

UNIVERSITÉ DE NANTES

UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2016

Thèse n° 035

**Propriétés mécaniques in vitro des
ciments verres ionomères haute viscosité :
analyse de la littérature**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Romain GENER

Né le 09 septembre 1992

Le 29/06/2016 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Assesseur : Madame le Docteur Sylvie DAJEAN-TRUTAUD

Directeurs de thèse : Monsieur le docteur Tony PRUD'HOMME

Madame le docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr AMOURIQ Yves
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 LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Émérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame BLERY Pauline Madame Isabelle HYON Madame Hélène GOEMAERE GALIERE
Maîtres de Conférences 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 Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Monsieur CLÉE Thibaud Monsieur DAUZAT Antoine Monsieur DEUMIER Laurent Madame GOUGEON Béatrice Monsieur KOUADIO Kouakou (Assistant associé) Monsieur LANOISELEE Edouard Monsieur LE BOURHIS Antoine Madame LE GOFFE Claire Madame MAÇON Claire Madame MALTHIERY Eve Madame MELIN Fanny Madame MERAMETDJIAN Laure Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur RESTOUX Gauthier Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan
Enseignants Associés	A.T.E.R.
Madame BRETECHE Anne (MC Associé) Madame RAKIC Mia (MC Associé) Madame VINATIER Claire (PR Associé)	Monsieur COUASNAY Greig

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.

**A mon président de thèse,
Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN.**

Professeur des Universités.

Praticien hospitalier des Centres de soins d'enseignement et de recherche dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes.

Chef du département de Parodontologie.

NANTES

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

Pour votre soutien dans ce travail.

Pour votre gentillesse et votre enseignement tout au long de mon cursus.

Recevez ici toute ma reconnaissance et l'expression de mon plus profond respect.

**A mon directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Tony PRUD'HOMME.**

Assistant hospitalo-universitaire.

Ex-Attaché hospitalier.

Département de Pédodontie.

NANTES

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette Thèse.

*Pour m'avoir proposé ce thème de travail, je vous remercie de tout cœur d'avoir bien voulu
me guider tout au long de cette thèse.*

Pour votre bonne humeur et votre disponibilité durant toutes mes années en clinique.

Pour votre intérêt pour la pédodontie que vous avez su me transmettre.

Veillez trouver ici le témoignage de ma sincère gratitude et de ma profonde considération.

Un grand merci.

A ma directrice,

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 Nantes.

Département Biomatériaux dentaires.

NANTES

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.

Pour vos conseils et votre soutien pour la rédaction de cette thèse.

Pour votre enseignement et votre dynamisme durant tout mon cursus.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements et de ma reconnaissance.

Au membre du jury,

Madame le Docteur Sylvie DAJEAN-TRUTAUD.

Maître de conférences des Universités.

Praticien hospitalier des Centres de soins d'enseignement et de recherche dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes.

Chef du département de pédodontie.

NANTES

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

Pour votre enseignement et votre gentillesse durant tout mon cursus.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements et de ma sympathie.

Table des matières

Introduction	12
1. Partie 1.	14
1.1. Historique/Évolution	15
1.2. La réaction de prise	17
1.3. Les propriétés mécaniques	18
1.3.1. Adhésion	18
1.3.2. Étanchéité immédiate	19
1.3.3. Étanchéité retardée	19
1.3.4. Propriétés biologiques	20
1.3.5. Propriétés bioactives	20
1.3.6. Propriétés optiques	20
1.3.7. Propriétés mécaniques	21
2. Partie 2.	22
2.1. Tests mécaniques	23
2.1.2. Compression	23
2.1.3. Flexion	25
2.1.4. Traction	26
2.1.5. Dureté	27
2.1.6. Usure	27
2.2. Les CVI	27
2.2.1. Fuji IX GP	28
2.2.1.1. Composition	28
2.2.1.2. Articles	28
2.2.1.3. Propriétés mécaniques	28
2.2.2. Fuji IX Fast	32
2.2.2.1. Composition	32
2.2.2.2. Articles	32

2.2.2.3.	Propriétés mécaniques	32
2.2.3.	Fuji IX GP Extra	35
2.2.3.1.	Composition	35
2.2.3.2.	Articles	35
2.2.3.3.	Propriétés mécaniques	35
2.2.4.	EQUIA Fil	37
2.2.4.1.	Composition	37
2.2.4.2.	Articles	37
2.2.4.3.	Propriétés mécaniques	37
2.2.5.	Ketac Molar	40
2.2.5.1.	Composition	40
2.2.5.2.	Articles	40
2.2.5.3.	Propriétés mécaniques	40
2.2.6.	Riva Self Cure	44
2.2.6.1.	Composition	44
2.2.6.2.	Articles	44
2.2.6.3.	Propriétés mécaniques	44
2.2.7.	ChemFil Rock	47
2.2.7.1.	Composition	47
2.2.7.2.	Articles	47
2.2.7.3.	Propriétés mécaniques	47
2.2.8.	ChemFlex	50
2.2.8.1.	Composition	50
2.2.8.2.	Articles	50
2.2.8.3.	Propriétés mécaniques	50
2.2.9.	Hi-Dense	52
2.2.9.1.	Composition	52
2.2.9.2.	Articles	52
2.2.9.3.	Propriétés mécaniques	52

2.2.10.	Hi-Fi	54
2.2.10.1.	Composition	54
2.2.10.2.	Articles	54
2.2.10.3.	Propriétés mécaniques	54
2.2.11.	Maxxion	55
2.2.11.1.	Composition	55
2.2.11.2.	Articles	55
2.2.11.3.	Propriétés mécaniques	55
2.2.12.	Vitro Molar	57
2.2.12.1.	Composition	57
2.2.12.2.	Articles	57
2.2.12.3.	Propriétés mécaniques	57
2.3.	Interprétation	66
2.3.1.	Compression	66
2.3.2.	Flexion	66
2.3.3.	Traction	66
2.3.4.	Dureté	67
2.3.5.	Usures	67
2.4.	Limites	68
2.4.1.	Des articles	68
2.4.2.	Des tests	68
3.	Partie 3	70
3.1.	Comparaison avec les composites	71
3.2.	Comparaison avec d'autres matériaux	74
	Conclusion	85
	Index des figures	88
	index des tableaux	90
	Références bibliographiques	93

Introduction

Les ciments verres-ionomères (CVI) ont été mis au point au début des années 1970 dans les laboratoires de chimie du gouvernement britannique par Wilson et Kent [1]. Ils tentèrent de combiner la résistance et la libération de fluor des ciments silicates avec la biocompatibilité et les propriétés adhésives de l'acide polyacrylique.

Le premier CVI est commercialisé en 1975, et depuis, de nombreuses modifications aussi bien de la poudre que du liquide, ont permis au CVI de devenir aujourd'hui un matériau utilisé au quotidien par le chirurgien-dentiste.

Les indications des CVI sont nombreuses et concernent de multiples domaines [5,6,7,8] :

- Comme matériau de restauration en dentisterie restauratrice, en odontologie pédiatrique, gériatrique ou en dentisterie humanitaire : restaurations de classes I, II, III, V sur dents lactéales, restaurations de classe V sur dents définitives, restaurations laminées ouvertes ou « technique sandwich » sur dents définitives, restaurations provisoires, technique ART (Atraumatic Restorative Treatment), Reconstitution de moignons.
- Comme ciment de scellement en prothèse et en orthodontie : pour les couronnes métalliques et céramométalliques pour les inlays-core, pour les bagues et brackets.
- En prévention : patient à risque carieux élevé, scellement de sillons, puits et fissures, lésions cervicales d'usure.

Nous allons nous intéresser au cours de cette thèse aux propriétés in-vitro des CVI Hautes Viscosités qui représentent le développement le plus récent des CVI en matière de restauration.

Partie 1

1.1. Historique/Évolution

Dans le début des années 1970, Wilson et Kent travaillent à l'amélioration des ciments silicates (utilisés à cette époque mélangés à de l'acide phosphorique pour les restaurations antérieures). Ils mélangèrent la poudre de verres-ionomères issue de ces silicates et une solution aqueuse d'acide polyacrylique empruntée aux ciments polycarboxylates de zinc.

Les ciments silicates sont apparus dans la première décennie du vingtième siècle et furent le premier matériau de restauration esthétique [1,8]. Ils sont cariostatiques du fait de la libération de fluor et ont une bonne stabilité dimensionnelle. Cependant, ils ont de nombreux désavantages. En effet, ils sont sensibles à l'hydrolyse et deviennent poreux dans la cavité buccale, leur couleur n'est pas stable, mais surtout, ils ont une toxicité importante vis-à-vis de la pulpe du fait de l'acide phosphorique présent jusqu'au durcissement complet du matériau [1,8,9].

Les ciments polycarboxylates, eux, sont apparus quelques années avant les CVI et furent les premiers matériaux à adhérer aux tissus dentaires, principalement grâce à l'acide polyacrylique [7,8]. C'est aussi un acide faible et de haut poids moléculaire, ce qui l'empêche de pénétrer les tubulis dentinaires le rendant ainsi, biocompatible. Ces propriétés rendirent ce ciment de scellement vite populaire, mais il ne pouvait pas être utilisé comme matériau de restauration à cause de ses propriétés mécaniques faibles et d'une esthétique défavorable due à l'oxyde de zinc [8].

Le mélange des verres issus de la poudre des ciments silicates et de l'acide polyacrylique des ciments polycarboxylates donne naissance à un matériau plus stable, moins soluble et plus translucide que les ciments silicates, avec une adhésion chimique aux tissus dentaires et à certains métaux comme l'acier inoxydable ou l'étain [1,8,72].

Les premières versions de CVI, dits de basse viscosité, comportent de nombreuses imperfections. Le temps de prise est long, il varie de 2 à 10 min [1,6,7,8,10]. La réaction est très influencée par les variations d'humidité durant son temps de prise, car sensible à la réhydratation et à la dessiccation entraînant fissures et fêlures [3,6,10,11]. Il fut montré plus tard que le produit aurait dû être isolé pendant 24h après le mélange [2,3,4]. Leurs propriétés mécaniques, bien que supérieures aux ciments silicates, restent faibles, et ce

d'autant que la mise en place du produit est récente [1,7,8,72]. Il fallait en effet attendre un an, et la stabilisation des échanges hydriques, pour que les CVI aient des caractéristiques mécaniques proches des composites [12]. Cependant, leur facilité de mise en œuvre, leur biocompatibilité et leur capacité d'adhésion en firent un matériau prometteur.

Plusieurs améliorations furent par la suite apportées pour pallier aux problèmes des CVI. L'ajustement de la concentration en acide polyacrylique augmente le temps de travail et les propriétés mécaniques [13]. L'ajout d'acide tartrique permet de diminuer le temps de prise et d'augmenter le temps de travail [14]. L'ajout d'acide itaconique permet de palier à un autre problème, la gélification du liquide par formation de chaînes entre les molécules d'hydrogène [15]. Le ratio poudre/liquide a été augmenté afin d'améliorer les propriétés mécaniques, dans la limite d'un temps de travail raisonnable [16].

Ainsi, le premier CVI est commercialisé par Denstply DeTray en 1975 [7,8]. Cependant, les CVI ne se développent guère auprès des praticiens pendant deux décennies à cause de leurs faibles propriétés mécaniques et des difficultés de manipulation pendant la réaction de prise [11].

La première avancée importante intervient dans les années 1980 avec les CERMETS [17,18]. Ce sont des CVI auxquels on ajoute des particules d'or ou d'argent. Ils permettent une diminution du temps de prise, une amélioration des propriétés mécaniques et une radio-opacité accrue mais altèrent l'adhésion des CVI. Les CERMETS ne trouvent, encore aujourd'hui, pas vraiment leur place [7].

Il faut attendre la fin des années 1980 pour que les CVI prennent vraiment leur essor, avec l'apparition des CVI modifiés par addition de résine (CVI-MAR) [19]. Ils consistent en l'incorporation de résine (HEMA ou Bis GMA) dans le CVI. La réaction de prise est donc de deux types : une réaction acide/base comme pour les CVI traditionnels, et une réaction de polymérisation identique au composite (initiée ou non par la lumière). L'acide polyacrylique peut également être modifié afin de présenter un site de réticulation. Les propriétés mécaniques sont nettement améliorées (surtout précocement), mis à part la résistance à l'usure qui est médiocre [7]. L'adhésion aux tissus dentaires est bien meilleure. Ceci est dû à l'amélioration des propriétés mécaniques et à l'apparition d'une composante micromécanique apportée par l'ajout de résine. Les qualités optiques sont meilleures, et le

polissage est plus facile et réalisable dans la même séance que la pose. Ils présentent aussi un autre atout de choix, ils résistent bien mieux à l'hydrolyse ainsi qu'à la déshydratation, rendant la manipulation plus aisée [7,20,21,22]. Tout ceci fait des CVI-MAR un matériau particulièrement utile et préférable aux CVI traditionnels dans la plupart des cas, en tant que matériau de restauration ou comme ciment de scellement [7].

Cependant les CVI traditionnels ne sont pas oubliés, et dans les années 1990, un nouveau type de CVI est développé afin d'offrir une alternative aux amalgames : ce sont les CVI condensables ou de haute viscosité (CVI-HV) [7,8]. Leur composition est semblable aux CVI traditionnels mais ils ont été rendu plus visqueux grâce à une nouvelle répartition et une diminution de la taille des particules, ainsi qu'à l'ajout d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre [7,8]. Leurs propriétés mécaniques sont bien meilleures, en particuliers la résistance à l'usure, et ils sont moins sensibles au stress hydrique, ce qui facilite leur mise en place [7,8,23]. De plus, ils sont connus pour relarguer plus de fluor [7] ; par conséquent, ils sont particulièrement indiqués en pédodontie et en dentisterie humanitaire [7].

1.2. La Réaction de prise

La réaction de prise est une réaction acide/base. La poudre, un silicate alumino-fluoré, est attaquée par l'acide et libère des ions métalliques (Ca^{2+} , Al^{3+}), lesquels vont se lier aux anions carboxyles COO^- afin de former des polyacrylates de Ca et d'Al [1,7]. Les particules de verres ne réagissant pas, ou incomplètement, font office de charges. Il y a également libération d'acide silicique formant un gel silicique. Après la réaction, le ciment durci consiste en des particules de verres prises dans un gel silicique, le tout intégré dans une matrice polyacrylique métallique [1,7,46]. 20 à 25% d'eau compose le CVI pris, ce qui explique son hydrophilie [7].

La libération d'ions par les verres à la suite de l'action de l'acide est caractéristique et est à l'origine du nom des CVI : verres ionomères ou verres producteurs d'ions [7].

La réaction de prise se fait en 3 phases :

- La phase de relargage ionique ou dissolution : elle démarre à partir du mélange. Elle correspond à l'attaque acide des particules de verres avec la libération d'ions. On observe une légère exothermie. Les propriétés adhésives sont les meilleures lors de cette phase car les groupements carboxyles sont encore libres. Le CVI a un aspect brillant [1,7].
- La phase de gélification (prise initiale) : elle commence 2 à 3 minutes après le mélange et dure 5 minutes. C'est le moment où les ions calcium vont former des liaisons avec les groupements carboxyles pour former les polyacrylates de calcium. Le CVI devient plus rigide et opaque [1,7].
- La phase phase de durcissement (prise finale) : elle démarre après la prise initiale et peut durer plusieurs jours. La prise continue avec le relargage plus lent des ions aluminiums qui vont aller réagir avec les groupements carboxyles encore libres pour former les polyacrylates d'aluminium insolubles. Les propriétés optiques s'améliorent, le CVI devient alors plus translucide [1,7].

1.3. Les propriétés

1.3.1. L'adhésion

Les CVI présentent une adhésion physico-chimique avec la dent naturelle, l'application d'un adhésif n'est donc pas nécessaire. L'interaction se fait par liaison ionique entre les groupements carboxyles de l'acide et les charges positives de l'hydroxyapatite [1,24]. Ils adhèrent également à certains métaux (acier inoxydable, étain) mais pas aux céramiques ni à l'or ou au platine pur [1,8,72]. Il est conseillé de prétraiter les surfaces dentaires avec une solution d'acide polyacrylique [7,25,26].

L'adhérence des CVI-MAR aux tissus dentaires est environ le double des CVI basse viscosité. Cela est dû en grande partie à l'amélioration des propriétés mécaniques [7,8,27]. Elle est d'environ 5 MPA pour les CVI et un peu plus de 10 Mpa pour les CVI-MAR [7, 72]. Notons que les CVI-MAR ont la possibilité de former des liaisons avec les composites [7].

1.3.2. L'étanchéité immédiate

Elle dépend de plusieurs facteurs :

- De l'adhésion : elle est bonne pour les CVI [7].
- Des variations dimensionnelles : une rétraction de prise peut diminuer l'étanchéité en raison des contraintes exercées à l'interface, à l'image des composites. La prise lente et la viscoélasticité des CVI leur permet de dissiper les contraintes dans le matériau, ce qui est bénéfique à l'étanchéité [7].
- De la mise en œuvre : le CVI est sensible à la balance hydrique, c'est pourquoi il est recommandé de le protéger avec un vernis ou une résine non chargée photopolymérisable [7,8,28]. En effet, le sel de polyacrylate de calcium est très vulnérable à l'hydrolyse, ce qui entraîne une altération des propriétés mécaniques et optiques. Une déshydratation pendant la réaction de prise entrainera elle des fissures provoquées par une contraction importante [8,11,12]. Les CVI-MAR et CVI-HV sont beaucoup moins sensibles à cette balance hydrique, ce qui leur confère un net avantage pour une utilisation dans des conditions difficiles [7,8]. Il est quand même recommandé de les protéger de la même manière qu'un CVI basse viscosité [7,11,29].

L'étanchéité immédiate est satisfaisante si le CVI est utilisé dans de bonnes conditions.

1.3.3. L'étanchéité retardée

Elle dépend aussi de plusieurs facteurs :

- Du coefficient de dilatation thermique : celui du CVI est proche de celui des tissus dentaires [7,8]. Ceci est favorable à l'étanchéité.
- De leur solubilité dans l'eau et dans les acides : le CVI après prise résistera bien aux attaques de l'eau et des acides [7].
- De leur résistance à l'usure [7].

L'étanchéité retardée est satisfaisante si le CVI est utilisé dans de bonnes conditions.

1.3.4. Propriétés biologiques

La tolérance pulpaire est bonne [7,8]. Cependant, certains recommandent l'utilisation d'un hydroxyde de calcium comme fond de cavité pour les lésions proches de la pulpe [30].

La tolérance parodontale est bonne [7,8]. La plaque aurait même tendance à moins s'accumuler à la surface d'un CVI qu'à la surface d'un composite [7,8,31,32].

1.3.5. Propriétés bioactives

Lors de l'attaque des verres par l'acide, des ions fluor sont également libérés, dans la salive et vers la dent [7,8,33]. Le pic a lieu dans les premières heures de mise en place, mais un apport exogène de fluor (dentifrice, alimentation...) pourrait permettre au CVI de se recharger en ions fluor puis de les relarguer à nouveaux [7,8,24,34]. Les CVI-HV libèrent une quantité d'ions plus importante [7].

C'est cette propriété qui les rend utiles chez les patients à haut risque carieux.

1.3.6. Propriétés optiques

Les qualités optiques des CVI sont loin d'égaler celles des composites. La taille des particules de verres rend la finition compliquée. Le polissage doit être retardé de 24h après la mise en place. Les recherches ont permis d'améliorer l'indice de réfraction des CVI afin d'obtenir une meilleure translucidité [7].

Les CVI-MAR ont une esthétique supérieure, même si l'indice de réfraction est plus défavorable. La taille des grains permet une meilleure finition [7,8].

1.3.7. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des CVI de basse viscosité sont faibles. Leur résistance à la flexion, la compression et à l'usure contre-indiquent leur utilisation à long terme dans les secteurs soumis à des forces importantes [7].

Les CVI-MAR présentent de meilleures propriétés mécaniques, surtout précocement, excepté pour la résistance à l'usure [7,8].

Les propriétés mécaniques des CVI-HV sont bien meilleures que pour les CVI traditionnels, surtout la résistance à l'usure qui est nettement améliorée [7,8,23].

Des études cliniques randomisées sur plus de 6 ans montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre le taux de survie des CVI-HV et celui des amalgames [35]. D'autres études montrent que les CVI-HV et CVI-MAR présentent des propriétés mécaniques proches des composites après 1 semaine seulement [36,37].

La facilité de mise en œuvre, le relargage important de fluor ainsi que l'amélioration des propriétés mécaniques font des CVI-HV un matériau prisé en odontologie pédiatrique et en technique ART notamment.

Partie 2

2.1. TESTS MECANQUES

2.1.1. Compression

Le test de compression consiste à soumettre un échantillon cylindrique, placé entre deux presses, à une force axiale [50]. De nombreuses études ont adopté la norme ISO 9917-1 qui permet de standardiser le test [40,41,47,48,49]. Le cylindre a alors un diamètre de 4mm pour une hauteur de 6mm. La presse comprime l'échantillon à une vitesse de 1mm/min jusqu'à la rupture. La résistance à la compression, exprimée en MPa se déduit ainsi : $C_s = 4F/\pi d^2$, avec F la force exercée lors de la rupture (N) et d le diamètre de l'échantillon (mm).

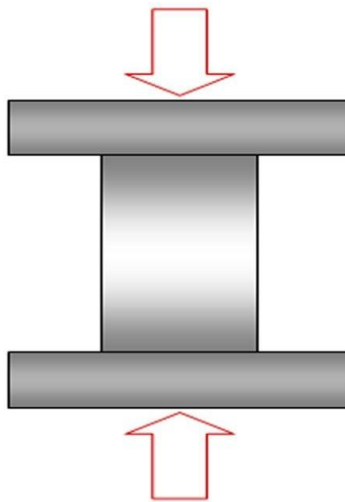


Figure 1 : Illustration schématique du test de compression simple [50]

Deux tests ont été effectués sur dents extraites [38,39]. Dans ce cas, une cavité proximale est creusée grâce à une fraise cylindrique de diamètre 2,9mm, puis obturée avec le matériau concerné. La dent est placée dans un bloc de résine, lequel est incliné à 13,5°, puis une tige applique une force verticale à une vitesse de 1mm/min jusqu'à la fracture.

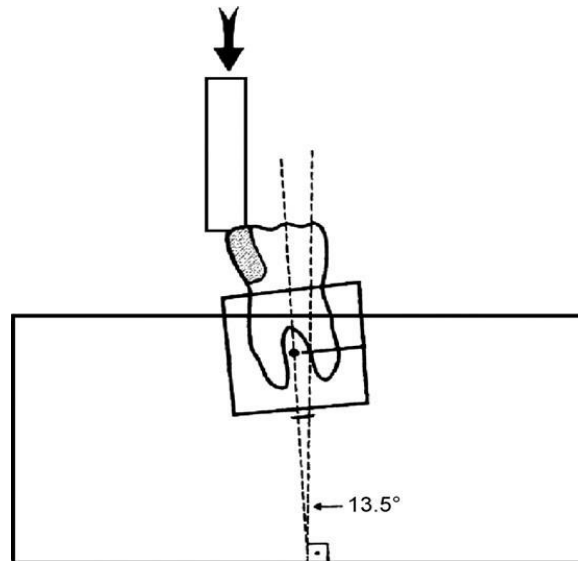


Figure 2 : Représentation schématique de la position de l'échantillon dans la machine lors du test de compression sur dents extraites [38]

Les contraintes de compression s'exercent principalement lors de la mastication dans les régions molaires et prémolaires [67]. Le test de compression sert donc à mesurer la résistance du matériau aux forces masticatoires [39, 41, 42, 47].

Pour cette thèse, 10 articles testant la résistance à la compression ont été sélectionnés.

2.1.2. Flexion

La résistance à la flexion est déterminée grâce au test de flexion 3 points. L'échantillon, en forme de barrette, est placé sur deux appuis, puis une force est exercée en son centre jusqu'à la rupture [50]. La norme ISO 9917-2 est utilisée dans trois articles [39,40,41]. Les dimensions de la barrette sont de 25x2x2mm., les deux appuis sont distants de 20mm et la tige exerçant la force descend à une vitesse de 1mm/min. La résistance à la flexion est exprimée en MPa et se déduit ainsi : $F_s = 3Fl/2wh^2$, avec F la force exercée à la rupture (N), l la distance entre les 2 appuis (mm), w la longueur de l'échantillon et h la hauteur (mm).

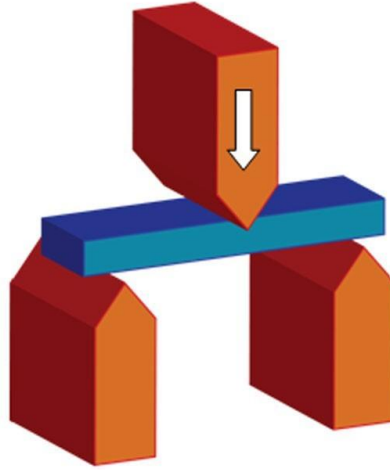


Figure 3 : Illustration schématique du test de flexion 3 points [50]

Les autres articles réalisant un test de flexion et n'utilisant pas les conditions décrites par la norme ISO 9917-2 diffèrent de par les dimensions de la barrette, la distance entre les appuis et la vitesse d'application de la force. Le principe, lui, reste le même.

Des contraintes de flexion s'exercent lors de la mastication, notamment sur le groupe incisivo-canin [67] et au niveau du point de pression de la cuspide antagoniste dans les régions postérieures [39, 41]. Selon certains auteurs, le test de flexion pourrait également donner des informations sur l'utilisation des matériaux chez les patients bruxomanes car fortement lié à l'usure à long terme [39, 66]

Pour cette thèse, 5 articles testant la résistance à la flexion ont été sélectionnés.

2.1.3. Traction

Le test de traction simple est difficile à réaliser pour ce type de matériaux dentaires, ainsi le test de traction diamétrale lui est préféré. Il consiste à appliquer une force sur la tranche d'un échantillon discoïde, de diamètre 6mm et de hauteur 3mm, à une vitesse de 0,5mm/min [39, 42, 50]. La résistance à la traction diamétrale est calculée ainsi : $2F/\pi dh$ avec F la force à la fracture (N), d le diamètre du disque (mm) et h son épaisseur (mm).

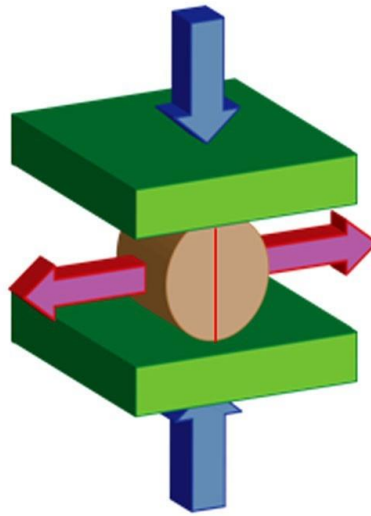


Figure 4 : Illustration schématique du test de traction diamétrale [50]

Le test de traction diamétrale donne des informations sur la résistance à la rupture des matériaux fragiles tels que les matériaux de restaurations dentaires [39]. Il simule les forces latérales exercées en bouche. Beaucoup d'echecs cliniques seraient dus aux forces de traction [42].

Pour cette thèse, 2 articles testant la traction diamétrale ont été retenus.

2.1.4. Dureté

Le test de dureté consiste à mesurer l'empreinte laissée à la surface du matériau par un pénétrateur en diamant avec une force et une vitesse contrôlées [50]. Le test de dureté Vickers est réalisé à l'aide d'un pénétrateur à base carrée, le test de dureté Knoop utilise un pénétrateur à base losange. La valeur de la dureté est calculée en divisant la force appliquée (F) par l'aire de l'empreinte (d^2) laissée par le pénétrateur, et en multipliant par un coefficient pour obtenir la dureté Vickers ou Knoop : $HV=1,854F/d^2$; $HK=14,229F/d^2$.

La dureté est une mesure de la résistance à la déformation plastique localisée ou à la pénétration [41, 50, 56]. Il permet d'évaluer la dégradation, la durabilité et la résistance à l'usure [52].

Pour cette thèse, 5 articles testant la dureté Vickers et 2 articles testant la dureté Knoop ont été retenus.

2.1.5. Usure

Les tests d'usure sont de deux sortes : à 2 ou 3 corps. Le test à 2 corps met en contact le matériau testé avec l'antagoniste via un simulateur artificiel de mastication, avec une force et une fréquence donnée [43,44]. Le test à 3 corps est réalisé grâce à une roue, sur laquelle les échantillons sont placés, qui va venir écraser une bouillie de riz et millet pour mimer un bol alimentaire [41,43]. La perte verticale de matériau est ensuite évaluée grâce à un profilomètre. Un article évalue la perte verticale et volumétrique [44].

Un article a procédé à un test de brossage grâce à une machine simulant 2 ans de brossage quotidien [45].

Les tests d'usure permettent d'évaluer la perte de matériau à la surface et l'altération de son état de surface lors de la mastication. Le test à 2 corps fait intervenir la résistance du matériau à l'abrasion et à la fatigue de surface, mais l'abrasion est le principal mécanisme d'usure [43]. Le test 3 corps, difficile à appréhender, semble faire intervenir principalement des phénomènes d'abrasion, de fatigue de surface et d'érosion [43, 68].

Pour cette thèse, 4 articles testant l'usure ont été retenus.

2.2. LES CVI

Les CVI retenus pour cette thèse sont Fuji IX GP (GC), Fuji IX GP Fast (GC), Fuji IX GP Extra (GC), EQUIA Fil (GC), Ketac Molar (3M-ESPE), Riva Self Cure (SDI), ChemFil Rock (Dentsply), ChemFlex (Dentsply), Hi-Dense (Shofu), Hi-Fi (Shofu), Maxxion R (FGM) et Vitro Molar (DFL).

Tous les articles retrouvés sur la base de données Pub Med comparant les propriétés mécaniques d'au moins 2 de ces CVI ont été inclus dans cette thèse. Les termes utilisés pour la recherche sont les noms des CVI étudiés. Nous avons ensuite exclu les articles ne traitant

pas des tests mécaniques voulus, puis nous avons exclu les articles ne comparant pas au moins un autre CVI-HV étudié.

Les formes encapsulées et à mélange manuel de chaque produit ont été confondues pour palier le faible nombre d'articles.

2.2.1. Fuji IX GP

2.2.1.1. Composition

Fuji IX GP est un CVI-HV à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide carboxylique polybasique.

2.2.1.2. Articles

9 articles évaluent la résistance à la compression de Fuji IX GP, 3 articles évaluent sa résistance à la flexion, 2 articles évaluent sa résistance à la traction diamétrale, 4 articles évaluent sa dureté et 3 articles évaluent sa résistance à l'usure.

2.2.1.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : intermédiaire
- Résistance à la flexion : bonne
- Résistance à la flexion diamétrale : faible
- Dureté : intermédiaire
- Résistance à l'usure : intermédiaire

Tableau 1 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP

Fuji IX GP					
	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP Extra	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ +			[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers	
Fuji IX GP Fast	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ +				
	[Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹				
EQUIA Fil	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -		[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, perte de volume -
					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body

Ketac Molar	[Xu and Burgess, 2003] ³⁶ [Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ -	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ -	[Molina et al., 2013] ³⁹	[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1 sem -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body [Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, perte de volume -
	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ [Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹ [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Koenraads et al., 2009] ³⁸ [Molina et al., 2013] ³⁹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1j [Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +			[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body +
Riva Self Cure	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +		[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body -
	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body
ChemFil Rock	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -		[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
ChemFlex	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ +			[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers +	

Hi-Dense	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j +
					[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et 1 an
Hi-Fi					[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body +
					[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body -
Vitro Molar	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ [Bresciani et al., 2004] ⁴² à 1h + [Bresciani et al., 2004] ⁴² à 24h et 1 sem [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ +	[Bresciani et al., 2004] ⁴²	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +
				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1j	
				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1 sem -	
Maxxion R	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop [Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j +
					[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et 1 an

 +: Fuji IX GP a obtenu un résultat significativement meilleur

 -: Fuji IX GP a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.2. Fuji IX GP Fast

2.2.2.1. *Composition*

Fuji IX GP Fast est un CVI-HV encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide carboxylique polybasique.

D'après le fabricant, le temps de prise est plus court que pour Fuji IX GP, la consistance est plus épaisse et donc la mise en place plus facile et la longévité est améliorée.

2.2.2.2. *Articles*

3 articles évaluent la résistance à la compression de Fuji IX GP Fast, 1 article évalue sa résistance à la flexion et 3 articles évaluent sa dureté.

2.2.2.3. *Propriétés mécaniques*

- Résistance à la compression : faible
- Résistance à la flexion : intermédiaire
- Dureté : élevée

Tableau 2 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP Fast

Fuji IX GP Fast			
	Compression	Flexion	Dureté
Fuji IX GP	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ -		
	[Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹		
EQUIA Fil		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers +
			[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers
Ketac Molar	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ [Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ -		[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers
	[Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹		
Riva Self Cure		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers, sans vernis [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers, sans vernis +
			[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers, avec vernis [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers, avec vernis [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers

ChemFil Rock		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ -	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers +
ChemFlex	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ -		
	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷		

+: Fuji IX GP Fast a obtenu un résultat significativement meilleur

-: Fuji IX GP Fast a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.3. Fuji IX GP Extra

2.2.3.1. Composition

Fuji IX GP Extra est un CVI-HV à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide carboxylique polybasique.

D'après le fabricant, la libération de fluor est augmentée par rapport à Fuji IX GP, le temps de prise est diminué et l'esthétique est augmentée.

2.2.3.2. Articles

1 article évalue la résistance à la compression de Fuji IX GP Extra, 2 articles évaluent sa résistance à la flexion, 3 articles évaluent sa dureté et 1 article évalue sa résistance à l'usure.

2.2.3.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : très faible
- Résistance à la flexion : bonne
- Dureté : élevée
- Résistance à l'usure : Intermédiaire

Tableau 3 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP Extra

Fuji IX GP Extra				
	Compression	Flexion	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ -		[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers	
EQUIA Fil		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop +	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
Ketac Molar	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
Riva Self Cure	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹		[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers +	
ChemFil Rock		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop +	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage

+ : Fuji IX GP Extra a obtenu un résultat significativement meilleur

- : Fuji IX GP Extra a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.4. EQUIA Fil

2.2.4.1. Composition

EQUIA Fil est un CVI-HV encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide carboxylique polybasique.

Il est protégé par une résine nanochargée, G-Coat Plus (GC). Il est dit CVI-HV « infiltré et protégé » [11].

2.2.4.1. Articles

1 article évalue la résistance à la compression d'EQUIA Fil, 2 articles évaluent sa résistance à la flexion, 1 article évalue sa résistance à la traction diamétrale, 3 articles évaluent sa dureté et 2 articles évaluent sa résistance à l'usure.

2.2.4.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : très bonne
- Résistance à la flexion : très bonne
- Résistance à la flexion diamétrale : très bonne
- Dureté : intermédiaire
- Résistance à l'usure : bonne

Tableau 4 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques d'EQUIA Fil

EQUIA Fil					
	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +		[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, volume +
					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
Fuji IX GP Extra		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ +		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
Fuji IX GP Fast		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴		[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers -	
				[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	
Ketac Molar	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
Riva Self Cure		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴		[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, volume -
					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body

ChemFil Rock	[Molina et al., 2013] ³⁹	[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers +	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
		[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ +			[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage

: EQUIA Fil a obtenu un résultat significativement meilleur

: EQUIA Fil a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.5. Ketac Molar

2.2.5.1. Composition

Ketac Molar est un CVI-HV à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de fluoro-silicate de calcium, d'aluminium et de lanthane ; copolymère d'acide acrylique et maléique.

Liquide : eau distillée ; copolymère d'acide acrylique et maléique ; acide tartrique.

2.2.5.2. Articles

9 articles évaluent la résistance à la compression de Ketac Molar, 5 articles évaluent sa résistance à la flexion, 1 article évalue sa résistance à la traction diamétrale, 5 articles évaluent sa dureté et 4 articles évaluent sa résistance à l'usure.

2.2.5.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : bonne
- Résistance à la flexion : bonne
- Résistance à la flexion diamétrale : faible
- Dureté : élevée
- Résistance à l'usure : bonne

Tableau 5 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Ketac Molar

Ketac Molar					
	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX	[Xu and Burgess, 2003] ³⁶ [Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ +	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ +	[Molina et al., 2013] ³⁹	[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1 sem +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body [Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, volume +
	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ [Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹ [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Koenraads et al., 2009] ³⁸ [Molina et al., 2013] ³⁹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1j [Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -			[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body -
Fuji IX GP Fast	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ [Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ +			[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	
	[Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹				
Fuji IX GP Extra	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ +	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵		[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers [Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage

EQUIA Fil	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
Riva Self Cure	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +		[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +
				[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
ChemFil Rock	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ -	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop +	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
					[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
ChemFlex	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ [Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ +				

Hi-Dense	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, sauf à 1 an +
					[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 1 an
Hi-Fi		[Khouw-Liu et al., 1999] ⁵⁷ sauf à 90j			[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body -
		[Khouw-Liu et al., 1999] ⁵⁷ à 90j +			[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body
Vitro Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ +		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +
				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers	
Maxxion R	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +

+: Ketac Molar a obtenu un résultat significativement meilleur

-: Ketac Molar a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.6. Riva Self Cure

2.2.6.1. Composition

Riva Self Cure est un CVI-HV à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide tartrique.

2.2.6.2. Articles

2 articles évaluent la résistance à la compression de Riva Self Cure, 2 articles évaluent sa résistance à la flexion, 5 articles évaluent sa dureté et 2 articles évaluent sa résistance à l'usure.

2.2.6.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : médiocre
- Résistance à la flexion : faible
- Dureté : intermédiaire
- Résistance à l'usure : très bonne

Tableau 6 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Riva Self Cure

Riva Self Cure				
	Compression	Flexion	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹			[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body
Fuji IX GP Fast		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers, sans vernis [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers, sans vernis -	
			[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers, avec vernis [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers, avec vernis [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	
Fuji IX GP Extra	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹		[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers -	
EQUIA Fil		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
				[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body, volume

Ketac Molar	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -	[Shiozawa et al., 2014] ⁴⁹ Vickers [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body
			[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -
ChemFil Rock		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ -	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body +
Hi-Dense	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j +
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et 1 an
Maxxion R	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j +
Vitro Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et 1 an

+ : Riva Self Cure a obtenu un résultat significativement meilleur

- : Riva Self Cure a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.7. ChemFil Rock

2.2.7.1. Composition

ChemFil Rock est un CVI-HV renforcé au zinc encapsulé.

Poudre : verre de silicate, phosphore, fluor, zinc, aluminium, et calcium ; pigments d'oxyde de fer et de titane ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide tartrique.

2.2.7.2. Articles

1 article évalue la résistance à la compression de ChemFil Rock, 3 articles évaluent sa résistance à la flexion, 1 article évalue sa résistance à la traction diamétrale, 4 articles évaluent sa dureté et 2 articles évaluent sa résistance à l'usure.

2.2.7.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : très bonne
- Résistance à la flexion : très bonne
- Résistance à la flexion diamétrale : bonne
- Dureté : faible
- Résistance à l'usure : très faible

Tableau 7 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de ChemFil Rock

ChemFil Rock					
	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +		[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body -
Fuji IX GP Fast		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ +		[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers -	
Fuji IX GP Extra		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ +		[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop -	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
EQUIA Fil	[Molina et al., 2013] ³⁹	[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ -	[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers -	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body -
		[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ -			[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage

Ketac Molar	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ +	[Molina et al., 2013] ³⁹ +	[Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers [Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop -	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body -
					[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ brossage
Riva Self Cure		[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ +		[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³ Vickers [Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴ Vickers [Mene-Happ et Ilie, 2014] ⁵⁵ Vickers -	[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body -

 + : ChemFil Rock a obtenu un résultat significativement meilleur

 - : ChemFil Rock a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.8. ChemFlex

2.2.8.1. Composition

ChemFlex est un CVI-HV à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de silicate, fluor, aluminium et strontium ; acide polyacrylique ; acide tartrique ; pigments.

Liquide: acide polyacrylique.

2.2.8.2. Articles

1 article évalue la résistance à la compression de ChemFlex et 2 articles évaluent sa dureté.

2.2.8.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : faible
- Dureté : faible

Tableau 8 : Tableau comparatifs des propriétés mécaniques de ChemFlex

ChemFlex		
	Compression	Dureté
Fuji IX GP	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ -	[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers -
Fuji IX GP Fast	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ +	
	[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷	
Ketac Molar	[Fleming et al., 2012] ⁴⁸ [Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷ -	
Maxxion R		[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers, à 7 et 30j
		[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers, à 24h -

+ : ChemFlex a obtenu un résultat significativement meilleur

- : ChemFlex a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.9. Hi-Dense

2.2.9.1. Composition

Hi-Dense est un CVI-HV renforcé à l'argent à mélange manuel ou encapsulé.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique ; acide tartrique ; alliage d'argent ; dioxyde de titane.

Liquide : eau distillée ; acide acrylique ; acide tricarboxylique.

2.2.9.2. Articles

1 article évalue la résistance à la compression de Hi-Dense, 1 article évalue sa résistance à la flexion, 1 article évalue sa dureté et 1 article évalue sa résistance à l'usure.

2.2.9.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : faible
- Résistance à la flexion : intermédiaire
- Dureté : faible
- Résistance à l'usure : très faible

Tableau 9 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Hi-Dense

Hi-Dense				
	Compression	Flexion	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
Ketac Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, sauf à 1 an -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 1 an
Riva Self Cure	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
Maxxion R	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
Vitro Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 1 an +
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 4j -

 : Hi-Dense a obtenu un résultat significativement meilleur

 : Hi-Dense a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.10. Hi-Fi

2.2.10.1. Composition

Hi-Fi est un CVI-HV à mélange manuel.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; acide polyacrylique ; acide tartrique.

Liquide : eau distillée ; acide acrylique ; acide tricarboxylique.

2.2.10.2. Articles

1 article évalue la résistance à l'usure de Hi-Fi et 1 article évalue sa résistance à la flexion.

2.2.10.3. Propriétés mécaniques

Tableau 10 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Hi-Fi

Hi-Fi		
	Usure	Flexion
Fuji IX GP	[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body +	
	[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body -	
Ketac Molar	[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 3 body -	[Khouw-Liu et al., 1999] ⁵⁷ à 90j -
	[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³ 2 body	[Khouw-Liu et al., 1999] ⁵⁷ sauf à 90j

 : Hi-Fi a obtenu un résultat significativement meilleur

 : Hi-Fi a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.11. Maxxion R

2.2.11.1. Composition

Maxxion R est un CVI-HV à mélange manuel.

Poudre : verre de silicate alumino-fluoré ; fluorure de calcium.

Liquide: eau distillée; acide polyacrylique; acide tartrique.

2.2.11.2. Articles

1 article évalue la résistance à la compression de Maxxion R, 1 article évalue sa résistance à la flexion, 2 articles évaluent sa dureté et 1 article évalue sa résistance à l'Usure.

2.2.11.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : très faible
- Résistance à la flexion : intermédiaire
- Dureté : faible
- Résistance à l'usure : faible

Tableau 11 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Maxxion

Maxxion R				
	Compression	Flexion	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop [Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
Ketac Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -
Riva Self Cure	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j -
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
ChemFlex			[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers, à 24h +	
			[Shintome et al., 2009] ⁵² Vickers, à 7 et 30j	
Hi-Dense	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 24h et 4j +
				[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 3 mois et un an
Vitro Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop +	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body +

+ : Maxxion a obtenu un résultat significativement meilleur

- : Maxxion a obtenu un résultat significativement plus faible

2.2.12. Vitro Molar

2.2.12.1. Composition

Vitro Molar est un CVI-HV à mélange manuel.

Poudre : verre de silicate d'aluminium et baryum ; oxyde de fer ; acide polyacrylique.

Liquide : eau distillée ; acide polyacrylique ; acide tartrique.

2.2.12.1. Articles

3 articles évaluent la résistance à la compression de Vitro Molar, 2 articles évaluent sa résistance à la flexion, 1 article évalue sa résistance à la traction diamétrale, 2 articles évaluent sa dureté et 1 article évalue sa résistance à l'usure.

2.2.12.3. Propriétés mécaniques

- Résistance à la compression : très faible
- Résistance à la flexion : très faible
- Résistance à la flexion diamétrale : faible
- Dureté : intermédiaire
- Résistance à l'usure : très faible

Tableau 12 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Vitro Molar

Vitro Molar					
	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ [Bresciani et al., 2004] ⁴² à 1h -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ -	[Bresciani et al., 2004] ⁴²	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -
	[Bresciani et al., 2004] ⁴² à 24h et 1 sem [Bonifácio et al., 2009] ⁴¹			[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1j	
				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers, à 1 sem +	
Ketac Molar	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ [Peez et Frank, 2006] ⁴⁰ -		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -
				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers	
Riva Self Cure	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -

Hi-Dense	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 4j +
					[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body, à 1 an -
Maxxion R	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ -		[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ Knoop -	[Bonifácio et al., 2009] ⁴¹ 2 body -

 + : Vitro Molar a obtenu un résultat significativement meilleur

 - : Vitro Molar a obtenu un résultat significativement plus faible

		63 jours	74,2						57,7		79					84,4		80	n/a
	(μm)	1 an	44,5						44,9		60,6					44,4		68,8	123,2
[Bresciani et al., 2004] ⁴²	Compression (MPa)	1h	99,51																70,26
		24h	147,93																125,67
		7j	155,47																148,03
	Traction (MPa)	1h	7,24																8,27
		24h	11,96																9,43
		7j	13,72																10,76
[Kunzelmann et al., 2003] ⁴³	Usure, 2 corps (μm)	24h	327						379								376		
	Usure, 3 corps (μm)	24h	49						42								30		
[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴	Usure, perte verticale (μm)	24h		216,06				196,59		192,65		166,91	243,59						
	Usure, perte volumétrique (mm^3)	24h		1,02				0,78		0,84		0,67	1,23						
[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵	Flexion ($\text{MPa.m}_{1/2}$)	24h					0,8	1,21		0,85			0,99						
	Dureté Knoop	24h					66,86	58,64		62,53			52,39						
	Usure (μm)	24h					5,21	5,72		3,79			4,69						
[Dowling et Fleming, 2008] ⁴⁷	Compression (MPa)	24h	163		141				149	152				141	137				
[Fleming	Compre	24h			113,7					136,2					126,8				

et al., 2012] ⁴⁸	ssion, opérate ur 1, Capmix (MPa)																	
	Compre ssion, opérate ur 1, Rotomix (MPa)	24h			113,7				140,7					124,1				
	Compre ssion, opérate ur 2, Capmix (MPa)	24h			115,7				130					117,1				
	Compre ssion, opérate ur 2, Rotomix (MPa)	24h			115,2				137,3					127,1				
[Shiozaw a et al., 2014] ⁴⁹	Compre ssion (MPa)	1 jour	209,8			200,9			232,4		200							
		1 sem	229,7			217,4			252,1		217,9							
		1 mois	249,7			221,2			264,5		229,1							
		3 mois	233,1			224			257		210,5							
		6 mois	233,8			228,8			255,7		215,4							
		1 an	227,8			210,9			254,6		211,1							
	Dureté Vickers	1 jour	76,3			72			78,2		57,8							
		1 sem	80,2			76,6			80,9		66,1							
		1 mois	80,5			78,8			81,8		64,2							
		3 mois	79,9			81,4			81,3		61,8							
		6 mois	76,3			78,4			80,3		66,9							
		1 an	71,6			72			71,3		58,6							

[Kleverlaan et al., 2004] ⁵¹	Compression (MPa)	1h		83,6		83,9				86,2										
[Shintome et al., 2009] ⁵²	Dureté Vickers	24h	89,85										52,52					64,15		
		7 jours	97,79										64,68					61,56		
		30 jours	98,77										69,13					68,88		
[Zoergiebel et Ilie, 2013 a] ⁵³	Dureté Vickers, sans vernis	1 sem	104,1				85,1				92,6		50,8							
		1 mois	93,6				94,7				99,8		60,2							
		3 mois	113,2				95				100,4		57,4							
		6 mois	110,3				104,2				105,6		66,7							
		1 an	98,3				94,2				77,5		67,1							
	Dureté Vickers, avec vernis	1 sem	107				96,9				105,6		62,7							
		1 mois	97,4				107,6				101,2		61,3							
		3 mois	114,3				108,1				104,5		60,6							
		6 mois	113,1				114,7				102,7		70,6							
		1 an	119				99,6				94,3		73,1							
	[Zoergiebel et Ilie, 2013 b] ⁵⁴	Dureté Vickers, sans vernis, salive artificielle	1 sem	113				90,7				85,3		56,4						
1 mois					115			97,9			111,5	64,8								
Dureté Vickers, avec vernis, salive artificielle		1 sem			119,3			103			105,6	59,1								
		1 mois			124,6			110,9			114,5	68,4								
Dureté Vickers, sans vernis, eau					118,5			97,6			101,8	60,8								
					122,1			103,3			92,5	67,1								

[illegible]

2.3. Interprétation

2.3.1. Compression

Les CVI les plus performants lors des tests de compression sont EQUIA Fil (1article) et ChemFil Rock (1article).

Ketac Molar présente aussi une résistance à la compression élevée.

Fuji IX GP présente une résistance à la compression moyenne.

Hi-Dense (1 article), Fuji IX GP Fast et ChemFil Rock (1 article) ont une faible résistance à la compression.

Les CVI ayant la plus faible résistance à la compression sont Vitro Molar, Riva Self Cure et Maxxion R (1 article).

2.3.2. Flexion

ChemFil Rock (3 articles) et EQUIA Fil (2 articles) ont la résistance à la flexion la plus élevée.

Fuji IX GP, Ketac Molar et Fuji IX GP Extra (1 article) ont une bonne résistance à la flexion.

Hi-Dense, Maxxion R et Fuji IX Fast ont une résistance à la flexion moyenne. Seul 1 article s'intéresse à chacun de ces 3 CVI.

Riva Self Cure à une faible résistance à la flexion.

Vitro-Molar est en dessous de tout les autres CVI étudiés.

2.3.3. Traction Diamétrale

EQUIA Fil (1 article) a une résistance à la traction diamétrale supérieure aux autres CVI.

ChemFil Rock (1 article) a une bonne résistance à la traction diamétrale.

Fuji IX GP, Ketac Molar (1 article) et Vitro Molar (1 article) présentent des valeurs plus faibles.

2.3.4. Dureté

Fuji IX GP Fast, Fuji IX GP Extra et Ketac Molar ont les duretés les plus élevées.

EQUIA Fil, Fuji IX, Riva Self Cure et Vitro Molar ont une dureté intermédiaire.

ChemFil Rock, ChemFlex, Maxxion R, Hi-Dense (1 article) ont les duretés les plus basses.

2.3.5. Usure

Riva Self Cure à la meilleure résistance à l'usure.

EQUIA Fil et Ketac Molar montrent également de bonnes performances.

Fuji IX GP a une résistance à l'usure moyenne.

Maxxion R (1 article) présente des résultats plus faibles.

ChemFil Rock, Hi-Dense (1 article) et Vitro Molar (1 article) sont les CVI résistants le moins à l'usure.

2.4. Limites

2.4.1. Des articles

De nombreux articles testent les propriétés mécaniques des CVI sur seulement 24h [39, 40, 41, 43, 44, 45, 47, 48], alors que la plupart des auteurs indiquent que les propriétés mécaniques des CVI augmentent fortement jusqu'à 1 semaine [42, 49, 52, 53, 55,]. Cependant d'autres auteurs ne trouvent pas de différences significatives ou une faible influence [9, 51, 54].

La manipulation des CVI à mélange manuel introduit une variabilité dans le mélange ce qui diminue ou altère les performances. Ainsi le ratio poudre/liquide, le nombre de vides introduits dans le matériau lors du mélange ou encore la capacité du praticien à insérer le CVI dans la cavité ou le moule sont autant de variables qui peuvent nuire aux performances ou à la validité des comparaisons entre produits [39, 47, 69].

La comparaison entre études est difficile car les multiples opérateurs et les différentes conditions de test peuvent donner lieu à des valeurs éloignées pour un même test.

D'après Fleming et al., si le test de compression est réalisé selon la norme ISO 9917-1, il n'y a pas de variation intra et inter opérateur. Cependant, ce niveau de contrôle semble ne pas être appliqué rigoureusement dans toutes les études [48].

Un article a été réalisé par le fabricant d'un des matériaux testé [40].

2.4.2. Des tests

Le test de compression induit des forces de traction et de cisaillement dans le matériaux testé qui peuvent être à l'origine de la fracture avant les forces de compression, ce qui peut fausser le test [38, 39, 47, 65].

Le test de traction diamétrale peut induire des fractures de cisaillement avant les fractures de traction [42].

La dureté des CVI est influencée par l'environnement buccal, or, celui ci n'est pas reproduit lors des tests in-vitro où les échantillons sont le plus souvent stockés dans de l'eau distillée. En effet, les ions présent dans la salive, les variations de pH et de température, la

nourriture et les boissons sont autant d'éléments qui affectent les propriétés mécaniques des CVI in-vivo, et notamment la dureté [49, 56, 63]. L'usure et l'abrasion peuvent aussi affecter les propriétés des CVI in-vivo [56].

Le test d'usure à 2 corps peut être altéré par les fragments résiduels du matériau testé qui peuvent provoquer une usure à 3 corps [58]. Cependant, pour contrer ce phénomène, une irrigation continue est généralement appliquée au niveau de la zone de contact pour évacuer ces fragments.

Le test le plus approprié pour tester les propriétés mécaniques des CVI semble être le test de flexion [65].

Partie 3

3.1. Comparaison avec les composites

Tous les articles retrouvés dans la base de données Pub Med comparant les propriétés mécaniques des CVI-HV étudiés avec des composites classiques ont été retenus (12 articles). La recherche d'articles a été réalisée de la même manière que pour la partie précédente.

Les formes encapsulées et à mélange manuel des CVI-HV ont également été confondues pour palier le faible nombre d'articles.

3 articles comparent la résistance à la compression, 3 comparent la résistance à la flexion, 2 la résistance à la traction diamétrale, 6 la dureté et 6 la résistance à l'usure.

La plupart des articles montrent un net avantage des composites par rapport aux CVI-HV pour tout les tests effectués mis à part pour la dureté. En effet quelques articles indiquent une dureté des CVI-HV supérieur ou égale aux composites [45, 58, 63]. Les CVI-HV sont aussi assez proches des composites concernant l'usure, même s'ils sont le plus souvent significativement plus faibles. Les tests de compression et plus encore de flexion et de traction diamétrale démontrent l'écart important avec les composites et le chemin à parcourir pour que les CVI-HV puissent les remplacer à long terme.

Tableau 14 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de différents CVI-HV par rapport à des composites

	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Xu and Burgess, 2003]³⁶ : Ariston pHc (Vivadent), Surefil (Dentsply/Caulk), Solitaire (Kulzer), Tetric Ceram (Vivadent) [Koenraads et al., 2009]³⁸ : Clearfil Photoposterior (Kuraray)	[Iazzetti et al., 2001]⁶² : Solitaire, Tetric ceram -	[Iazzetti et al., 2001]⁶² : Solitaire, Tetric ceram -	[Peutzfeldt et al., 1997]⁶⁴ Rockwell : Z100 (3M) [Okada et al., 2001]⁶³ Vickers : Z100 [Silva et al., 2007]⁵⁶ Vickers : Z250 (3M) - [Okada et al., 2001]⁶³ à 1j : Estio LC (GC) [Okada et al., 2001]⁶³ sauf à 1j : Estio LC +	[Peutzfeldt et al., 1997]⁶⁴ : Z100 [Shabani and Richards, 2002]⁵⁹ : Z100 -
Fuji IX GP Fast					[Yap et al., 2001] ⁶¹ : Z100, Silux (3M)
Fuji IX GP Extra				[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop : Premise (Kerr)	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ : Premise
EQUIA Fil				[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop : Premise	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ : Premise
Ketac Molar	[Piwowarczuk et al., 2002]⁶⁰ : Core paste (Den-Mat), Clearfil Core (Kuraray), Coradent (Ivoclar Vivadent) [Xu and Burgess, 2003]³⁶ : Ariston pHc, Surefil, Solitaire, Tetric Ceram	[Piwowarczuk et al., 2002]⁶⁰ : Core Paste, Clearfil Core, Coradent -	[Piwowarczuk et al., 2002]⁶⁰ : Core Paste, Clearfil Core, Coradent -	[Al-Angari et al., 2014]⁴⁵ Knoop : Premise + [Xie et al., 2000]⁶⁵ Knoop : P-50 (3M) [Silva et al., 2007]⁵⁶ Vickers : Z250 -	[Xie et al., 2000]⁶⁵ : P-50 [Al-Angari et al., 2014]⁴⁵ : Premise -

	[Koenraads et al., 2009] ³⁸ : Clearfil Photoposterior -				
ChemFil Rock				[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ Knoop : Premise +	[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵ : Premise -
Hi-Dense				[Yap et al., 1997] ⁵⁸ Vickers : TPH (Dentsply) +	[Yap et al., 1997] ⁵⁸ 3 body : P- 50 +
				[Yap et al., 1997] ⁵⁸ Vickers : P-50 -	[Yap et al., 1997] ⁵⁸ 2 body : P-50, TPH [Yap et al., 1997] ⁵⁸ 3 body : TPH -
Vitro Molar				[Silva et al., 2007] ⁵⁶ Vickers : Z250 -	

 : Le CVI a obtenu un résultat significativement meilleur

 : Le CVI a obtenu un résultat significativement plus faible

3.2. Comparaison avec d'autre matériaux

Selon certains auteurs, les CVI-HV montrent des propriétés mécaniques supérieures ou égales aux compomères, cermets ou CVI-MAR. Ceci est d'autant plus vrai concernant la dureté [31, 58, 63, 64, 65], mais aussi également pour quelques CVI-HV (Fuji IX GP, Ketac Molar) pour la résistance à la compression [36, 60, 65] et la résistance à l'usure [44, 64, 65].

Tableau 15 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de différents CVI-HV par rapport aux CVI-MAR, cermet, compomères

	Compression	Flexion	Traction	Dureté	Usure
Fuji IX GP	[Xu and Burgess, 2003] ³⁶ : PhotacFil (3M), Vitremer (3M), Fuji II LC (GC)			[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ Rockwell : Fuji II LC, Vitremer, PhotacFil [Okada et al., 2001] ⁶³ Vickers : Dyract +	[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ : Dyract [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Ionolux (VOCO), Fuji II LC +
	[Xu and Burgess, 2003] ³⁶ : Compoglass (Vivadent), F2000 (3M), Dyract AP (Dentsply), Hytac (3M) -			[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ Rockwell : Dyract, Compoglass -	[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ : Compoglass [Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ : Fuji II LC, Vitremer, PhotacFil [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Dyract Extra, Dyract Post, Dyract Flow, Twinky Star (VOCO) -
EQUIA Fil					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ : Ionolux, Fuji II LC +
					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ : Dyract Extra
					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ : Dyract post, Dyract flow, Twinky Star -

Ketac Molar	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Vitremer, Ketac Silver (3M) [Piwowarczuk et al., 2002] ⁶⁰ : Dyract à 15min, Dyract et Compoglass à 1h, Compoglass à 1j [Xu and Burgess, 2003] ³⁶ : PhotacFil, Vitremer +	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Ketac Silver	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Ketac Silver	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Ketac Silver, Vitremer, Fuji II LC [Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ Rockwell : Fuji II LC, Vitremer, PhotacFil +	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Ketac Silver, Vitremer, Fuji II LC [Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ : Dyract, Compoglass [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ : Ionolux, Fuji II LC +
	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Fuji II LC [Piwowarczuk et al., 2002] ⁶⁰ : Compoglass à 1h [Xu and Burgess, 2003] ³⁶ : Fuji II LC	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Vitremer, Fuji II LC -	[Xie et al., 2000] ⁶⁵ : Vitremer, Fuji II LC -	[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ Rockwell : Compoglass -	[Peutzfeldt et al., 1997] ⁶⁴ : Fuji II LC, Vitremer, PhotacFil [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ : Dyract post, Dyract flow, Twinky Star -
	[Piwowarczuk et al., 2002] ⁶⁰ : Dyract à 1j [Xu and Burgess, 2003] ³⁶ : Compoglass, F2000, Dyract AP, Hytac -				
Riva Self Cure					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Ionolux, Fuji II LC +

					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Dyract Extra, Dyract Post, Dyract Flow [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Twinky Star -
ChemFil Rock					[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Ionolux, Fuji II LC [Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴ 2 body : Dyract Extra, Dyract Post, Dyract Flow, Twinky Star -
Hi-Dense				[Yap et al., 1997] ⁵⁸ Vickers : Dyract, Fuji II LC, Vitremer +	[Yap et al., 1997] ⁵⁸ 3 body : Fuji II LC, Vitremer + [Yap et al., 1997] ⁵⁸ 2 body : Dyract, Fuji II LC, Vitremer [Yap et al., 1997] ⁵⁸ 3 body : Dyract -

 + : Le CVI a obtenu un résultat significativement meilleur

 - : Le CVI a obtenu un résultat significativement plus faible

Tableau 16 : Tableau récapitulatif des résultats aux tests mécaniques des différents CVI-HV par article

Articles	Test	Temps de stockage	CVI																
			Fuji IX GP		Fuji IX GP Fast	Fuji IX GP Extra		EQUIA FIL	Ketac Molar		Riva Self Cure		ChemFil Rock	ChemFlex		Hi-Dense	Hi-Fi	Maxxion	Vitro Molar
			P/L	Capsules	Capsules	P/L	Capsules	Capsules	P/L	Capsules	P/L	Capsules	Capsules	P/L	Capsules	P/L	P/L	P/L	P/L
[Xu and Burgess, 2003] ³⁶	Compression (MPa)	24h		168						184									
[Lazaridou et al., 2015] ⁴⁴	Usure, perte verticale (µm)	24h		216,06				196,59		192,65		166,91	243,59						
	Usure, perte volumétrique (mm ³)	24h		1,02				0,78		0,84		0,67	1,23						
[Al-Angari et al., 2014] ⁴⁵	Flexion (MPa.m ^{1/2})	24h					0,8	1,21		0,85			0,99						
	Dureté Knoop	24h					66,86	58,64		62,53			52,39						
	Usure (µm)	24h					5,21	5,72		3,79			4,69						
[Silva et al., 2007] ⁵⁶	Dureté Vickers	1 jour	41						42,1										40,9
		1 sem	43,4						49,8										51,1
[Yap et al., 1997] ⁵⁸	Dureté Vickers	1 sem														93,7			
	Usure 2 corps, (10 ⁻³ mm ³)	1 sem														10,5			

[illegible]

[illegible]

[illegible]

	3 corps, pH 7, charge 9,95 kg																							
[Okada et al., 2001] 63	Duret é Vickers, eau distillée	1 jour						105,1			63,5			39,9										
		7 jours						102			60,8			38,6										
		20 jours						99,8			62,7			41,1										
		40 jours						102,9			62,7			42,7										
	Duret é Vickers, salive artificielle	1 jour						109,4			67,3			44,1										
		7 jours						107			67,9			40,3										
		20 jours						108,2			72,3			48,9										
		40 jours						108			73,5			48,8										
[Peutzfeldt et al., 1997] 64	Duret é Rockwell	48h						62,6				44,4		38,9						14,1	14,4	27,7		
	Usure 3 corps (µm)	48h						15				71		76						82	184	117		
[Xie et al., 2000] 65	Compression (MPa)	1 sem																	211,8	265,3	243,5	306,2		
	Flexion (MPa)	1 sem																	22,9	82,1	74,4	71,1		
	Traction	1 sem																	22,1	47,5	37,9	44,4		

on (MPa)																							
Duret é Knoo p	1 sem							153,6										29,74	66,4	69,6	84,56		
Usure 3 corps (µm)	1 sem							0,31										1,1	0,94	1,1	1,43		

Conclusion

Selon cette étude, et parmi les CVI-HV sélectionnés les plus testés, EQUIA Fil est le produit qui possède les meilleures propriétés mécaniques en prenant en compte les cinq critères étudiés. ChemFil Rock a une très bonne résistance à la compression et la flexion mais sa résistance à l'usure est parmi les plus faibles. Ketac Molar possède de bonnes propriétés dans chacune des propriétés étudiées. Fuji IX GP a des valeurs moyennes pour chaque propriété mécanique.

A l'inverse, Vitro Molar est le CVI-HV qui donne les moins bons résultats dans presque tous les tests.

L'utilisation d'une résine de protection est recommandée pour augmenter les propriétés mécaniques et optiques et le taux de survie des CVI [28, 29, 37, 39, 44].

L'encapsulation des CVI permet d'éliminer les variations lors du mélange, d'augmenter le rapport poudre/liquide, et donc d'améliorer les propriétés mécaniques et la reproductibilité [39, 47]. Des études montrent que l'application de chaleur (lampe à photopolymériser) ou une excitation ultrasonique augmentent significativement les propriétés mécaniques des CVI [51, 71].

Les CVI-HV, bien que présentant des propriétés mécaniques plus faibles que les composites, s'en rapprochent de plus en plus. Certains auteurs n'hésitent d'ailleurs pas à les recommander pour les restaurations occlusales définitives sur dents temporaires [44].

Une méta analyse in-vivo met en évidence un haut taux de survie des CVI-HV pour les cavités 1 face sur dents temporaires et définitives en technique ART [70]. En revanche le taux de survie sur cavité complexe en technique ART est faible.

Les nombreuses avancées ont permis aux CVI de se frayer une place au milieu des autres matériaux de restaurations dentaires. Les CVI-HV ont permis une amélioration des propriétés mécaniques et par conséquent une extension des indications cliniques. Cependant, le futur des CVI passe par une augmentation de la résistance mécanique pour une utilisation à long terme dans des régions de forte pression occlusale, tout en maintenant une adhésion chimique satisfaisante, une moindre sensibilité au stress hydrique et un relargage de fluor important.

Index des figures

Figure 1 : Illustration schématique du test de compression simple [50] 23

Figure 2 : Représentation schématique de la position de l'échantillon dans la machine lors du test de compression sur dents extraites [38] 24

Figure 3 : Illustration schématique du test de flexion 3 points [50] 25

Figure 4 : Illustration schématique du test de traction diamétrale [50] 26

Index des tableaux

<u>Tableau 1</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP	29
<u>Tableau 2</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP Fast	33
<u>Tableau 3</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Fuji IX GP Extra	36
<u>Tableau 4</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques d'EQUIA Fil	38
<u>Tableau 5</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Ketac Molar	41
<u>Tableau 6</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Riva Self Cure	45
<u>Tableau 7</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de ChemFil Rock	48
<u>Tableau 8</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de ChemFlex	51
<u>Tableau 9</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Hi-Dense	53
<u>Tableau 10</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Hi-Fi	54
<u>Tableau 11</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Maxxion	56
<u>Tableau 12</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de Vitro Molar	58

<u>Tableau 13</u> : Tableau récapitulatif des résultats aux tests mécaniques des différents CVI-HV par article	60
---	----

<u>Tableau 14</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de différents CVI-HV par rapport à des composites	72
---	----

<u>Tableau 15</u> : Tableau comparatif des propriétés mécaniques de différents CVI-HV par rapport aux CVI-MAR, cermets, compomères	75
---	----

<u>Tableau 16</u> : Tableau récapitulatif des résultats aux tests mécaniques des différents CVI-HV par article	78
---	----

<u>Tableau 17</u> : Tableau récapitulatif des résultats aux tests mécaniques des composites, compomères, cermets, CVI-MAR par article	81
--	----

Références bibliographiques

- [1] AD Wilson BEK. The Glass-Ionomer Cement: A new Translucent Dental Filling Material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*. 1971;21(11):313–313.
- [2] 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):655–71.
- [3] Mount GJ. Longevity in glass-ionomer restorations: review of a successful technique. *Quintessence Int*. 1997 Oct;28(10):643–50.
- [4] Wilder AD, Swift EJ, May KN, Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*. 2000 Jul;28(5):367–73.
- [5] Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent*. 2002 Sep–Oct;24(5):430–8.
- [6] 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 [Internet]*. 2009 Oct [cited 2016 Jan 9];17(5):364–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4327657/>
- [7] Attal J. Les ciments verres ionomères (CVI). Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009–2010 Université Médicale Virtuelle Francophone.
- [8] Rizzante FAP, Cunali RS, Bombonatti JFS, Correr GM, Gonzaga CC, Furuse AY. Indications and restorative techniques for glass ionomer cement. *RSBO (Online)*. 2015 Jan–Mar;12(1):79–87.
- [9] Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater*. 1994 Mar;10(2):78–82.
- [10] Crisp S, Ferner AJ, Lewis BG, Wilson AD. Properties of improved glass-ionomer cement formulations. *J Dent*. 1975 May;3(3):125–30.
- [11] Blique M. Restaurations partielles directes : les ciments verre ionomère. *Réalités Cliniques*. 2013;24(4):279–89.

[12] de Gee AJ, van Duinen RN, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res*. 1996 Aug;75(8):1613–9.

[13] Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 3. Effect of polyacid concentration on the physical properties. *J Dent*. 1977 Mar;5(1):51–6.

[14] Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. *J Dent*. 1979 Dec;7(4):304–12.

[15] Wilson AD, Crisp S, Ferner AJ. Reactions in glass-ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res*. 1976 May–Jun;55(3):489–95.

[16] Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 2. Effect of the powder: liquid ratio on the physical properties. *J Dent*. 1976 Nov;4(6):287–90.

[17] Simmons JJ. The miracle mixture. Glass ionomer and alloy powder. *Tex Dent J*. 1983 Oct;100(10):6–12.

[18] McLean JW, Gasser O. Glass-cermet cements. *Quintessence Int*. 1985 May;16(5):333–43.

[19] Antonucci J, McKinney J, Stansbury J. Resin-modified glass-ionomer dental cements field of the invention. 1988. p. 30.

[20] Franco EB, Benetti AR, Ishikiriama SK, Santiago SL, Lauris JRP, Jorge MFF, et al. 5-year clinical performance of resin composite versus resin modified glass ionomer restorative system in non-carious cervical lesions. *Oper Dent*. 2006 Jul–Aug;31(4):403–8.

[21] Tantbirojn D, Rusin RP, Bui HT, Mitra SB. Inhibition of dentin demineralization adjacent to a glass-ionomer/composite sandwich restoration. *Quintessence Int*. 2009 Apr;40(4):287–94.

[22] 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 Nov–Dec;39(6):578–87.

[23] Holmgren CJ, Roux D, Doméjean S. Minimal intervention dentistry: part 5. Atraumatic restorative treatment (ART)--a minimum intervention and minimally invasive approach for the management of dental caries. *Br Dent J*. 2013 Jan;214(1):11–8.

[24] Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science* [Internet]. 2006 [cited 2016 Jan 11];14(spe):3–9. Available from:http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1678-77572006000700002&lng=

[25] Powis DR, Follerås T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res*. 1982 Dec;61(12):1416–22.

[26] Mount G. Mise en place réussie des verres ionomères. *Réalités Cliniques*. 2000;11(4):407–17.

[27] Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater*. 2001 Sep;17(5):456–70.

[28] Bonifácio CC, Werner A, Kleverlaan CJ. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontol Scand*. 2012 Dec;70(6):471–7.

[29] Lohbauer U, Krämer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Müller FA, et al. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent*. 2011 Apr;24(2):124–8.

[30] Caviedes-Bucheli J, Ariza-Garcia G, Camelo P, Mejia M, Ojeda K, Azuero-Holguin M-M, et al. The effect of glass ionomer and adhesive cements on substance P expression in human dental pulp. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Nov;18(6):e896–901.

[31] Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 Suppl 1:23–30.

[32] Santamaria MP, Suaid FF, Carvalho MD, Nociti FH, Casati MZ, Sallum AW, et al. Healing patterns after subgingival placement of a resin-modified glass-ionomer restoration: a histometric study in dogs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013 Sep–Oct;33(5):679–87.

[33] Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res*. 1984 Feb;63(2):158–60.

[34] Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*. 1998 Mar;19(6):503–8.

[35] Mickenautsch S, Yengopal V. Failure rate of high-viscosity GIC based ART compared with that of conventional amalgam restorations--evidence from an update of a systematic review. *SADJ*. 2012 Aug;67(7):329–31.

[36] Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*. 2003 Jun;24(14):2451–61.

[37] Lohbauer U. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends. *Materials* [Internet]. 2009 Dec 28 [cited 2016 Jan 11];3(1):76–96. Available from: <http://www.mdpi.com/1996-1944/3/1/76>

[38] Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. *Dent Mater*. 2009 Apr;25(4):551–6.

[39] Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci*. 2013;21(3):243–9.

[40] Peez R, Frank S. The physical-mechanical performance of the new Ketac Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent*. 2006 Sep;34(8):582–7.

[41] Bonifácio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RCR, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J*. 2009 Sep;54(3):233–7.

[42] Bresciani E, Barata T de JE, Fagundes TC, Adachi A, Terrin MM, Navarro MF de L. Compressive and diametral tensile strength of glass ionomer cements. *J Appl Oral Sci*. 2004 Dec;12(4):344–8.

[43] Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C. Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *Int J Paediatr Dent*. 2003 Nov;13(6):434–40.

[44] Lazaridou D, Belli R, Krämer N, Petschelt A, Lohbauer U. Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2015 Apr;16(2):165–72.

[45] Al-Angari SS, Hara AT, Chu T-M, Platt J, Eckert G, Cook NB. Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *J Oral Sci*. 2014 Mar;56(1):11–6.

[46] Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 1. Long term hardness and compressive strength. *J Dent*. 1976 Jul;4(4):162–6.

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

[48] Fleming GJP, Dowling AH, Addison O. The crushing truth about glass ionomer restoratives: exposing the standard of the standard. *J Dent*. 2012 Mar;40(3):181–8.

[49] 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.

[50] Jacquot B. Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires. 2009–2010 Université Médicale Virtuelle Francophone.

[51] Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater*. 2004 Jan;20(1):45–50.

[52] Shintome LK, Nagayassu MP, Di Nicoló R, Myaki SI. Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time. *Braz Oral Res*. 2009 Oct–Dec;23(4):439–45.

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

[54] Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clin Oral Investig*. 2013

Mar;17(2):619–26.

[55] Menne-Happ U, Ilie N. Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):643–50.

[56] Silva RC, Zuanon ACC, Esberard RR, Candido MSM, Machado JS. In vitro microhardness of glass ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med*. 2007 Jan;18(1):139–42.

[57] Khouw-Liu VH, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly(vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements. Part 1: Flexural strength and fluoride release. *J Dent*. 1999 Jul;27(5):351–7.

[58] Yap AU, Teoh SH, Hastings GW, Lu CS. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *J Oral Rehabil*. 1997 Aug;24(8):574–80.

[59] Shabanian M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *J Prosthet Dent*. 2002 Jun;87(6):650–6.

[60] Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer H-C, Büchler A. Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites. *J Prosthodont*. 2002 Jun;11(2):86–91.

[61] Yap AU, Teo JC, Teoh SH. Comparative wear resistance of reinforced glass ionomer restorative materials. *Oper Dent*. 2001 Jul–Aug;26(4):343–8.

[62] Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D. Selected mechanical properties of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent*. 2001 Jan–Feb;26(1):21–6.

[63] Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*. 2001 Jan;17(1):34–9.

[64] Peutzfeldt A, García-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent*. 1997 Feb;10(1):15–7.

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

[66] de Amorim RG, Leal SC, Frencken JE. Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: a meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2012 Apr;16(2):429–41

[67] Colon P, Bolla M, Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009–2010 Université Médicale Virtuelle Francophone.

[68] de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent. 1994;22 Suppl 1:S21–7.

[69] Dowling AH, Fleming GJP. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? J Dent. 2009 Feb;37(2):133–40.

[70] van 't Hof MA, Frencken JE, van Palenstein Helderman WH, Holmgren CJ. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for managing dental caries: a meta-analysis. Int Dent J. 2006 Dec;56(6):345–51.

[71] O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FJT, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. J Dent. 2010 Jun;38(6):490–5.

[72] McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties*. Australian Dental Journal [Internet]. 1977 Feb 1 [cited 2016 Jan 28];22(1):31–6.

[73] 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 Apr–Jun;9(2):176–82.

GENER (Romain). – Propriétés mécaniques in vitro des ciments verres ionomères haute viscosité : analyse de la littérature. – 4 f ; ill. ; 17 tabl. ; 73ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2016)

RESUME

Les ciments verres ionomères (CVI) ont été élaborés au début des années 1970 grâce à Wilson et Kent qui mélangèrent une poudre de verres de silicate alumino-fluoré avec de l'acide polyacrylique. Les CVI ont l'avantage de présenter une adhésion chimique avec les tissus dentaires. Ils sont également hydrophiles et relativement esthétiques. Cependant, leurs faibles propriétés mécaniques contre-indiquent leur utilisation sur des zones soumises à des forces importantes. Les CVI haute-viscosité (CVI-HV), apparus dans les années 1990, sont la dernière innovation en matière de CVI. Ils permettent une amélioration des propriétés mécaniques et par la même une extension des indications. L'utilisation des CVI-HV comme ciment de restauration définitif est envisagée, surtout en pédodontie et dentisterie humanitaire.

Nous avons comparé les propriétés mécaniques de différents CVI-HV issus des tests de compression, de flexion, de traction, de dureté et d'usure dans la littérature. EQUIA Fil est le CVI-HV qui semble présenter les meilleurs résultats aux tests mécaniques. ChemFil Rock a également de très bons résultats aux tests mécaniques sauf sa résistance à l'usure qui est parmi les plus faibles. Ketac Molar a de bons résultats dans tous les tests. Fuji IX a des propriétés satisfaisantes. A l'inverse, Vitro- Molar est en deçà de ses concurrents dans presque tous les tests.

Les CVI-HV représentent l'avenir des CVI. L'amélioration des propriétés mécaniques a permis d'envisager le traitement définitif sur dents temporaires. Mais ils restent cependant derrière les composites, et les innovations futures devront permettre de s'en approcher toujours plus.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Pédodontie/Biomatériaux

MOTS CLES MESH

Ciments dentaires / Dental cements

Ciment ionomère au verre / Glass ionomer cements

Traitement restaurateur atraumatique dentaire / Dental atraumatic restorative treatment

Pédodontie / Pediatric dentistry

JURY

Président : Professeur Soueidan A.

Directeur : Docteur Prud'Homme T.

Directeur : Docteur Jordana F.

Assesseur : Docteur Dajean-Trutaud S.

ADRESSE DE L'AUTEUR

6 Chez Garnier 17500 Fontaines d'Ozillac

rgener88@gmail.com