. Lors du mélange du ciment, le verre est attaqué par l'acide polyacrylique et réagit en libérant des ions métalliques Ca^{++} (issus du CaF_2) et Al^{3+} (issus du Al_2O_3), qui se lient aux anions carboxyles des molécules de copolymère pour former des polyacrylates de Ca^{2+} et d' Al^{3+} . Il y a aussi libération d'acide silicique, qui entoure les particules de verre, d'un gel silicique.

Schématiquement, la réaction de prise est donc :

Acide polyacrylique + FAS -----> sel de polyacrylate de Calcium et d'aluminium

Cette libération des ions après l'attaque acide sur les particules de verre est tellement caractéristique qu'elle est à l'origine du nom des CVI (ciment verre **ionomère**): des **ions** sont produits à partir des particules de verre.

Le ciment se compose donc de particules de verres enrobés dans une matrice de polyacrylate de Ca^{2+} et d' Al^{3+} .

II.4.2 Les différentes phases

3 phases peuvent être décrites dans la réaction de prise:

- la phase de relargage ionique,
- la phase de la matrice hydrogel (prise initiale),
- la phase du Polysel gélifié (prise finale).

II.4.2.1 La phase de relargage ionique ou de dissolution

Cette phase démarre dès le mélange effectué. La solution aqueuse de polyacide attaque les particules de FAS et dissout la surface du verre. On aboutit à une libération d'ions F^- , Ca^{2+} et Al^{3+} . Une légère exothermie (3 à 7°C) accompagne cette première phase. C'est pendant cette phase que les propriétés adhésives du CVI sont les meilleures car c'est le moment pendant lequel les groupements carboxy du polyacide sont encore libres.

Aspect du CVI pendant cette phase: brillant, glacé.

Pendant la dernière partie de cette phase, le CVI perd son aspect brillant et ne doit plus être utilisé.

II.4.2.2 La phase de l'hydrogel matriciel ou phase de gélification

2 à 3 minutes après le début du mélange et pendant à peu près 5 minutes, les ions Ca^{2+} réagissent avec les charges négatives du polyacide en formant des polyacrylates de Ca^{2+} grâce à des "cross linking". Cela réduit la mobilité des chaînes de polymère en réalisant la gélification initiale du CVI.

Aspect du CVI pendant cette phase : Le CVI est rigide et opaque. Cette opacité est due à la grande différence entre les indices de réfraction des particules de verre et de la matrice. L'aspect opaque n'est que temporaire et disparaîtra durant la réaction de prise finale.

II.4.2.3 La phase du polysel gélifié ou phase de durcissement

Cette phase démarre après la prise initiale et peut continuer pendant plusieurs jours. La matrice termine sa maturation grâce au relargage plus lent des ions Al^{3+} . On aboutit à la forme finale du CVI pris, c'est à dire un polysel qui entoure les particules de verre qui ont incomplètement réagi. Les polyacrylates d'aluminium sont insolubles.

Aspect du CVI pendant cette phase : Le CVI est translucide et s'intègre assez bien à la dent car le gel silicique qui entoure maintenant les charges a un indice de réfraction assez proche de celui de la matrice.

Si le CVI garde la teinte opaque qu'il avait pendant la deuxième phase, c'est que le gel du polysel ne s'est pas formé correctement, en raison probablement d'une contamination précoce d'eau.

A ce stade, le CVI est sensible à la prise ou à la perte d'eau.

Remarques :

- Au cours de la réaction de prise, seulement 20 à 30 % du verre est décomposé par l'attaque acide, la partie de la poudre n'ayant pas réagi joue le rôle de charge. Le matériau possède donc une structure qu'on pourrait presque qualifier de "**composite**" avec une matrice renforcée par les charges.
- Au sein du CVI pris, il y a 20 à 25 % d'eau. L'hydrophilie de ce matériau est donc une propriété directement issue de sa composition.

II.5 MANIPULATION

Il faut utiliser de préférence un bloc à spatuler non absorbant et une spatule plastique. Remuez le flacon de poudre et le flacon de liquide.

Respectez scrupuleusement les doses préconisées par le fabricant pour optimiser les propriétés finales du CVI.

Le principe de la spatulation est de **mouiller toute la poudre par le liquide en un minimum de temps et sur une surface minimum.**

Ne spatulez pas sur toute la largeur de la plaque de verre, comme vous le feriez pour un

oxyphosphate de Zinc et ne soyez pas trop énergique, le but n'est pas d'écraser la poudre pour la dissoudre dans le liquide, mais de mouiller chaque particule par le liquide. Vous n'avez besoin que d'une petite surface pour cela. Le temps de spatulation ne doit pas dépasser 30 secondes.

Incorporez la poudre en 2 fois au liquide pour plus de facilité. Le mélange doit être d'aspect brillant avant mise en place.

Pensez à bien reboucher les flacons de poudre et de liquide après usage pour éviter l'évaporation ou l'absorption d'eau.

II.6 PROPRIÉTÉS DES CVI TRADITIONNELS

II.6.1 Adhésion intrinsèque à la dentine et à l'émail

Un adhésif n'est pas nécessaire. En effet, les CVI collent à la dent principalement grâce à une composante physico-chimique.

On pense que l'adhésion se fait par interaction de type ionique entre les charges négatives des polyacides de la matrice et les charges positives de l'hydroxyapatite (ions calcium à la surface de la dent). Il se forme une zone intermédiaire de diffusion ionique (double échange): l'acide Polyacrylique est adsorbé à la surface et des groupements Phosphate sont déplacés de l'hydroxyapatite vers cette zone.

● Traitement de surface préalable

Même si les CVI possèdent une adhésion intrinsèque à la dent, il est possible (et donc conseillé) d'optimiser cette adhésion en prétraitant les surfaces dentaires à l'aide d'une solution d'Acide Polyacrylique (PA) à 10 ou à 20 % pendant 15 sec, de rincer abondamment pendant 15 sec puis de sécher modérément.

Ce traitement a pour effet sur la dentine :

- d'éliminer la boue dentinaire mais pas les bouchons dentinaires,
- de réaliser une légère déminéralisation de la dentine intertubulaire,
- de laisser une couche d'acide polyacrylique adsorbée en partie sur la surface dentinaire, ce qui améliorera le mouillage du CVI sur la dentine.

Au niveau de l'émail, ce traitement de surface entraînera une légère déminéralisation superficielle et améliorera aussi le mouillage du CVI sur l'émail.

● Valeurs d'adhérence

Le tableau 2 donne des valeurs indicatives de l'adhérence des CVI traditionnels aux tissus dentaires calcifiés avec ou sans traitement de surface préalable à l'acide polyacrylique (AP).

Tableau 2 : Valeurs d'adhérence à l'émail et à la dentine

	Email	Dentine
Sans AP	3-6 MPa	2-4 MPa
Avec AP	6-7 MPa	4-6 MPa

La faiblesse des valeurs d'adhérence obtenues (en cisaillement ou en traction) est un résultat inattendu étant donné la qualité de l'adhésion physico-chimique permise par les CVI. Cela s'explique par les ruptures cohésives dans le CVI lors des tests mécaniques. Ainsi, la faiblesse des valeurs d'adhérence caractérise davantage les faibles propriétés de cohésion des CVI que leur potentiel d'adhésion aux tissus dentaires.

II.6.2 Etanchéité

C'est une propriété fondamentale des matériaux de restauration coronaire. Nous distinguerons l'étanchéité immédiate (lors de la mise en œuvre) de l'étanchéité médiate ou retardée (lorsque le matériau est soumis aux sollicitations physiques, mécaniques ou chimiques de la cavité buccale).

- **L'étanchéité immédiate**

Elle dépend :

- **de l'adhésion**: un matériau qui adhère fortement à la dent a de bonnes chances d'être étanche. De ce point de vue, les CVI présentent un avantage certain.
- **des variations dimensionnelles**: si le matériau se rétracte pendant sa prise, les contraintes issues de ce retrait peuvent se transmettre à l'interface entraînant ainsi une perte d'étanchéité (Cf les composites).

Les CVI, comme tous les polymères, se rétractent pendant leur prise. Mais la rétraction, évaluée entre 3% et 5% n'entraîne que peu de contraintes. En effet, il est intéressant de noter une différence importante avec les composites photopolymérisables: les composites sont rigides et polymérisent très rapidement (20 sec) et le retrait en résultant (même s'il est plus faible que celui des CVI) induit des contraintes à l'interface à l'origine de pertes d'étanchéité. Pour les CVI, d'une part leur prise s'étale sur plusieurs heures et d'autre part leur rigidité est beaucoup plus faible : c'est pourquoi les contraintes résultant du retrait pourront se dissiper dans le matériau, grâce à la viscoélasticité du CVI non totalement pris. Ces contraintes ne vont donc pas se transmettre totalement à l'interface, ce qui est très favorable pour la qualité de l'étanchéité.

- **de la mise en œuvre proprement dite** . Il faut savoir que le sel de polyacrylate de Ca^{2+} est très vulnérable à l'humidité. L'eau provenant de la cavité buccale peut hydrolyser ce sel, c'est à dire lui faire perdre sa cohésion (il se décompose). Le CVI, à ce stade, est aussi très sensible à la déshydratation. Cette "**balance d'eau**" est le problème le plus important posé par les CVI traditionnels qui explique que les praticiens les utilisent de moins en moins. La protection des ciments fraîchement pris se fait donc théoriquement à l'aide d'un vernis, mieux encore à l'aide d'une résine non chargée photopolymérisable. Notons que la présence d'humidité ou une exposition à l'air entraîne d'autres effets négatifs, en plus d'une étanchéité dégradée.

- Action de l'humidité

Un CVI traditionnel qui prend à l'humidité présente :

- une diminution significative des propriétés mécaniques,
- une diminution de la translucidité (aspect crayeux),
- une augmentation de la tendance à fixer les colorants.

- Action de la déshydratation

La déshydratation du CVI pendant la prise initiale provoque une contraction importante qui entraîne l'apparition de microfissures au sein du matériau . Le CVI devient encore plus fragile. C'est pourquoi, il ne faut pas laisser à l'air le CVI et a fortiori le sécher.

Au total, l'étanchéité immédiate est bonne si le CVI est manipulé correctement.

● L'étanchéité médiate ou retardée

Elle dépend :

- **du coefficient de dilatation thermique**: si le matériau et la dent ont des coefficients de dilatation thermique éloignés, une rupture à l'interface est possible. Dans la cavité buccale, il existe en effet des variations de températures importantes entre par exemple, la glace (5°C) et le café (55°C). Si l'on colle sur la dent un matériau qui se dilate thermiquement beaucoup plus que cette dernière, il en résulte un choc thermique à l'interface et donc une perte d'étanchéité.

Le coefficient de dilatométrie thermique des CVI est de l'ordre de $11.10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$. Il est donc très comparable à celui des tissus dentaires (Email $11.10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$, Dentine $8.10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$). C'est donc un élément favorable pour le CVI.

- **de leur solubilité dans l'eau et dans les acides** : les verres ionomères totalement gélifiés (après 48 heures) résistent bien à l'hydrolyse hydrique et à celle liée aux acides faibles rencontrés en bouche.

- **de leur résistance à l'usure** : le problème ne se pose pas (en principe) en dentisterie restauratrice ni en prothèse car les CVI traditionnels ne sont pas indiqués dans les zones où il existe des impacts occlusaux directs. **Cependant** s'il existe des contraintes, des fissures apparaîtront dans le matériau. Ces fissures internes, lorsqu'elles sont petites, peuvent (in vitro) se réparer en particulier quand le CVI est exposé à l'eau à un moment approprié.

Au total, l'étanchéité médiate est bonne si le CVI a été manipulé et indiqué correctement.

II.6.3 Propriétés mécaniques

A ce stade, disons simplement que les propriétés mécaniques des CVI contre indiquent **formellement** leur utilisation dans les secteurs où il y existe des sollicitations occlusales, sauf dans les situations de temporisation.

En effet, leur résistance à la compression, à la flexion et à l'abrasion est très nettement insuffisante.

Nous reparlerons de ces propriétés lorsque nous comparerons les CVI traditionnels et les CVI modifiés.

II.6.4 Propriétés biologiques

Toxicité du CVI sur la pulpe ?

On estime que la toxicité d'un matériau vis à vis de la pulpe est surtout fonction de l'étanchéité qu'il procure sur la périphérie cavitaire. La qualité de l'étanchéité des CVI procure donc une très bonne tolérance pulpaire. Par ailleurs le traitement à l'acide polyacrylique n'éliminant pas les bouchons dentinaires, les sensibilités post-opératoires sont rares. Notons toutefois que cette bonne tolérance est sous la dépendance d'une bonne mise en œuvre en respectant notamment, en plus de ce qui est décrit plus haut, les 2 points suivants :

- veiller à un bon rapport Poudre/Liquide, trop de liquide entraînant une cinétique de remontée du pH vers la neutralité très lente,
- veiller à ne pas dessécher la dentine après le rinçage de l'acide polyacrylique.

Toxicité du CVI sur le parodonte ?

Dans le cadre de la restauration des lésions cervicales, cette propriété est importante. Il semble que, comme pour tout matériau au contact du parodonte marginal, ce soit plus son état de surface que sa nature chimique qui paramètre les relations avec le parodonte. A cet égard les CVI traditionnels ne sont pas très performants car ils sont difficiles à polir (Cf chapitre propriétés optiques). Au total et malgré ces petites réserves, nous pouvons dire que les CVI sont compatibles avec une bonne santé parodontale, d'autant plus que la plaque tend à moins s'accumuler sur les CVI que sur les autres matériaux (Cf chapitre suivant).

II.6.5 Bioactivité

Les CVI libèrent des ions fluorures dans la salive et vers la dent, et ce, **pendant et après** leur prise. Le pic de libération des ions fluor a lieu dans les premières heures de la mise en place du CVI.

L'intérêt de cette libération est justifiée par les propriétés suivantes des ions fluor :

- Les ions fluor présentent un caractère antibactérien. D'ailleurs il semble que la plaque dentaire ait tendance à moins s'accumuler sur un CVI que sur un composite.
- Les ions fluor engendrent une augmentation de la résistance à la solubilité des tissus dentaires en milieu acide.
- Les ions fluor peuvent reminéraliser un tissu partiellement déminéralisé. Silverstone depuis longtemps a démontré l'intérêt d'une telle propriété: lors de la mise en place d'une obturation, l'émail au contact du matériau subit toujours une diminution de sa concentration minérale. Le risque de récurrence carieuse est alors accru. Les fluorures sont capables de reminéraliser cet émail affaibli.
- Les ions fluor adsorbés à la surface des tissus dentaires entraînent un abaissement de l'énergie superficielle de l'émail et donc un potentiel moindre pour l'adhésion de la plaque bactérienne.
- Enfin, même si le relargage ne se produit pas sur une longue période, les CVI, au contact du milieu buccal (dentifrice, applications topiques, fluor d'origine alimentaire...etc) peuvent se recharger en ions fluor et les relarguer à nouveau.

Au total, ces propriétés confèrent aux CVI le qualificatif de bioactif, même si l'incidence clinique de ces propriétés peut encore être discutée.

II.6.6 Propriétés optiques

Les diverses améliorations ont visé à homogénéiser l'indice de réfraction entre le verre et la matrice afin d'obtenir un CVI de bonne translucidité. Cela dit, les qualités optiques des CVI traditionnels sont loin de celles des composites. La qualité de l'état de surface est un paramètre prépondérant.

Etat de surface

La taille des particules de verre (plusieurs dizaines de microns), rend la finition délicate. La meilleure surface possible est celle obtenue lorsque le ciment prend contre une matrice en celluloïde. Il est pourtant presque toujours nécessaire d'avoir à éliminer des excès. La plupart des techniques entraîne l'arrachement des particules de verre. La meilleure solution consiste à retirer les excès, après la prise, à l'aide d'un instrument tranchant. Le polissage, réalisé avec de disques abrasifs, est différé de 24 heures pour les CVI traditionnels.

III LES CVI MODIFIÉS PAR ADDITION DE RÉSINE (CVIMAR)

Ils ont été introduits pour pallier aux défauts majeurs des CVI traditionnels :

- sensibilité à l'humidité et à la déshydratation,
- faibles propriétés mécaniques,
- difficultés de polissage,
- impossibilité de retouche dans la séance.

III.1 COMPOSITION

Dans leur forme la plus simple, ils correspondent à un CVI modifié par l'incorporation de petites quantités de résine comme HEMA et BisGMA.

Dans leur forme plus complexe, les chaînes de polyacides ont été modifiées afin de présenter un site de polymérisation entre chaînes.

Composition typique :

- Acide polyacrylique ou acide polyacrylique greffé avec un site de réticulation,
- Une résine photoactivable telle que HEMA,
- Un verre de FAS,
- De l'eau.

III.2 RÉACTION DE PRISE

Ces matériaux, parfois improprement appelés CVI photopolymérisables dans leur version dédiée à la dentisterie restauratrice, peuvent durcir sans activation lumineuse.

Réaction de prise :

Les CVIMAR sont caractérisés par une double réaction de prise :

- une réaction acide-base identique à celle des CVI traditionnels,
- une réaction de polymérisation radicalaire initiée par la lumière (en dentisterie restauratrice) ou non (pour l'assemblage en prothèse).

La prise initiale du matériau est due à la polymérisation de la résine pendant que la réaction acide-base continue de s'opérer et contribue au durcissement final.

C'est pourquoi le terme CVI photopolymérisable pour désigner les CVIMAR n'est pas précis car il semble impliquer que la réaction acide-base peut être initiée par la lumière.

III.3 STRUCTURE

Le CVIMAR aura donc 2 matrices qui s'interpénètrent: la matrice de polyacrylate et la matrice résineuse. Il semble que la cohésion entre ces 2 matrices se fasse par la présence de liaisons hydrogène.

III.4 MANIPULATION

Elle est identique à celle des CVI traditionnels. On préférera systématiquement les formules avec capsules prédosées.

Notons simplement que l'aspect brillant des CVIMAR pendant la phase de relargage ionique est moins flagrant qu'avec les CVI traditionnels.

III.5 PROPRIÉTÉS

III.5.1 Adhésion aux tissus dentaires

La composante physico chimique de l'adhésion des CVI traditionnel est toujours valable. Pour les CVIMAR de restauration, le traitement de surface proposé reste l'acide polyacrylique. Notons que certains CVIMAR de scellement (Le Fuji Plus - GC) préconisent un traitement de surface à base d'une solution 10.2 (10% d'acide citrique, 2 % de chlorure ferrique ». Ce traitement de surface est obligatoire pour obtenir de bonnes performances avec les CVIMAR.

Au microscope électronique, il est possible de mettre en évidence une couche intermédiaire d'échange ionique comparable à celle obtenue avec les CVI traditionnels. Par ailleurs, une fine couche hybride a été décrite. Il semble donc bien exister une composante micromécanique des CVIMAR à la dentine.

- **Performance en terme d'adhérence**

L'adhérence des CVIMAR aux tissus dentaires est environ le double de celle des CVI traditionnels soit 8 à 12 MPa. Cela s'explique essentiellement par l'amélioration des propriétés mécaniques du CVIMAR ainsi que par la composante micromécanique (qui n'existait pas pour les CVI traditionnels).

III.5.2 Adhésion au composite

Les CVIMAR adhèrent aux composites en particulier dans le cadre de la technique sandwich. Cela est attribué à la présence de résine dans le CVIMAR et à la formation d'une couche superficielle non polymérisée (inhibition par l'oxygène).

III.5.3 Etanchéité

Les arguments qui justifiaient une bonne **étanchéité immédiate** des CVI traditionnels restent valables pour les CVIMAR. Nous pouvons même rajouter une propriété très utile lors de la mise en œuvre : la tolérance à la manipulation.

En effet, le caractère hydrophile du CVIMAR associé à sa résistance à l'hydrolyse et à la déshydratation (Cf plus loin) sont 2 éléments qui expliquent la performance des CVIMAR dans des conditions cliniques difficiles ou dans des mains inexpérimentées.

- **Concernant l'étanchéité retardée**

- Le Coefficient de dilatation thermique est supérieur aux CVI traditionnel (étant donné la présence de résine) mais semble rester compatible avec une bonne étanchéité interfaciale après thermocyclage.

- **La solubilité dans l'eau** : Les CVIMAR résistent bien à l'hydrolyse hydrique, même dans les premières heures suivant leur mise en place. C'est un des avantages essentiels des CVIMAR sur les CVI traditionnel. C'est ce qui explique qu'il est possible de les usiner ou de les polir immédiatement après leur prise apparente. De la même façon, ils résistent très bien à la déshydratation.

- **La résistance à l'usure** : C'est un point qui est défavorable aux CVIMAR par rapport aux CVI traditionnels. En effet, la matrice résineuse est un site privilégié d'usure. La résistance à l'usure des CVIMAR est donc médiocre.

Au total, l'étanchéité des CVIMAR aux tissus dentaires est considérée comme excellente.

III.5.4 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des CVIMAR sont supérieures, du moins précocement, à celles des CVI traditionnels exception faite de la résistance à l'usure.

III.5.5 Propriétés biologiques

Toxicité du CVI sur la pulpe ?

Comme pour les CVI traditionnels, la qualité de l'étanchéité permise par les CVIMAR justifie à elle seule l'excellente tolérance pulpaire.

Toxicité du CVI sur le parodonte ?

La qualité du polissage étant bonne, les CVIMAR sont bien tolérés par le parodonte marginal.

III.5.6 Bioactivité

On estime que les CVIMAR permettent un relargage d'ions fluor globalement similaire à celui des CVI traditionnels.

III.5.7 Propriétés optiques

Les propriétés optiques des CVIMAR sont meilleures que celles des CVI traditionnels étant donné d'une part la qualité de polissage possible et d'autre part les efforts des fabricants pour nous proposer une gamme de teinte assez large. Bien entendu cela reste très en dessous des qualités optiques des composites.

Un inconvénient toutefois de la présence de la résine est la diminution de la translucidité à cause de la différence d'indice de réfraction entre la matrice du polyacide et le monomère polymérisé.

Conclusions sur les CVIMAR : étant donné les qualités de ces matériaux par rapport aux CVI traditionnels, il semble logique de privilégier les CVIMAR dans la plupart des indications cliniques aujourd'hui.

IV LES CERMETS

Destinés à pallier aux insuffisances mécaniques des CVI traditionnels, les Cermets contiennent approximativement 40% de particules d'argent frittées au verre FAS. Le métal est broyé puis fondu à 800°C environ, les particules obtenues ont une taille inf à 3,5µm. L'incorporation de ces particules a inévitablement changé certaines propriétés du CVI.

- **La réaction de prise**

Le Cermet possède une prise rapide (de l'ordre de 5 minutes). Il résiste très bien, après 5 minutes, à l'absorption d'eau. Dans la cavité buccale, il est donc moins nécessaire de le protéger à l'aide d'une résine non chargée. Il est possible de le travailler avec une fraise diamantée sous spray, 6 minutes après le début du mélange.

- **Adhésion**

La présence de particules d'argent semble diminuer le potentiel d'adhésion des CVI à la dent. Il est même souhaitable d'adjoindre à la cavité destinée à recevoir un Cermet des petites rétentions mécaniques.

- **Relargage des fluorures, toxicité pulpaire**

Il semblerait que sur ce plan, il n'y ait pas de grandes différences entre les Cermets et les autres CVI.

- **Autres propriétés**

La résistance à la compression, à la flexion et à l'abrasion sont augmentées par rapport aux CVI. Il est difficile de parler d'esthétique pour les Cermets, matériau totalement opaque, de teinte grise foncée. Il est en revanche très radiopaque (particules d'argent) ce qui permet de diagnostiquer précocément une reprise de carie.

Conclusions sur les CERMETS : Aujourd'hui, ces matériaux ont du mal à se frayer une place clinique entre les CVIMAR et les CVI condensables. Ils sont donc de moins en moins utilisés.

V LES CVI CONDENSABLES OU DE HAUTE VISCOSITÉ

Développés dans les années 90 en espérant en faire une alternative à l'amalgame, ces CVI présentent les caractéristiques suivantes :

Ce sont des CVI traditionnels qui ont été rendus visqueux par une nouvelle distribution de la taille des particules ainsi que par l'addition d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre.

- La réaction de prise reste une réaction acide-base.
- Ils sont moins sensibles que les CVI traditionnels à l'équilibre hydrique mais il est toutefois conseillé de les recouvrir d'un vernis.
- La résistance mécanique est meilleure que pour les Cermets et bien meilleure que pour les CVI traditionnels. En particulier la résistance à l'usure est très bonne.
- Leur mise en place est très aisée, ce qui les indique dans toutes les situations cliniques difficiles : en pédodontie, en dentisterie humanitaire avec l'ART technique (Atraumatic Restorative Treatment).
- Ils sont connus pour relarguer une quantité importante de fluor.

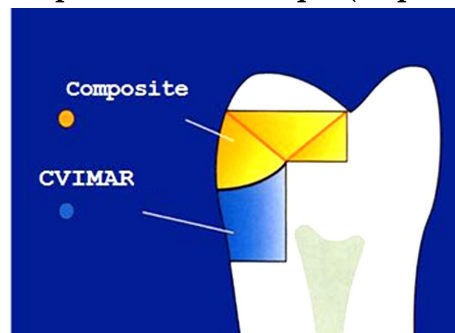
Les exemples de produits commercialisés sont : Fuji IX (GC), HiFi (Shofu), Ketac Molar (3M-ESPE). Le Hi Dense (Shofu) contient même des particules d'argent.

VI UNE APPLICATION CLINIQUE TRÈS PERFORMANTE EN DENTISTERIE RESTAURATRICE: LA TECHNIQUE SANDWICH OUVERT

Il existe de nombreuses situations cliniques où la perte de substance proximale est très importante. Dans ces situations, l'absence de bandeau amélaire cervical associée à la difficulté de mettre en place un champ opératoire étanche rend particulièrement hasardeuse la réalisation d'une restauration adhésive.

Si vous souhaitez toutefois réaliser un composite, nous vous conseillons la technique « sandwich ouvert » qui est illustrée par la figure 1.

Figure 1 : Description de la technique (d'après Ferrari, 1999)



Le CVIMAR (ciment verre ionomère modifié par addition de résine) est positionné en cervical juste sous le point de contact. Le composite est mis en place par-dessus. L'étanchéité cervicale est assurée par le CVIMAR.

Cette technique consiste, dans le cadre d'une cavité de classe 2, à injecter un CVIMAR en cervical et à le recouvrir d'un composite, le CVIMAR restant donc au contact de la cavité buccale.

Attention, un CVIMAR tel que le Fuji 2LC (GC) ou Photac Fil (3M-ESPE) est très largement préférable à un CVI condensable tels que le Ketac Molar (3M-ESPE) ou le Fuji IX (GC). En effet, ces deux derniers matériaux ne contiennent pas de résine et la copolymérisation avec l'adhésif ne peut donc pas se faire.

Les avantages majeurs de cette technique sont au nombre de 4 :

1) Meilleure étanchéité interfaciale qu'une restauration en composite lorsque l'émail est absent.

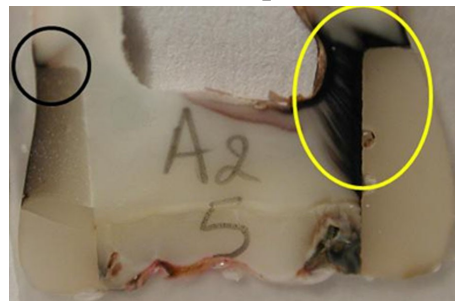
2) Une excellente tolérance à la mise en œuvre dans des conditions difficiles. Il a été démontré *in vitro* qu'à 95% d'humidité relative (simulation d'une restauration sur une molaire mandibulaire réalisée **sans digue**), cette technique était beaucoup plus performante en terme d'étanchéité interfaciale que la technique habituelle en composite. La **figure 2** montre l'importance de la pénétration interfaciale (le rond jaune met en évidence la pénétration du nitrate d'argent) lorsque le composite est réalisé classiquement à 95%

d'humidité. En revanche, du côté de la restauration en technique sandwich ouvert (rond noir), la pénétration est très faible.

3) Une excellente tolérance à la mise en œuvre pour les praticiens peu expérimentés dans le domaine du collage. Il a été démontré *in vitro* que des étudiants en 4^{ème} année de chirurgie dentaire ne réussissaient pas à réaliser des restaurations étanches en composite, même dans des conditions idéales, dent tenue à la main. Ces mêmes étudiants réussissaient très significativement mieux les restaurations en technique sandwich ouvert.

4) Des preuves cliniques de son efficacité. 268 restaurations en sandwich ouvert (cavités volumineuses) ont été réalisées sans digue sur 151 patients par 3 praticiens sans digue. A 6 ans, les auteurs ont constaté ((*Bibliographie : Durability of extensive Class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass ionomer cement after 6 years. Am.J.Dent. 2004 Feb;17(1):43-50.*)). un taux de succès important : 90% des restaurations restent acceptables si le patient présentait un faible risque carieux et 71% de restaurations restent acceptables dans les cas de fort risque carieux! Ces auteurs concluent en disant que la technique « sandwich ouvert » est une alternative possible à l'amalgame dans le cas de cavités volumineuses sur des patients à risque carieux

Figure 2 : Pénétration du nitrate d'argent sur l'interface dent/restauration pour un composite réalisé à 95 % d'humidité relative en technique sandwich ouvert (à gauche) et pour un composite réalisé classiquement.



Document : C BESNAULT (*Bibliographie : Simulated oral environment and microleakage of Class II resin-based composite and sandwich restorations. Am.J.Dent. 2003 Jun;16(3):186-190.*).

VII CLASSIFICATION DES CVI

Type I: CVI de scellement

Type II: CVI de restauration

Type III: Bases intermédiaires ou fond protecteur.

VIII ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- Andersson-Wenckert IE, van Dijken JW, Kieri C. : Durability of extensive Class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass ionomer cement after 6 years. *Am.J.Dent.* 2004 Feb;17(1):43-50.
- Besnault C, Attal JP. : Simulated oral environment and microleakage of Class II resin-based composite and sandwich restorations. *Am.J.Dent.* 2003 Jun;16(3):186-190.
- Croll TP, Nicholson JW. : Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr.Dent.* 2002 Sep-Oct;24(5):423-429.
- Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. : Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int.* 1997 Oct;28(10):667-676.
- 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.
- Tyas MJ. : Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. *J.Adhes.Dent.* 2003 Winter;5(4):259-266.