

UNIVERSITÉ DU DROIT ET DE LA SANTÉ DE LILLE 2

FACULTÉS DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2016

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 1^{er} Juillet 2016

Par Guillaume MALYSA

Né le 26 Octobre 1990 à Roubaix – France

**Restaurations composites
sur dents postérieures vitales :
Limites et techniques alternatives.**

JURY

Président : Monsieur le Pr Étienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Dr Thibault BÉCAVIN

Monsieur le Dr Marc LINEZ

Madame le Dr Aurélie MARÉCHAL

Président de l'Université : X. VANDENDRIESSCHE
Directeur Général des Services : P-M. ROBERT
Doyen : Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens : Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Chef des Services Administratifs : S. NEDELEC
Responsable de la scolarité : L. LECOCQ

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS :

P. BEHIN	Prothèses
H. BOUTIGNY	Parodontologie
T. COLARD	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Responsable de la sous-section de parodontologie
E. DEVEAUX	Odontologie Conservatrice-Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Sciences Biologiques
M. M. ROUSSET	Odontologie pédiatrique

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

T. BECAVIN	Responsable de la Sous-Section d'Odontologie Conservatrice - Endodontie
F. BOSCHIN	Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable de la Sous- Section d'Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable de la Sous-Section de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale
A. CLAISSE	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. DANGLETERRE	Sciences Biologiques
A. DE BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable de la Sous-Section d'Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable de la Sous-Section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. OLEJNIK	Sciences Biologiques
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
M. SAVIGNAT	Responsable de la Sous-Section des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable de la sous-section de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements :

Aux membres du Jury...

Monsieur le Professeur Étienne DEVEAUX

- **Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**
Sous-Section Odontologie Conservatrice – Endodontie

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur en Sciences Odontologiques
- Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2
- Habilité à Diriger des Recherches
- Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille

- Membre associé national de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
- Personne Compétente en Radioprotection
- Ancien Président de la Société Française d'Endodontie

*Je tiens à vous remercier pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de présider
cette thèse.*

*Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon immense gratitude et de mon
profond respect envers votre enseignement ainsi que votre implication passionnée pour
la faculté.*

Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN

- **Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD**
Sous-Section Odontologie Conservatrice – Endodontie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Master I en Informatique Médicale à Lille 2
- Master II Biologie et Santé à Lille 2
- Docteur en odontologie de l'université de Lille 2
- Responsable de la sous-section d'Odontologie Conservatrice et Endodontie

*Je vous remercie vivement de l'honneur que vous me faites en siégeant dans ce jury.
Veuillez trouver par ces quelques mots l'expression de ma profonde reconnaissante
pour votre pédagogie et vos conseils avisés tout au long de ma formation.*

Merci pour tout le savoir que vous m'avez apporté dans la bonne humeur.

Monsieur le Docteur Marc LINEZ

- **Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD**
Sous-Section Odontologie Conservatrice – Endodontie

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Maîtrise de Science de la Vie et de la Santé.
- Responsable de l'Unité Fonctionnelle de l'Odontologie Conservatrice et Endodontie.

Je suis très honoré de vous compter parmi les membres de jury et je vous en remercie.

J'espère que vous trouverez dans ce travail l'expression de ma haute estime pour votre enseignement, votre bienveillance et toutes les qualités que vous avez su m'inculper.

Madame le Docteur Aurélie MARÉCHAL.

- **Assistante Hospitalo-Universitaire des CSERD**
Sous-Section Odontologie Conservatrice – Endodontie
- Master I en santé et environnement.
- Docteur en Chirurgie Dentaire

Lilly.

Je tiens tout particulièrement à te dédier cette thèse. Elle représente l'aboutissement de mes sept années d'études, et ta présence à la fin en tant que directrice signifie beaucoup pour moi.

C'est grâce à toi que je suis arrivé à ce moment précis. Dès ma première année sur les bancs de l'Université, tu as été là pour me guider et veiller sur moi. Tout au long de mon cursus, j'ai pu compter sur toi, sur tes conseils et ton soutien.

J'espère que tu trouveras dans cette thèse la représentation de tes qualités humaines et ton dévouement, en tant que personne, en tant qu'enseignante, en tant qu'ami.

Table des matières

Introduction	12
1 Les composites	13
1.1 Généralités.....	13
1.1.1 Historique	13
1.1.2 Composition	14
1.1.2.1 La matrice	15
1.1.2.2 Les charges	16
1.1.2.3 L'agent de couplage.....	16
1.1.2.4 Les adjuvants.....	17
1.1.3 Classification des composites	18
1.1.4 Les différentes marques de composites	21
1.1.5 Indications/contre-indications	22
1.1.5.1 Indications.....	22
1.1.5.2 Contre-indications.....	23
1.2 Propriétés	23
1.2.1 Les propriétés physiques.....	24
1.2.1.1 Contraction de polymérisation	24
1.2.1.2 L'adhésion.....	25
1.2.1.3 Le degré de conversion	26
1.2.1.4 Absorption d'eau.....	27
1.2.1.5 Coefficient d'expansion thermique.....	28
1.2.1.6 Conductibilité thermique	28
1.2.1.7 Opacité	28
1.2.2 Propriétés mécaniques.....	29
1.2.2.1 Résistance à la compression	29
1.2.2.2 Résistance à la traction	29
1.2.2.3 Module d'élasticité	29
1.2.2.4 Dureté.....	29
1.2.2.5 Résistance à l'usure	30
1.2.3 Propriétés optiques et esthétiques	30
1.2.4 Résumé	31
1.3 Protocole idéal de mise en place :	32
2 Les limites	34
2.1 Les contraintes.....	35
2.1.1 Contraintes dues aux dents postérieures	35
2.1.1.1 Curetage carieux	35
2.1.1.2 L'assèchement.....	37
2.1.1.2.1 L'humidité relative.....	37
2.1.1.2.2 L'impact de la salive	37
2.1.1.2.3 La digue	37
2.1.1.3 La fonction occlusale	38
2.1.2 Contraintes dues à la cavité	39
2.1.2.1 Le type de cavité.....	39
2.1.2.2 Le point de contact	40
2.1.3 Contraintes dues au matériau	41
2.1.3.1 Le joint périphérique	41
2.1.3.2 Réactions locales.....	41

2.1.3.3	Toxicité systémique.....	42
2.1.4	Contraintes dues à l'organe pulpaire	42
2.1.4.1	Influence du matériau	42
2.1.4.2	Influence du soin.....	42
2.1.5	Contrainte due au patient	44
2.1.6	Contraintes dues au praticien.....	44
2.2	Suites postopératoires	45
2.2.1	La carie secondaire	46
2.2.2	Les complications endodontiques	47
2.2.3	Fracture	48
2.2.3.1	Concernant les fractures du matériau.....	48
2.2.3.2	Concernant les fractures des tissus dentaires	48
3	Techniques alternatives.....	50
3.1	Le CVI modifiés par addition de résine	50
3.1.1	Composition du CVIMAR.....	50
3.1.1.1	La poudre.....	51
3.1.1.2	Le liquide	51
3.1.1.3	Produit final.....	51
3.1.1.4	Les CVI à haute viscosité ou condensable	52
3.1.2	Propriétés	52
3.1.2.1	Propriétés physiques	52
3.1.2.1.1	Coefficient d'expansion thermique	52
3.1.2.1.2	Variation dimensionnelle.....	53
3.1.2.1.3	Adhésion	53
3.1.2.1.4	Structure poreuse et absorption d'eau	54
3.1.2.1.5	Étanchéité et adaptation marginale	55
3.1.2.2	Propriétés mécaniques	55
3.1.2.3	Propriétés esthétiques	56
3.1.2.4	Propriétés biologiques	56
3.1.2.4.1	Bioactivité.....	56
3.1.2.4.2	Toxicité du CVI	58
3.1.3	Longévité	58
3.2	La technique hybride.....	59
3.2.1	Généralités	59
3.2.2	Matériaux.....	60
3.2.3	Protocole pour l'utilisation d'un CVI et d'un composite	60
3.2.4	Intérêts de la technique	61
3.2.4.1	Le taux d'échec annuel de la technique.....	61
3.2.4.2	Patients à haut risque carieux individuel.....	63
3.2.4.3	Sensibilités postopératoires	63
3.2.4.4	L'adaptation	63
3.3	Inlay/onlay/overlay	64
3.3.1	Généralités	64
3.3.1.1	Définition.....	64
3.3.1.2	Matériaux.....	65
3.3.1.2.1	Métallique.....	65
3.3.1.2.2	Composite	65
3.3.1.2.3	Céramique.....	65
3.3.1.3	Intérêts.....	66
3.3.1.4	Indications/contre-indications.....	67
3.3.1.4.1	Indications	67

3.3.1.4.2	Contre-indications	67
3.3.2	Propriétés	68
3.3.2.1	Propriétés mécaniques	68
3.3.2.2	Propriétés physico-chimiques	68
3.3.2.3	Propriétés esthétiques	68
3.3.2.4	Propriétés biologiques	69
3.3.3	Avantages / inconvénients.....	69
3.3.4	Protocole de mise en place	69
3.3.4.1	Examen pré-opératoire	69
3.3.4.2	Prise de teinte et hybridation	70
3.3.4.3	Mise en forme	71
3.3.4.4	Transitoire.....	73
3.3.4.5	L’empreinte	73
3.3.4.6	La livraison : Le collage	74
3.3.5	Scellement ou collage	76
3.3.6	Échec et longévités des inlays-onlays	76
4	Comparaison des différents matériaux.....	79
4.1	La longévité des restaurations	79
4.2	Concernant les propriétés des matériaux	80
4.2.1	Concernant le risque de fracture	81
4.2.2	Concernant le risque de caries secondaires.....	81
4.3	Esthétique	82
4.4	Rapport coût/temps.....	82
4.5	Indications.....	82
	Conclusion.....	84
	Bibliographies.....	85
	Table des illustrations	97
	Table des tableaux.....	98

Introduction

La pratique de la chirurgie dentaire est une discipline comportant de nombreux domaines vastes et variés, à l'évolution constante. Classiquement, il est admis que la pratique du chirurgien dentiste se divise en quatre catégories : la parodontologie, l'odontologie conservatrice et l'endodontie, la réhabilitation prothétique et la chirurgie. Toutes ces disciplines sont intrinsèquement liées afin de conserver au plus longtemps l'organe dentaire.

La carie reste l'une des plus grandes maladies puisque, selon le rapport de l'OMS de 2003, presque 100% des adultes et 60 à 90% des enfants sont touchés par une carie (89). L'odontologie conservatrice se place donc au cœur de la pratique dentaire, elle est estimée à 30 à 40% de l'activité du chirurgien dentiste (4)(11).

La dentisterie moderne, apparue avec les amalgames dentaires (1895) et les principes de Black, n'a cessé d'évoluer et de voir se perfectionner les matériaux et modifier les concepts afin de pérenniser les restaurations et retarder la dégradation de l'organe dentaire.

Le 21^e siècle connaît l'avènement de la dentisterie adhésive avec la découverte des résines composites au 20^e siècle. Très intéressantes pour ses propriétés mécaniques, esthétiques, et biologiques, les résines composites sont devenues le matériau de choix pour restaurer les dents.

Néanmoins, la résine composite nécessite un protocole très rigoureux et ses performances sont directement dépendantes des situations cliniques difficiles et/ou des patients à l'hygiène bucco-dentaire insuffisante. Il est estimé que 60% du travail du chirurgien dentiste consiste à remplacer des restaurations défectueuses. (56)

De plus, les molaires et les prémolaires sont le groupe de dents les plus touchées par la carie. Selon un rapport de l'URCAM (72), 73% des restaurations de l'étude sont portés par les dents postérieures. Cette même étude a prouvé qu'il y avait plus de restaurations défectueuses sur les dents postérieures que sur les dents antérieures.

Cette thèse vise à répondre à la question suivante : le composite est-il toujours un choix judicieux pour restaurer les cavités postérieures ?

Dans un premier temps, les composites et leurs généralités seront décrits, puis les facteurs influençant la longévité des restaurations. Cela permettra de comprendre au mieux les causes d'échec. Dans un deuxième temps, les deux grandes techniques alternatives seront décrites afin de les comparer avec la résine composite. Cela permettra au lecteur d'avoir en main les différentes caractéristiques des matériaux utilisables et des situations cliniques quotidiennes.

1 Les composites :

1.1 Généralités :

1.1.1 Historique : (24)(49)(95)(111)

Dès l'antiquité, le concept de conservation des dents apparaît notamment en Égypte où des traces de « Médecin dent » sont retrouvées dans les écritures. L'autopsie des momies a montré des reconstitutions dentaires à base de terre de Nubie, d'éclat de pierre, d'or ou de silicate de cuivre. En Chine, l'utilisation d'excréments de chauve-souris était utilisée. Les Romains, quant à eux, utilisaient un mélange à base d'excrément de rat ou de foie sec de lézard qu'ils recouvraient de cire.

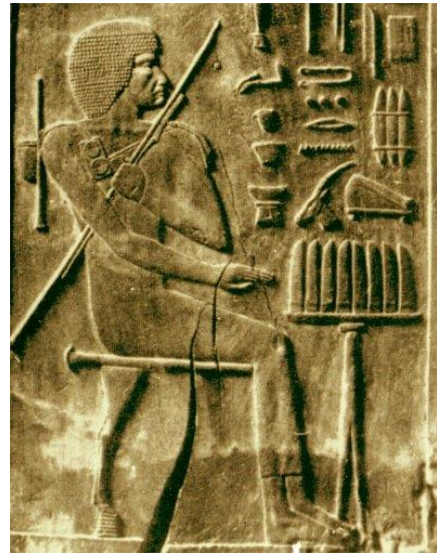


Figure 1 : La représentation d'un « médecin-dent » dans l'Égypte antique (121)

Au **Moyen-Age**, Rhazes, un médecin iranien, utilise un mastic à base de résine delentisque et d'alun afin de combler les dents. Platéarius, un médecin italien, préconise la brûlure pour tuer les vers (théorie antique de l'origine de la carie) et remplit ensuite la cavité de thériaque.

Au **XV^e siècle**, la conservation des dents se fait par l'utilisation d'une mixture composée de miel, résine, cire ou mastique, que l'on peut recouvrir de feuilles d'or. Néanmoins, du fait de l'alimentation pauvre en sucre rapide, la prévalence des caries était bien moins importante. Très peu de caries sont retrouvées lors de l'examen des corps de cette époque.

La dentisterie moderne commence au **XVIII^e siècle** avec Fauchard. Précurseur de la dentisterie, il écrit un ouvrage sur l'anatomie dentaire, leur nature et leur croissance. Il remet en doute l'origine des vers pour la carie et soumet l'hypothèse du sucre comme

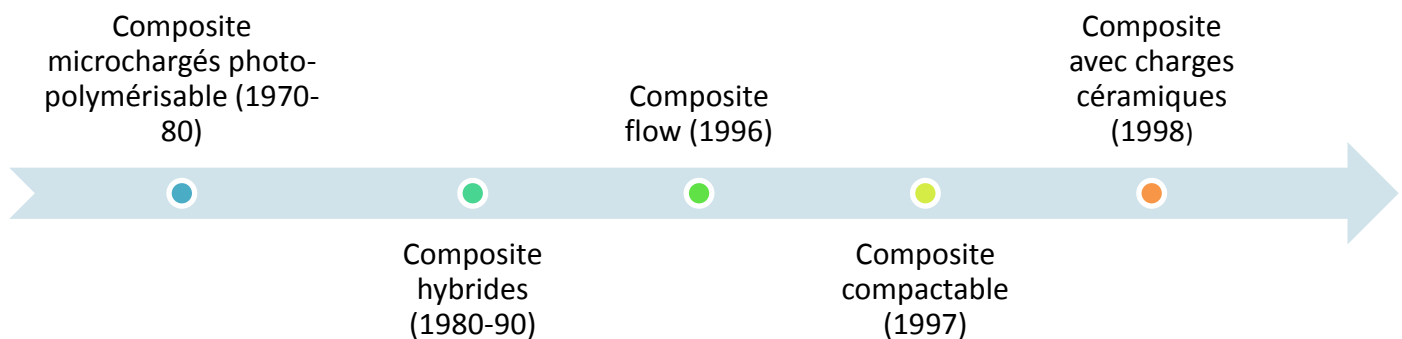
cause. Il met au point un protocole de nettoyage de la carie et son comblement à l'aide d'huile de girofle et d'un plombage à base d'étain, d'or et de plomb.

C'est en **1805** que les alliages d'amalgame tel qu'ils sont connus aujourd'hui commencent à être utilisés. En 1896, Black établit des principes afin d'améliorer les performances de ce matériau. Ces principes ont des conséquences invasives au niveau de la dent, notamment d'un point de vue de l'économie tissulaire.

En **1937**, Castan découvre les résines époxydes. Dès **les années 1940**, les dentistes commencent à utiliser des matériaux à base de silicate pour leurs propriétés à libérer des ions fluorures. Néanmoins, ces matériaux ne sont ni esthétiques ni durables.

En **1955**, la dentisterie adhésive fait alors son apparition grâce à la découverte des polymères chargés. En **1956**, Raphaël Bowen découvre la molécule de Bis-GMA et dépose le brevet **en 1962**.

Dès **1968**, les composites macrochargés chétopolymérisables sont utilisés en clinique et les recherches perfectionnent ce matériau en lequel les chirurgiens dentistes fondent beaucoup d'espoir. L'évolution est ensuite très rapide :



La fin des **années 2000** est marquée par l'évolution des composites nanochargés. À présent, l'odontologie conservatrice tend vers des notions de dentisterie minimale invasive.

1.1.2 Composition : (90)(93)(114)

Un matériau composite est une combinaison tridimensionnelle d'au moins 2 matériaux de nature chimique différente et insoluble entre eux (90), aboutissant à un produit qui atteint une qualité supérieure à celle de chacun des matériaux pris isolément.

Les composites en dentisterie adhésive sont constitués de deux phases :

La première, la phase dispersante, est appelée **la matrice**. Elle est constituée de résine organique polymérisable. La deuxième est la phase dispersée, encore appelée **les charges**. Ce sont des particules minérales. Il existe un agent qui permet la jonction entre la phase dispersante et la phase dispersée, **l'agent de couplage**.

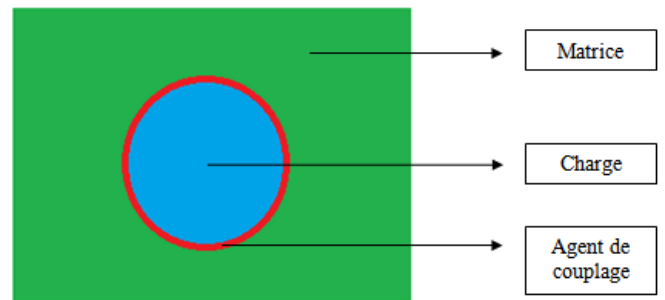


Figure 2 : Structure du composite obtenu.

Le composite obtenu grâce à la polymérisation est un **polymère rigide formant un réseau tridimensionnel entourant des charges dispersées et fixées**.

1.1.2.1 La matrice :

La matrice représente **25 à 50 % du volume** du composite.

Elle est composée de monomères fluides, notamment des diméthacrylates. La plus connue est la **matrice de Bowen**, encore **appelée Bis-GMA**. C'est du bisphénol A associé à 2 méthacrylates de glycidyl à hauteur de 90-95% de la matrice.

Les monomères sont prépolymérisés afin d'obtenir des oligomères. L'avantage est d'augmenter le poids moléculaire ce qui engendre l'amélioration des propriétés mécaniques et la diminution du retrait de polymérisation. Cela aura l'inconvénient d'augmenter la viscosité.

La formule obtenue est :

2,2 bis [4-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropoxy)phényl]propane.

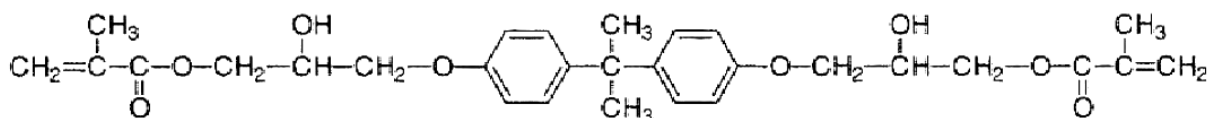


Figure 3 : Formule du monomère Bis-GMA (90)

L'évolution actuelle tend à présent vers des matrices organominérales où des oligomères et des polymères sont couplés à des oxydes inorganiques tels que des

alcoxydes. Ils sont synthétisés par procédé gel/sol et non plus par fusion, ce qui est plus doux : les liaisons sont plus fortes et la rétraction moins importante.

1.1.2.2 Les charges :

Il y a une très grande diversité de particules fonction de leur taille, leur composition et leur pourcentage. Les charges **varient de 0,02 µm à 50 µm** et peuvent correspondre de 35 à 90% en poids du composite ou de **20 à 77% du volume** du composite.

Traditionnellement, ce sont des **charges minérales** comme la silice essentiellement (SiO₂), du quartz (très stable), et du verre mais aussi des **métaux lourds** radio-opaques (Baryum, Zinc, zirconium, yttrium...), du dioxyde de titane, ou de l'oxyde d'aluminium.

Avec l'évolution des composites, des charges inorganiques ont été incorporées (verre de céramique) pour améliorer la densité et la dureté. Ce sont des nanocharges de 100 nm.

1.1.2.3 L'agent de couplage :

L'agent de couplage est un silane. C'est du **méthacryloxypropyltriméthoxysilane**. Il assure la cohésion entre la phase organique et la phase minérale car les charges classiques ne sont pas compatibles avec la résine matricielle. Elle possède à une de ses extrémités un atome de silane et 3 groupes OH qui interagissent avec les fonctions OH des charges. Le groupement méthacrylate de l'autre extrémité interagit avec la résine matricielle durant la polymérisation.

Cela permet d'incorporer plus de charges à la matrice, d'augmenter l'adhésion entre les deux phases et de rendre les charges hydrophobes.

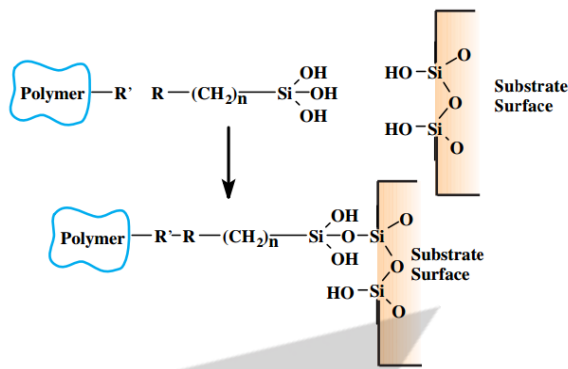


Figure 4 : Schéma de la liaison du silane

(3)

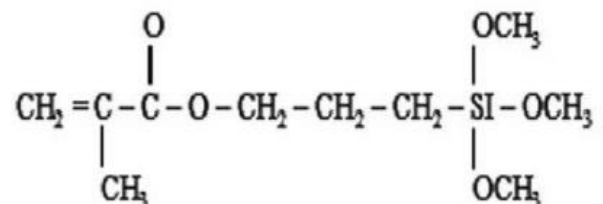


Figure 5 : Formule de l'agent de couplage

(93)

L'évolution tend vers des charges dites organiques où les silanes sont greffés directement sur les charges. Cela permet d'améliorer les propriétés du composite : diminution de la rétraction de polymérisation et de l'expansion thermique, augmentation des propriétés esthétiques et de la dureté. Aussi, la recherche évolue vers des charges de silices sur lesquels ont été greffés des groupements méthacrylates (114).

1.1.2.4 Les adjuvants :

❖ Des activateurs et des amorceurs :

Les activateurs permettent la polymérisation. Ils dégradent les amorceurs en radicaux libres afin que les monomères s'y attachent et forment des polymères. Dans les composites photopolymérisables, les amorceurs sont principalement des amines tertiaires aromatiques (DMAEMA : Dimethyl- aminoethylmethacrylate) et de la camphoroquinone (photosensibilisateur). Les activateurs sont donc les photons d'une certaine longueur d'onde (466,5 nm).

Dans les composites pâte/pâte, les amorceurs sont du peroxyde de benzoyle et activateurs sont des amines principalement.

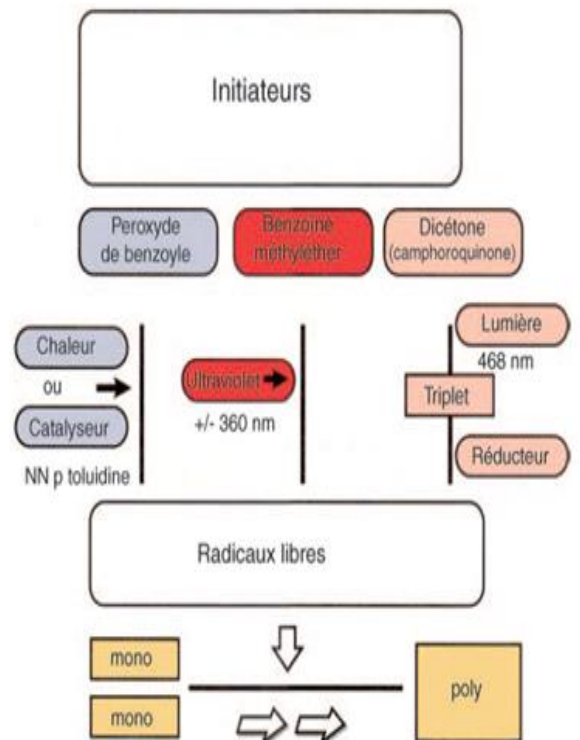


Figure 6 : Mode de polymérisation des composites (114)

❖ Des inhibiteurs :

Les monomères peuvent polymériser spontanément car les amorceurs se décomposent avec la chaleur et la lumière. Par conséquent, des inhibiteurs de prise sont ajoutés **pour stabiliser le composite**. Ce sont des **dérivés du phénol ou de l'oxygène**. Ils permettent aussi d'augmenter la résistance à la décoloration et la durée de vie du matériau avant la prise.

❖ **Des contrôleurs de viscosité, encore appelés diluant :**

La résine matricielle est un liquide très visqueux (poids moléculaire élevé), et associée à des charges, devient trop épaisse pour être utilisée cliniquement. Des contrôleurs de viscosité sont alors ajoutés afin de contrecarrer ce problème. Le plus connu est le monomère **TEGDMA** (tri-éthylène glycol diméthacrylate) mais il existe des MMA, des EGDMA, ou des DEGMA.

Néanmoins, les diluants ont des conséquences néfastes. Ils diminuent la résistance à l'abrasion et augmentent la rétraction de polymérisation.

❖ **Des pigments :**

Ce sont principalement des **dérivés ferriques, des oxydes de titanes et des oxydes d'aluminium**. Ils donnent la couleur au composite.

❖ **Résumé :**

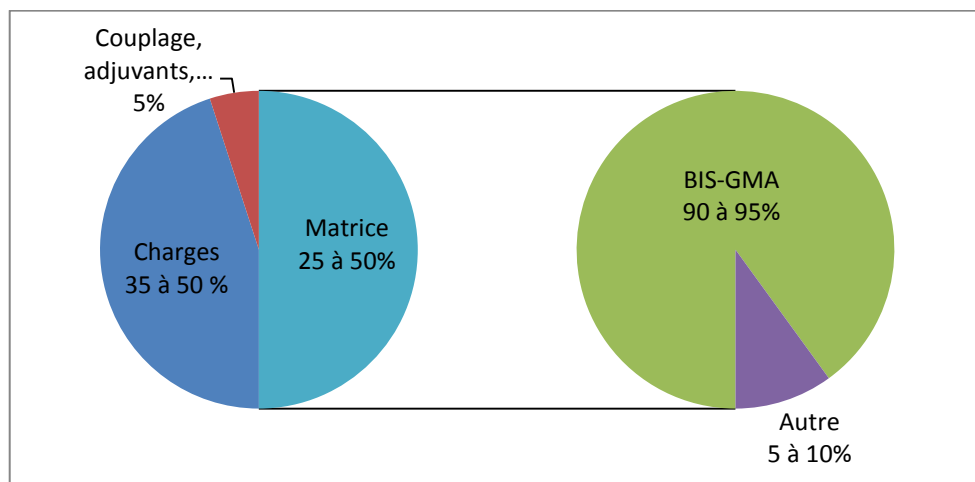


Figure 7 : Composition du composite en volume

1.1.3 Classification des composites : (50)

La plus utilisée est celle de 1983 : Lutz et Philips. Elle classe les composites en 4 catégories fonction de leur type de charge et la taille des particules. Elle permet de comprendre l'évolution historique des composites.

❖ **Composite traditionnel/conventionnel (1968) :**

Ils se présentent sous la forme d'un mélange poudre/liquide ou pâte/pâte. Ils sont constitués des **macro-particules d'un seul type** telles que le quartz, le verre et la céramique. Ils possèdent plusieurs inconvénients : ils sont très peu esthétiques, résistent peu à l'usure et restent très abrasifs.

❖ **Composite micro chargé (1970-80):**

Ils ont été créés pour améliorer l'esthétique des composites traditionnels, en utilisant des **microparticules hétérogènes** agglomérées. Cela a eu l'avantage de doubler la quantité de charges, mais l'inconvénient de diminuer les propriétés mécaniques. Ils sont donc principalement utilisés en antérieur ou en cervicale.

❖ **Composite hybride (Micro + macro charges) (1980-90) :**

Les composites hybrides sont alors apparus pour tenter de conserver l'avantage esthétique des microchargés en combinant l'avantage mécanique des macrochargés. Ils sont composés de **microparticules de silices colloïdales et de macro-particules de quartz, de verre et de céramique**. Les propriétés esthétiques restent encore faibles (polissage difficile, résistance à l'usure et à l'abrasion faible).

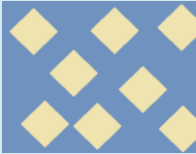
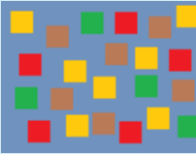
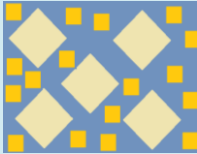
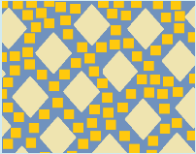
❖ **Composite microhybride :**

Afin d'augmenter les propriétés esthétiques des composites hybrides, leur composition en charge et leur granulométrie a été revue de façon très précise. L'objectif était de combler l'espace des **macroparticules plus petites** (particules de verre inférieures à 1 µm) **par les microparticules** de silice.

D'un point de vue esthétique, ce sont les meilleurs. En postérieur, ce sont ces composites qui donnent les meilleurs résultats.

❖ **Résumé :**

Tableau 1 : Classification des composites

		Composite traditionnel	Composite microchargé	Composite hybride	Composite microhybride.
Type de charge		Vitreuse anguleuse	Silice colloïdale	Silice, quartz, verre, céramique, métaux lourds	Verre, métaux lourds, silice.
Granulométrie	Microparticules		0.04 µm à 0.4	0.04 µm	0.04 µm
	Macro particules	30 à 40 µm		2 à 8 µm	0.5 à 1 µm
Pourcentage du poids des charges		60 à 80%	45 à 79%	70 à 80%	70 à 80%
Les +			Esthétique	Propriétés mécaniques	Esthétique Utilisable en postérieur
Les -		Esthétique, résistance à l'usure	Propriétés mécaniques	Esthétique	
Structure					

Il existe aussi des composites compactables utilisés pour les restaurations postérieures mais leur mise en place est difficile, ainsi que des composites fluides mais leurs propriétés mécaniques sont plus faibles.

L'évolution tend maintenant vers des composites microhybrides nanochargés (taille de 0,0005 à 0,01 µm). Ils ont des propriétés mécaniques et physiques identiques aux hybrides mais avec des propriétés esthétiques comparables aux microchargés.

Il existe aussi des composites nanochargés enrichis en particules de céramiques dont les propriétés esthétiques seraient augmentées sans altérer les propriétés mécaniques.

1.1.4 Les différentes marques de composites : (114)

Il existe plus de 210 composites différents parmi 42 commerçants :

Tableau 2 : Les différentes marques de composite.

Macrochargés hybrides universels	Concise
	Amelogen
	Arabesk-top
	Brilliant-Enamel
	Charisma-F
	Clearfil Posterior
	Esthet-X
	Point-4
	Spectrum TPH
	Tetric-Ceram
	z-100
	Z-250
Hybride Packables	P-60
	Prodigy Condensable
	Solitaire II
	Surefil
Hybride Fluides	Aeliteflo
	Filtek-flow
	Revolution II
	Tetric-flow
Micro-fins	A-110
	Durafill VS
	Metafil-CX
	Silux Plus
Enrichie en céramique	Ceram X

1.1.5 Indications/contre-indications :

1.1.5.1 Indications : (5) (112)

Le composite a pour but de remplacer les tissus dentaires cariés et/ou combler les manques importants au niveau de la dent, et ce de manière durable. Le choix du matériau et de la technique se fait principalement en fonction de la **localisation de la perte de substance au niveau de la dent et de l'emplacement de celle-ci au sein de l'arcade**, mais aussi en fonction de la **taille de la perte de substance** et du **nombre de restaurations**.

Pour cela, le chirurgien dentiste peut s'aider de classifications qui sont nombreuses, mais la plus connue étant celle de Mount et Hume (1997) modifiée par Lasfargue : **la classification SiSta**.

Cette classification favorise une approche conservatrice de la dent et son but est thérapeutique. Elle a pour objectif de rationaliser le choix du traitement restaurateur en fonction de la nature et des signes de la maladie.

Elle se base sur le **type d'atteinte** qui peut être primaire ou secondaire, **le site** qui dépend de l'atteinte carieuse au niveau de la dent et **le stade** de la lésion carieuse.



Figure 8 : Les différents sites de la classification

S'aidant de cette classification, le **composite possède une bonne indication surtout au stade 1 et 2**. Plus l'atteinte est grande, plus l'utilisation du composite sera déconseillée. Cela sera décrit plus en détail dans la suite de cette thèse. Le composite sera utilisé **en site 1 et 2**, mais la limite infragingivale du site 3 peut rendre son utilisation compliquée à cause du fluide gingival.

1.1.5.2 Contre-indications :

Il n'existe pas de contre-indications absolues à la pose d'un composite, que ce soit en postérieur ou en antérieur. La seule contre-indication absolue est l'allergie à la résine. Néanmoins, l'allergie aux résines composite est très rare et très peu décrite dans la littérature.

Les contre-indications sont surtout relatives. Il faudra éviter la pose d'un composite chez un patient présentant un **risque carieux individuel élevé**. En effet, un composite nécessite une certaine rigueur de la part du patient notamment au niveau du brossage et des contrôles réguliers.

Si l'**assèchement** est difficile, la pose du composite sera compromise. La résine réagit très mal à l'humidité, et la pose de digue est primordiale.

Enfin, un **délabrement important** de la dent pourra contre-indiquer la pose d'un composite. La difficulté sera de recréer un composite fonctionnel, notamment le point de contact, et ce malgré un nombre réduit des surfaces de collage et d'importantes forces qui s'exerceront sur le composite. Il sera aussi impossible de maîtriser correctement le développement des contraintes de polymérisation. L'ensemble de ses facteurs concourra à plus ou moins court terme à la fracture du matériau ou son décollement.

1.2 Propriétés :

Les propriétés des composites sont corrélées à leur composition (90).

La matrice, qui joue un rôle de liant entre les charges, influence sur le coefficient d'expansion thermique, sa contraction de polymérisation, son absorption hydrique, sa solubilité et sa viscosité. Les charges, quant à elles, permettent d'augmenter les propriétés mécaniques mais également de diminuer les contraintes du composite et donc d'améliorer les propriétés physiques.

1.2.1 Les propriétés physiques :

1.2.1.1 Contraction de polymérisation :

Lors de la polymérisation, et donc du passage de monomères à polymères, le composite subit une contraction due à la diminution de la distance intermoléculaire moyenne. En effet, au stade de monomère, la liaison intermoléculaire est de 3 à 4 angströms. Lors de la contraction, la liaison covalente est de 1,54 angström (25).

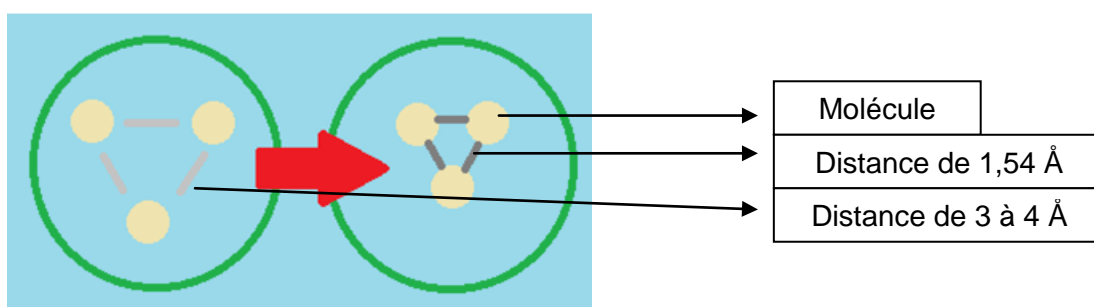


Figure 9 : Schéma de la contraction de polymérisation (schéma de l'auteur d'après 25)

Le volume final varie de 1,3 à 5 % en moins du volume initial au cours de la polymérisation (1.3 à 3% pour le microhybride). Cela provoquera un hiatus périphérique ainsi que la création de tensions (flexion des tissus dentaires, fracture cohésive à l'intérieur du composite, augmentation du hiatus).

La rétraction est **proportionnelle au volume photopolymérisé**. Le hiatus provoqué par cette contraction est donc plus petit si le volume initial photopolymérisé est faible. Les contraintes diminuent aussi si le nombre de surfaces collé est faible. On parle de facteur C (configuration factor).

L'idéal pour la pose d'un composite volumineux est de le faire par **couches successives de 2 mm et coller à 2 parois maximum** afin de limiter la contraction de polymérisation et les contraintes. Grâce à l'apparition des composites « Bulk fill » contenant un modulateur de polymérisation (uréthane di méthacrylate incorporé dans la résine) les concepts évoluent (33). En effet, ces composites (ex : Tetric EvoCeram bulk fill®, QuiXfil®, SonicFill®, x-tra fil®) ont la possibilité de s'incrémenter par couche de 4 mm. Une étude de 2016 sur 5 ans montre des résultats non significatifs mais légèrement meilleurs par rapport à des composites traditionnels. (31)

Les monomères à poids moléculaire élevé subissent un retrait de polymérisation moindre, mais cela à l'inconvénient de diminuer la viscosité du composite. Comme les charges sont inorganiques, ils n'influencent pas à proprement parlé sur la rétraction. Néanmoins, plus il y en a, moins il y a de matrices, et moins il y a de rétraction.

Le type de polymérisation (photo ou chémo-polymérisation) n'influence pas sur le pourcentage du retrait de polymérisation mais dans un composite chémo-polymérisable, la rétraction étant plus lente, les contraintes sont moins brutalement transmises. Il est donc important, lors de la **photopolymérisation, d'avoir une lampe à intensité progressive.**

1.2.1.2 L'adhésion :

L'adhérence du composite à la dent est définie par l'intensité de la liaison entre les tissus dentaires et la résine. Elle se fait de **manière chimique** entre les composants du composite et les composants du tissu dentaire par l'intermédiaire d'un adhésif, mais également de **manière mécanique** par l'incorporation de résines dans les tubuli (appelé Tag).

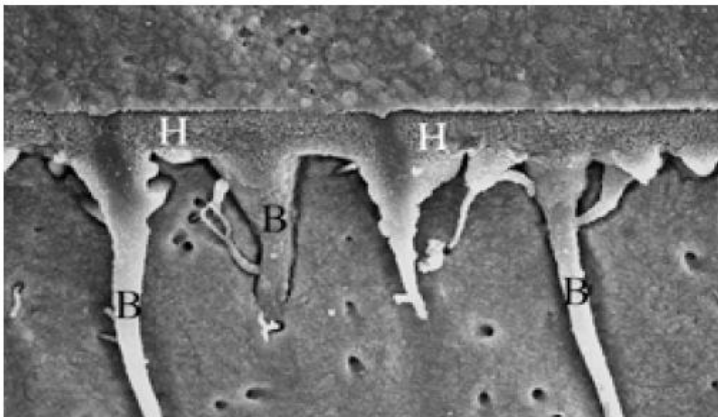


Figure 10 : Vue électronique (Gx3000) de l'interphase adhésive dentine /composite. Cette interphase est constituée de la couche hybride (H) et de brides de résine (B).(26)

Globalement, **l'adhésion est meilleure à l'émail qu'à la dentine.**

En effet, les groupements méthacrylates de la résine s'infiltrèrent très facilement dans l'émail déminéralisé. Les groupements méthacrylate étant hydrophobes, leur affinité pour les minéraux de l'émail est forte. De plus, le mordantage permet une augmentation de l'énergie de surface et donc une diffusion inter et intra prismatique plus aisée (26).

L'idéal est d'avoir une épaisseur minimale de 0,5 mm d'émail périphérique d'une hauteur minimale de 1 mm afin d'avoir une étanchéité optimale.

Par contre, au niveau de la dentine, la composition minérale est plus faible (affinité moins grande) et il existe des fluides tubulaires.

L'adhésion à la dentine nécessite la **création d'une couche hybride**. Cette couche est obtenue grâce au primer et à l'adhésif contenant des monomères hydrophiles qui se lient aux fibres collagènes de la dentine sur une épaisseur de 1 à 2 µm. Les adhésifs possèdent aussi des groupements hydrophobes qui, eux, se lieront avec la résine.

L'adhérence n'est donc pas identique entre l'émail et la dentine. Elle varie entre 20 et 23 MPa pour l'émail, et entre 18 et 25 MPa pour la dentine. Néanmoins, il y a une grande variabilité au niveau des chiffres et des études puisqu'elle dépend du système adhésif mais, selon la classification de Degrange, **les M&R3 et les SAM2 sont ceux qui donnent les meilleurs résultats**.

Il existe deux systèmes :

Les systèmes avec mordantage et rinçage (M&R) qui peuvent être en 3 étapes avec mordantage, primer puis résine (Optibond[®], All-bond 2[®], Scotchbond MP[®]) et ceux en 2 étapes où le primer et la résine adhésive sont un seul excipient (Optibond Solo plus[®], one-step[®], Scotchbond1[®]).

Les systèmes automordants (SAM) comme Clearfil liner Bond 2V[®] en deux étapes ou Prompt-L-Pop[®] en une étape.

L'inconvénient de l'utilisation d'un adhésif est qu'il crée des forces d'adhésion qui sont supérieures à la force de contraction du composite. Cela entraîne alors des tensions au niveau des tissus dentaires (64) qui se traduisent par des fractures cohésives ou des altérations de la liaison matrice/charge. Un hiatus d'environ 15 µm apparaît donc (fissure marginale), ce qui diminue la résistance du composite

1.2.1.3 Le degré de conversion :

Lors de la réaction de prise, tous les monomères ne polymérisent pas. **Le degré de conversion informe sur ce nombre de groupements méthacryles non polymérisés**. Pour un composite, **55 à 75% des monomères réagissent** et polymérisent. 10% des monomères non polymérisés sont seuls. Les autres sont constitutifs des chaînes latérales des polymères.

Plus ce degré est bas, moins le composite est solide, plus il est plastique et plus il se dégrade vite. Néanmoins, le fait d'augmenter le taux de conversion pour améliorer

ses propriétés influence directement le retrait de polymérisation. Plus le degré de conversion est grand et plus le retrait de polymérisation l'est aussi.

Le degré de conversion est influencé par la teneur en quartz et en baryum, mais également par la concentration en Bis-GMA. Plus leur pourcentage est important, et plus le degré de conversion est bas. L'intensité lumineuse de l'activateur et le temps d'exposition ont également une influence sur ce degré.

1.2.1.4 Absorption d'eau :

Un composite est une structure poreuse. L'absorption d'eau correspond à la pénétration des molécules d'eau dans le polymère (0,2 à 2 mg/cm²), ce qui entraîne un gonflement.

L'absorption hydrique permet de compenser, dans une faible mesure, la rétraction de polymérisation puisqu'elle correspond à environ 2 % du poids (0,6 à 3%), et **0,48 à 1,1% en volume**.

L'inconvénient est double.

La rétraction de polymérisation est immédiate et **l'absorption est très progressive** et commence 15 minutes après la polymérisation. Elle dure quelques semaines à plusieurs mois. Cela permet de rattraper l'adaptation marginale, mais en aucun cas la perte d'adhésion. L'absorption d'eau au sein du composite provoque une **dégradation plus rapide du matériau**, notamment de la liaison silanique, ainsi qu'une incorporation des colorants, dénaturant la teinte initiale.

L'absorption dépend de trois éléments :

La **proportion de résine par rapport aux charges** : L'absorption est plus importante si les charges diminuent ou si le degré de conversion est faible. En effet, l'eau s'infiltré dans les monomères.

La **qualité de la condensation** : si le composite possède des bulles, sa porosité sera plus importante.

Le conditionnement : Les capsules en seringue permettent une injection directe du composite dans la cavité et donc diminue la porosité.

De plus en plus, pour réduire l'absorption d'eau et la sensibilité à l'humidité, des dérivés du Bis-GMA sont utilisés comme le bis-EMA, bis-MA, bis-PMA.

1.2.1.5 Coefficient d'expansion thermique : (112)

Il correspond aux changements de formes linéaires qui interviennent lors des variations de température. L'apport d'énergie thermique se traduit par un apport d'énergie cinétique aux atomes qui s'éloignent les uns des autres. Ce qui revient, d'un point macroscopique, à une dilatation du corps lors de l'élévation de la température.

Une différence entre le matériau et les tissus dentaires peut provoquer une perte d'étanchéité avec majoration du hiatus existant et/ou fracture des structures dentaires.

Pour le composite, ce coefficient est **3 à 4 fois supérieur aux tissus dentaires** (30 à $40 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ avec pour les microhybrides 19 à 32). Idéalement, il devrait être à $10 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ puisque l'émail est à 11,4 et dentine à 8,3.

Ce coefficient dépend de la teneur en charges. Moins il y a de charges et plus le coefficient est important. Plus il y a de charges, et plus le coefficient est proche des tissus dentaires.

1.2.1.6 Conductibilité thermique :

C'est la transmission de chaleur du composite vers la dent. **Elle est faible** à hauteur de $1,09 \text{ W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$, sensiblement identique à celle de l'émail (0,93) et de la dentine (0,64). Cela permet de protéger le complexe pulpaire en limitant la transmission de chaleur de l'extérieur de la dent vers la pulpe.

1.2.1.7 Opacité :

L'opacité est un facteur très utile en postérieur afin de détecter les éventuelles caries secondaires. Il ne faut pas que la radio-opacité soit trop élevée afin de ne pas masquer les caries secondaires. Elle est donc plus optimale quand l'opacité est dite « modérée » et supérieure à celle de l'émail. Pour que l'opacité du composite soit optimale, il devrait être supérieur à l'émail

Elle est obtenue **grâce au baryum** principalement puisque la silice n'est pas un agent radio-opaque.

1.2.2 Propriétés mécaniques : (93)

1.2.2.1 *Résistance à la compression* :

Elle dépend de la quantité de charges du composite. Plus il y a de charges, et plus la résistance à la compression est élevée. Cela traduit la résistance des composites aux forces de mastication.

1.2.2.2 *Résistance à la traction* :

Il y a de grandes différences au sein même des composites, puisqu'elle dépend de la finition de surface et de la condensation du composite. La résistance à la traction traduit la capacité de la phase résineuse à s'opposer à l'écartement des charges entre elles et donc sa résistance aux forces latérales.

C'est le point faible des composites.

1.2.2.3 *Module d'élasticité* :

Le module d'élasticité informe sur la rigidité du composite et son comportement face aux forces de mastication : **C'est le rapport entre les contraintes et les déformations**. Il doit être proche de celui de la dent afin de minimiser la transmission des forces au niveau des tissus dentaires résiduels. S'il est trop élevé, le risque de fracture sera accru. S'il est trop faible, le composite sera trop déformable.

Plus les charges sont petites, moins la résistance à la déformation est importante. Le module d'élasticité est plus élevé pour composite hybride universelle hautement chargé. **Dans le secteur postérieur, il est préférable d'utiliser les composites hybrides.**

1.2.2.4 *Dureté* :

La dureté influence la résistance à l'abrasion, la transmission des forces occlusales et l'aptitude au polissage. La dureté du composite doit être **inférieure à celle de l'émail** afin de ne pas abîmer les dents adjacentes, mais assez **importante pour résister aux forces**.

Elle dépend de la rigidité et de la flexibilité des monomères. Les microhybrides ont la meilleure dureté.

Actuellement, des recherches testent l'incorporation d'anhydrides carboxyliques, ce qui permettrait d'augmenter la dureté et la résistance de 20%. Néanmoins, cette méthode nécessite une forte température, ce qui rend son utilisation en méthode directe impossible (90).

1.2.2.5 Résistance à l'usure :

C'est la **détérioration d'une surface sous l'influence du frottement**. Elle est acceptable si elle est de **50 µm/an puisqu'elle est identique à l'usure de l'émail** au niveau des molaires (30µm/an pour les prémolaires) (93).

Elle est plus importante la première année mais elle dépend de l'environnement alimentaire, salivaire, et mécanique sachant que les chocs thermiques, l'acidité et l'environnement hydrique sont les causes principales de cette détérioration.

La résistance varie selon la technique de polymérisation, la qualité de la liaison charge-matrice, et la nature des composites. Plus les charges sont petites et denses, moins l'usure est prononcée.

1.2.3 Propriétés optiques et esthétiques :

Les propriétés esthétiques des composites font partie de ses caractéristiques essentielles, **notamment avec la demande croissante des patients**. Néanmoins, pour la pose d'un composite sur les dents postérieures, elles sont **négligeables** dans la majorité des cas. Il est important d'observer le sourire du patient et ne pas se focaliser sur la dent. Généralement, les dents postérieures sont peu visibles lors du sourire, les propriétés mécaniques sont donc plus importantes.

La couleur est l'interaction entre la lumière et la matière. Elle est définie par **la teinte** qui est la tonalité chromatique de la couleur (rouge, vert, bleu), **la saturation** qui est la quantité de pigments contenue dans une couleur, et **la luminosité** qui est la quantité de lumière réfléchiée par un objet.

Ces facteurs sont influencés par **la translucidité** qui est la capacité d'un corps à laisser passer la lumière, **la fluorescence** qui est la capacité à transformer une lumière

UV invisible en radiation visible et l'**opalescence** qui correspond à la réflexion des ondes courtes de la lumière du visible sur sa surface.

La teinte est essentiellement liée à celle de la dentine. La saturation dépend de la translucidité et de l'épaisseur d'émail. La luminosité correspond à la quantité et la qualité de l'émail. La translucidité détermine le mimétisme du matériau. Si le composite est trop translucide, il apparaît foncé. S'il est trop opaque, il n'a aucun mimétisme.

En moyenne, un **composite a une opacité de 40%** mais cela dépend du secteur de la dent concernée. En effet, une dent postérieure reçoit moins de lumière et donc apparaît plus foncée.

La qualité esthétique et sa stabilité dans le temps dépendent aussi principalement de son polissage qui doit être optimal. Plus une surface est rugueuse et plus vite elle se détériora. La stabilité de la teinte est également liée à la nature hydrophobe des composites.

1.2.4 Résumé :

Tableau 3 : Récapitulatif des propriétés physiques des composites

		Composite	Email	Dentine
Propriétés physiques	<i>Contraction de polymérisation</i>	1.5 à 5%		
	<i>Degré de conversion</i>	55 à 75 %		
	<i>Absorption hydrique.</i>	0.5 à 1.1%		
	<i>Coefficient d'expansion thermique</i>	30 à 40.10 ⁻⁶ /°C	11.4.10 ⁻⁶ /°C	8.3.10 ⁻⁶ /°C
	<i>Adhésion</i>		20 à 23 MPa	18 à 25 MPa
Propriétés mécaniques	<i>Résistance à la compression (MPa/cm²)</i>	300 à 400 MPa	380 MPa	300 MPa
	<i>Résistance à la traction</i>	29 à 54 MPa	100 MPa	90 MPa
	<i>Résistance à la flexion</i>	66 à 204 MPa		
	<i>Module d'élasticité</i>	13 GPa	82 GPa.	18,5 GPa
	<i>Dureté</i>	72 Vickers	300 Vickers	70
	<i>Résistance à l'usure</i>	50 µm/an	50 µm/an	

1.3 Protocole idéal de mise en place : (88)

1- Examen pré-opératoire :

Après l'examen clinique et après avoir descellé la carie, l'étape pré-opératoire consiste à mettre en place le champ opératoire. Cela commence par **l'anesthésie** péri-apicale et papillaire afin de limiter les sensibilités lors de la pose de la digue, du curetage carieux et de la pose du composite. Le **nettoyage local des surfaces dentaires** est important afin de retirer le biofilm et de s'assurer d'avoir les meilleures conditions possible. Il faudra aussi **choisir le composite** (couleur et conditionnement).



A- Vue pré-opératoire.

2- Pose du champ opératoire :

Vient ensuite **l'étape de l'isolation** (pose de la digue, de préférence étendue s'il y a la nécessité de confection d'un point de contact).

3- Mise en forme de la cavité :

Le **curetage de la carie et la préparation cavitaire** peuvent alors se faire. La cavité sera ensuite nettoyée ; si cela est nécessaire, il faudra placer une base de protection pulpaire.



B : Pose du champ opératoire et curetage carieux.

4- Préparation des tissus dentaires :

Il faudra ensuite préparer la cavité à recevoir le composite. Cela passe par la **mise en place du coffrage** à l'aide d'une matrice, d'un coin de bois et d'un anneau écarteur. Ensuite, il faudra **mordancer à l'acide orthophosphorique** à 37 % pendant 15 secondes puis **rincer abondamment et effectuer un séchage doux** à l'air. Cela permettra l'**application de l'adhésif moderne**.



C : Mise en place du coffrage

5- Insertion du composite :

L'**insertion du composite** peut alors se faire. Elle se fait en **multicouche** avec polymérisation et mise en forme afin de restaurer l'intégrité morphologique.



D-E : Insertion du composite.

6- Finition :

Lorsque la cavité est entièrement reconstituée, le praticien pourra **déposer le champ opératoire** afin de pratiquer le **régla de l'occlusion et les finitions** (polissage/brillantage).



F- Résultat final.

Figure 11 : Protocole de mise en place d'un composite.

2 Les limites : (73)

Dans une étude longitudinale de 1990 à 2004 (67), le **taux d'échec annuel se situe à 2,2%**, résultat retrouvé dans une étude rétrospective longitudinale sur 22 ans (25).

Une méta-analyse de 2012 utilisant les critères de Ryge sur des cavités site 1 et 2 a montré **un succès de 90% à 10 ans** (42), une autre étude de 2007 a montré un **succès de 82.2% à 10 et 91.7% à 5 ans**(81).

Il existe une **relation linéaire entre le taux d'échec et le temps** (14)

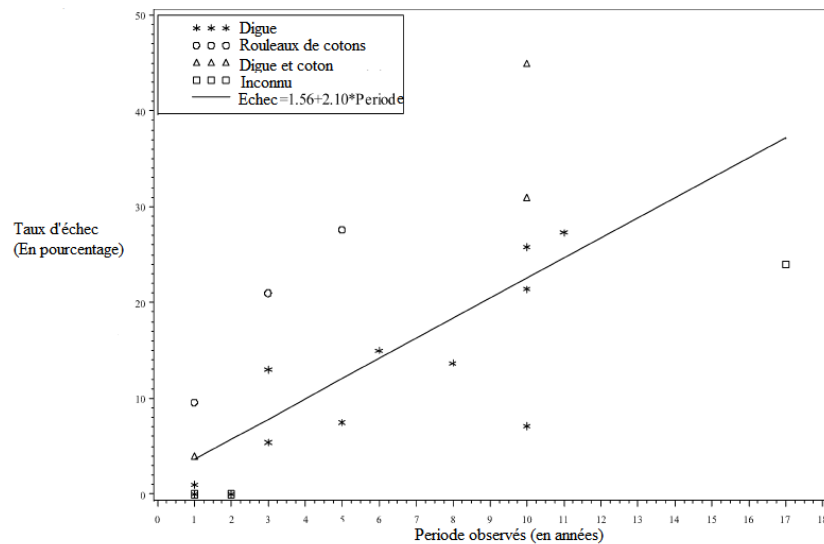


Figure 12 : Graphique du taux d'échec dans le temps (14)

Néanmoins, beaucoup d'études évaluent le composite sur des dents postérieures sur une durée inférieure à 5 ans et sur des patients au risque carieux individuel faible. Ce qui n'est pas le reflet de la réalité. Or, une étude a mis en évidence que des facteurs de risques liés aux patients et aux praticiens influençaient directement sur la durée de vie d'une restauration postérieure (28). Dans les situations idéales, un taux d'échec annuel des composites compris entre 1 et 3% peut être atteint.

La réussite d'une restauration dépend de différents facteurs (52)(96) tels que la **localisation de la dent** au sein de l'arcade, de la **taille de la cavité** et de la **raison du traitement**, du **matériau**, du **patient** et du **praticien**. Néanmoins, la cavité est la contrainte qui influence le plus la longévité d'une restauration.

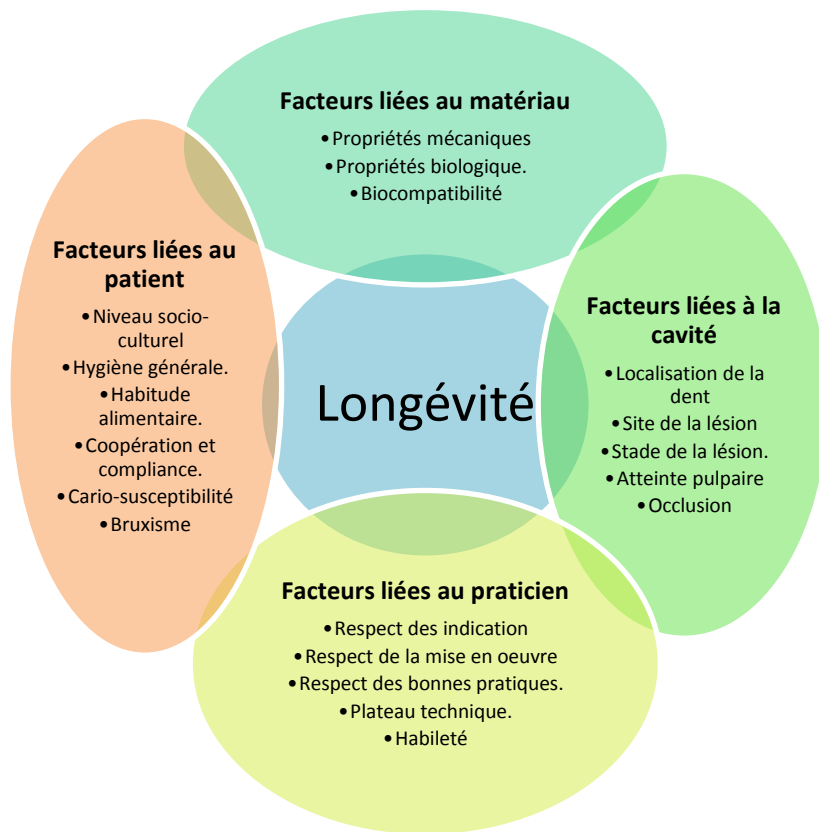


Figure 13 : Graphique des facteurs influençant la longévité (8).

2.1 Les contraintes : (28)

2.1.1 Contraintes dues aux dents postérieures :

La localisation de la restauration au sein de l'arcade a une importance sur sa qualité et son taux de survie. Le **risque d'échec est deux fois supérieur pour les molaires** (20% à 11 ans) **que pour les prémolaires** (8% à 11 ans). Il est même trois fois supérieur pour les molaires mandibulaires par rapport aux prémolaires maxillaires (22).

2.1.1.1 Curetage carieux : (5)(70)

Le curetage carieux doit être complet. Cela est primordial pour éviter la reprise de carie secondaire. Néanmoins, le risque par le praticien de laisser du tissu dentaire carié est non nul tant les critères d'éviction restent subjectifs. **L'éviction de la carie est donc très praticiens dépendant** surtout en postérieur où les zones difficiles d'accès rendent la tâche plus ardue.

Classiquement, elle repose sur des techniques d'observation, accompagnée du **sondage doux**, puis de l'éviction à l'aide de turbine/contre-angle. Il existe depuis une dizaine d'années, de plus en plus de méthodes pour diagnostiquer la carie et l'enlever.

Des systèmes d'imagerie par caméra se développent pour le diagnostic et le contrôle de l'éviction carieuse totale. Les systèmes se basent sur l'autofluorescence des tissus dentaires ou de la porphyrine (métabolites des bactéries cariogènes). Le principe est de les éclairer avec une longueur d'onde comprise entre 400 et 680 nm, et les tissus restituent la lumière absorbée en lumière fluorescence (29) (Ex : Facelight®, Soprocure®...)

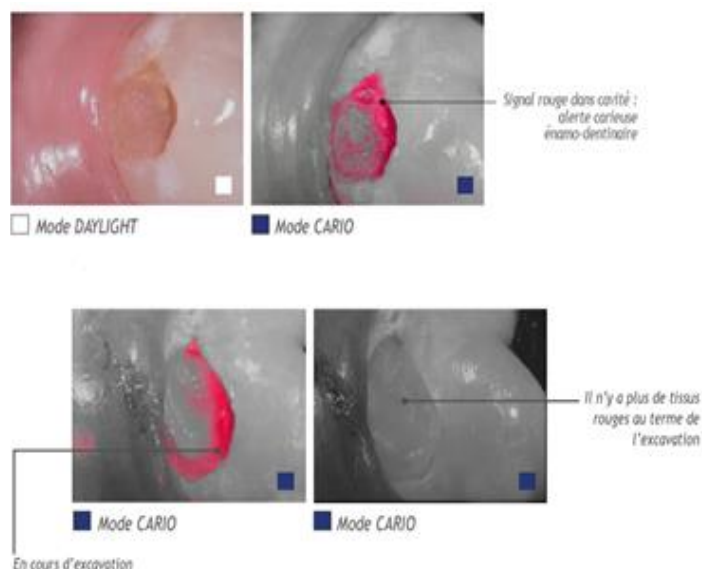


Figure 14 : Curetage carieux utilisant la technologie Soprocure® (29)

Il existe aussi des outils chimiques, des outils enzymatiques, des techniques à base de laser, des ozonothérapie, l'utilisation d'air abrasion ou d'ultra-sons pour l'éviction (46).

Néanmoins, la technique « fraisage » reste la technique de choix en termes de corrélation temps/efficacité.

Cependant, dans une démarche très conservatrice de la dent et pour éviter le risque d'effraction pulpaire, une nouvelle approche est étudiée (91) : **le curetage carieux partiel**. Ce projet nommé DECAT (DEep CARie Treatment) vise à évaluer l'incidence d'un curetage carieux partiel sur des cavités profondes sans symptomatologie pulpaire avec pose d'un fond de cavité à l'hydroxyde de calcium.

Une étude de 2006 (78) a montré l'arrêt des caries tandis qu'une autre étude sur dix ans (66) a montré un taux de survie de 97% à 1 an et demi et de 63% à 10 ans avec deux causes principales d'échec : Fracture et complication endodontique. Une autre étude (103) n'a pas montré de différence de taux d'échec entre un curetage complet et un curetage partiel, mais un risque plus faible d'exposition pulpaire et de complication endodontique. Néanmoins, la littérature est prudente vis-à-vis des biais possibles et du trop peu d'étude.

2.1.1.2 L'assèchement : (12)

2.1.1.2.1 L'humidité relative :

L'humidité relative correspond à la pression partielle de vapeur d'eau contenue dans l'air saturé qui varie selon la température. Dans l'air à 20 °C avec une humidité relative de 100%, la concentration d'eau est de 17,3 g/m³.

Pour l'homme, l'humidité relative est à 100% au niveau des poumons et il est estimé que **dans le secteur molaire, elle avoisine les 90%**. Or, l'humidité buccale est directement influencée par la respiration. L'air expiré est à 37 °C. Lors de son arrivée dans la bouche et au contact de l'air froid, l'air expiré va perdre en température et l'eau présente va se condenser pour servir à l'hydratation de l'air inspiré.

L'humidité réduit de plus de 70% la force de collage du composite, dû à une modification de la surface entre la dent et la résine. Elle diminue la résistance au cisaillement entre le composite et l'émail et réduit la qualité du joint.

2.1.1.2.2 L'impact de la salive :

La présence de salive augmente la rétraction de polymérisation.

Au niveau de l'adhésion, la salive modifie la morphologie des surfaces dentinaire et **diminue les forces de liaison de collage**. Sa présence au sein des tissus **augmente le mouillage**, et donc **diminue les propriétés mécaniques du composite** tandis que les glycoprotéines retrouvées créent des micropores au contact de l'etching et pénètrent dans les tubuli.

Aussi, la salive diminue l'effet de l'etchning par effet tampon.

Il y a également une modification de la couche hybride et un épaissement de la smear layer par dégradation des fibres de collagène par les enzymes de la salive.

2.1.1.2.3 La digue :

La pose d'un composite doit se faire, idéalement, sous digue afin que les conditions d'assèchement soient optimales.

Le rôle de la digue est triple puisqu'elle permet **un confort de travail** en isolant les tissus mous environnements et la salivation du patient, **évite la contamination des parois cavitaires** et **évite la contamination du composite**.



Figure 15 : Photographie d'une molaire mandibulaire sous digue (61)

La digue permet de réduire des microcraquelures, d'augmenter la force de collage, de diminuer de la percolation marginale et le risque de fracture marginale.

Selon une étude réalisée à l'ADF en 2011 (12), seuls 4,4 % des praticiens interrogés utilisent « toujours » la digue pour une restauration composite, 21,5 % le font « régulièrement » quand 42% le font « rarement » et 42% « jamais ».

Parmi les praticiens qui utilisent « toujours », « régulièrement » et « rarement » la digue pour une restauration composite directe, 28,3 % l'utilisent uniquement en postérieur, et 34 % pour les restaurations antérieures et postérieures.

Dans l'ordre, les molaires mandibulaires sont celles sur lesquelles la digue est le plus souvent posée (37%) puis les prémolaires mandibulaires (37%), les molaires maxillaires (33%) et les prémolaires maxillaires (27%).

2.1.1.3 La fonction occlusale :

Les molaires et les prémolaires sont les principaux acteurs de la mastication et subissent de nombreuses forces occlusales (64). Au niveau des molaires, **les forces masticatrices sont de 400 à 800 Newton** contre 89 à 111 pour les incisives (97).

Selon la méthode du coefficient masticatoire où un coefficient entre 1 et 5 est attribué à chaque groupe de dent (fonction de son utilité), les dents postérieures comptent pour **74% de l'efficacité masticatrice** (68).

De plus, **l'équilibre statique et dynamique des arcades est corrélé à la forme anatomique des dents et de leur relation entre elles**. Il est primordial de confectionner une forme anatomique qui permet cet équilibre et de retrouver une relation optimale avec les dents adjacentes (77).

Cela permet une meilleure répartition des forces occlusales et évite des surcontacts sur la restauration ou les tissus dentaires (ce qui conduit à des douleurs liées à une souffrance du ligament ou à des fractures). Cela permet aussi d'assurer une élimination plus facile du bol alimentaire et d'éviter tous les risques liés à l'accumulation de plaque dentaire.

La mastication est une alternance de cycle d'un côté puis de l'autre. Or, chez un patient aux édentements non compensés, cette alternance n'est plus possible. La mastication devient unilatérale, ce qui engendra plus de contraintes sur les dents restantes et donc sur les restaurations.

Les aliments jouent un rôle primordial sur les forces exercées sur les dents. En effet, **la résistance à la pression d'un aliment (forme, volume, consistance) se traduit par une contre pression** sur les dents et donc sur les restaurations présentes.

Le bruxisme (13) joue également un rôle important dans l'échec des restaurations puisque les forces occlusales sont beaucoup plus importantes. Le bruxisme touche 6% de la population mais son influence sur les restaurations est peu décrite du fait que c'est souvent un facteur d'exclusion des études. Il en reste néanmoins un facteur d'échec.

2.1.2 Contraintes dues à la cavité : (96)

2.1.2.1 Le type de cavité :

La pérennité d'une restauration dépend de la carie à soigner et du nombre et de la taille de la cavité engendrée. Une cavité occlusale engendre une perte de résistance mécanique de 20%. La perte est de 46% si l'une des deux crêtes marginales est touchée. Elle est de 68% si les deux crêtes sont touchées (94). La perte d'une cuspidé augmente la perte de résistance. Cliniquement, il est donc très important de **conserver au maximum les crêtes marginales** qui sont les pièces maîtresses de la résistance d'une dent. Le curetage d'une carie proximale, quand cela est possible, peut se faire par tunnellation pour éviter de détruire les crêtes.

De plus, comparé à une cavité site 1, un site 2 a un risque d'échec 2,8 fois plus élevé. Une cavité 3 faces a 3,3 fois plus de risque d'échec qu'une cavité 1 face.

2.1.2.2 Le point de contact : (41)

Le point de contact est l'intersection de deux surfaces proximales de deux dents adjacentes. **Son rôle principal est de maintenir la dent dans son alvéole ainsi que la santé du parodonte autour en éliminant le bol alimentaire.** Il évite l'accumulation de plaque, ce qui diminue la charge bactérienne et donc l'apparition de caries interproximales. Une étude de 1983 (54) sur des adultes a montré une augmentation de poche parodontale corrélée à un point de contact défectueux.

Les espaces interproximaux sont le lieu privilégié du développement des caries suivant le schéma suivant :



Figure 16 : Développement des caries interproximales (Schéma de l'auteur d'après 41).

La restauration d'un bon point de contact se fait à l'aide matrice, de coin de bois et d'anneau écarteur. Néanmoins, plus les parois sont détériorées et plus ce point de contact sera difficile à restaurer de façon fonctionnelle.

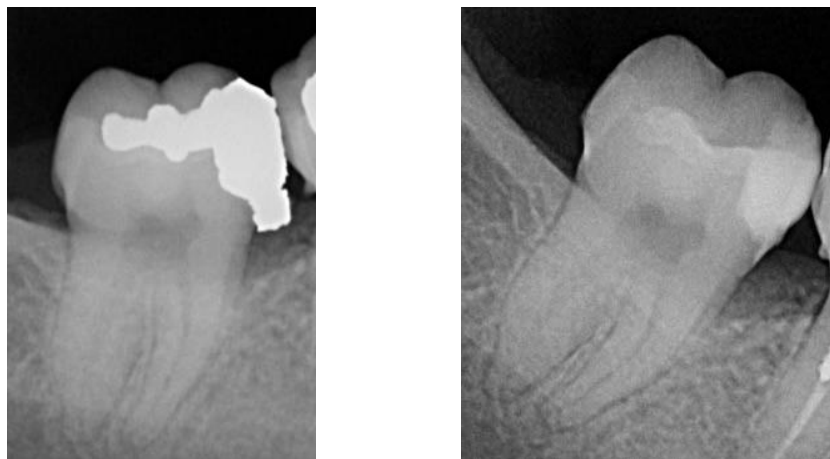


Figure 17 : Radiographies avant /après d'une restauration MO sur 47 (photos de l'auteur).

2.1.3 Contraintes dues au matériau :

2.1.3.1 Le joint périphérique : (85)

Les études cliniques sur les restaurations proximales des résines composites ont montré un défaut d'adaptation marginale dans 30-74% des cas (59) (79).

Ces défauts, principalement provoqués par le retrait de polymérisation et le coefficient d'expansion thermique, peuvent alors entraîner des sensibilités au niveau de la dent, des décollements, et des reprises carieuses sous le composite.

Cela dépend aussi de la limite. Si celle-ci se trouve 1 mm en coronaire de la jonction émail-cément, l'adaptation est excellente. En dessous, cette adaptation est relativement mauvaise puisqu'il n'existe plus **d'émail périphérique idéal pour l'adhésion.**

La technique par incrémentation est recommandée car il diminue le hiatus entre la dent et le composite.

Des recherches s'effectuent pour changer les monomères du composite en monomère non rétractable. Il s'agirait de limiter le retrait de polymérisation par utilisation de monomères qui contiendrait des cycles s'ouvrant à l'établissement de liaisons covalentes, diminuant le rapprochement moléculaire.

Des études testeraient des spiro-orthocarbonates (90) qui s'ouvrent en double cercle. Cela a l'avantage d'entraîner une expansion compensant le retrait de polymérisation et d'améliorer l'adhésion du composite.

2.1.3.2 Réactions locales :

Les **résines composites favorisent l'accumulation de la plaque dentaire** (101), ce qui entraîne une inflammation gingivale localisée. Néanmoins, la rétention de plaque au niveau d'une restauration dépend fortement de l'état de surface et donc de la technique du praticien. De plus, les composites ne sont pas biocompatibles avec la gencive.

En 1998 (48), Hensten-Pettersen montre également plusieurs réactions locales liées à la pose de composites, notamment des effets au niveau de la gencive (principalement des réactions lichénoïdes orales qui disparaissent dans 95% des cas après la dépose du composite).

2.1.3.3 Toxicité systémique :

Concernant la toxicité systémique (101), elle concerne surtout le bisphénol A. En effet, dans la salive, les monomères sont instables et se dégradent (libération de formaldéhyde, méthacrylate et de bisphénole A). **Mais sa libération par un composite correspond à 1,5% du taux journalier par voie alimentaire.**

De plus, la libération de bisphénol A se fait essentiellement lors de la pose et la dépose du composite, d'où l'importance de la digue lors d'un soin.

2.1.4 Contraintes dues à l'organe pulpaire :

2.1.4.1 Influence du matériau : (100)

La pose d'un composite influence sur l'organe pulpaire mais le matériau en lui-même n'est pas un composant irritant pour le complexe pulpaire. La principale source d'agression venant du composite est représentée par les monomères résiduels et notamment le BIS-GMA.

Si la fraction soluble des composites est retirée, il y a une diminution de 90% de sa cytotoxicité. Néanmoins, 95% des monomères libres sont évacués en 48 h. La cytotoxicité devient même insignifiante au bout de 6 semaines.

2.1.4.2 Influence du soin (37) :

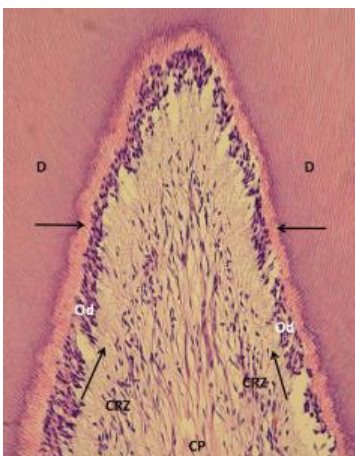


Figure 18 : Image microscopique (x86) d'une pulpe saine (D : Dentine, Od : Couche odontoblastique, CP : Centre pulpaire, CRZ : Zone riche en cellules)(19)

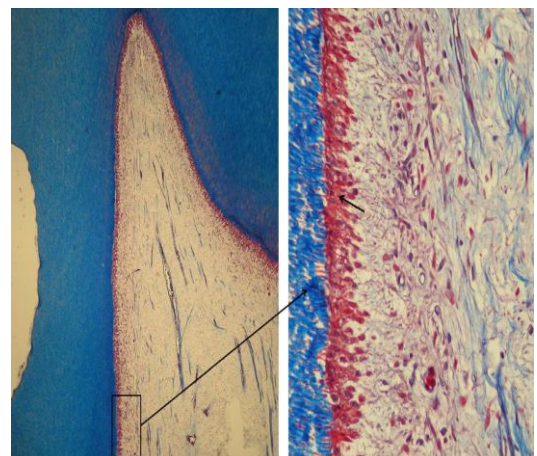


Figure 19 : Image radiologique à 7 jours d'une pulpe suite à la pose d'un soin.

*Image de gauche (agrandissement x32)
Image de droite (Agrandissement x250)
Aucun signe d'inflammation (19)*

Les traumatismes de la pulpe, lors d'un soin, sont nombreux mais non liés aux composants du matériau en lui-même.

La pulpe possède un potentiel de guérison naturelle. Elle se défend contre les agressions en formant une dentine réactionnelle dite tertiaire, diminuant le diamètre des tubuli et éloignant le complexe pulpaire de l'agression. La dentine tertiaire est fortement minéralisée et plus translucide, et peut se faire à condition que l'agression soit modérée.

Tout d'abord, la pulpe subit des **agressions physiques**, dues au curetage carieux qui provoque des effets vibratoires et des variations de température. Une étude de 1965 de Zach et Coen sur des singes (118) a montré qu'une élévation de 5,6 °C au niveau de la pulpe entraînait des nécroses dans 15% des cas. Une élévation de 11 °C entraînait 60% de nécrose. Il est donc important d'avoir une irrigation importante ainsi qu'un mouvement en virgule pour limiter les agressions dues au fraisage.

La pulpe subit aussi des **agressions chimiques** avec l'etchning. Le mordantage est une étape irritante pour la pulpe puisque l'acide orthophosphorique a une action perméabilisant sur la dentine, ce qui entraîne la progression d'éléments irritants au niveau de la pulpe, ainsi que **des bactéries**. Le respect du protocole (temps d'application et rinçage abondant) est primordial pour limiter les risques.

Des agressions au niveau de la pulpe peuvent également avoir lieu lors de la pose du matériau à cause des réactions nocives **liées à sa prise** (dégagement de chaleur, contraction, réaction acide)

Par la suite, l'élément le plus défavorable est **la perte d'étanchéité** qui entraîne une moins bonne protection aux agressions bactériennes, thermiques, chimique...

Pour protéger le système pulpaire, un **matériau de protection dentino-pulpaire peut être placé entre la paroi pulpaire et le matériau de restauration (coiffage)**. Son rôle est de guérir une pulpe agressée puis par la suite d'isoler la pulpe des agressions. Tout cela afin de conserver la vitalité pulpaire.

Néanmoins, des études montrent qu'utiliser un fond de cavité sous une restauration composite diminuait le taux de survie de la restauration. En effet, il **provoquerait un risque de fracture plus important** (82) car n'étant pas adhérent aux tissus dentaires, ce qui diminue l'étanchéité et l'adhérence.

2.1.5 Contrainte due au patient :

Le sexe et l'âge du patient ne sont pas des facteurs influençant la longévité d'une restauration mais **un défaut d'hygiène et/ou un risque carieux individuel élevé sont des facteurs significatifs d'échec des restaurations** (80). Deux études ont démontré qu'un taux d'échec des restaurations était plus élevé si le nombre de dents soignées était important (81)(104). Un patient à haut risque carieux a un taux d'échec deux fois plus important qu'un patient à faible risque (80).

De plus, une étude de 2006 (34) a montré que des enfants ayant un risque carieux important à 15 ans avaient une prévalence plus élevée de soins non satisfaisants à l'âge de 24 ans.

Des recherches sont en cours pour trouver des monomères anti-cariogènes (90) en plaçant des dérivés de chlorhexidine dans la résine. Leur efficacité est très faible dans le temps, et provoque une diminution des propriétés mécaniques.

Un autre axe de recherche a testé des monomères antibactériens. Les études montrent une activité bactériostatique faible.

D'autres études cherchent à incorporer du fluor en sel soluble (NaF) dans les charges ou lié à la résine. Les résines contenant ce fluor libèrent une quantité inférieure comparée au CVIMAR et les études in vivo démontrent un effet cariostatique sans incidence sur les propriétés des composites (90).

2.1.6 Contraintes dues au praticien : (28)

Le praticien est l'un des facteurs les plus importants dans la longévité de restaurations. **Plusieurs facteurs entrent en jeu tels que l'âge du praticien, son pays d'apprentissage, ses formations et son statut d'employé** (salarié, libéral...). C'est le praticien qui décide du choix de la technique, du respect des conditions de pose de la restauration (champ opératoire), de la rigueur de la pose (insertion multicouche) et des finitions (polissage/occlusion).

Il a été prouvé qu'un patient changeant de dentiste avait plus de chance de voir ses restaurations remplacées, réduisant alors la durée de vie du soin. En effet, chaque dentiste décide si une restauration doit être changée ou non, et cela dépend de caractéristiques parfois subjectives et liées à l'expérience du praticien.

Un défaut dans une restauration ne signifie pas remplacer. Le remplacement d'une restauration à des conséquences invasives si les tissus dentaires. Or, selon la situation clinique, une surveillance active ou une réparation sont des alternatives acceptables (8).

Une autre étude (56) a prouvé une différence significative d'échec des composites fonctions des étudiants en début de cursus ou en fin de cursus ou par rapport à un professeur.

Enfin, une dernière étude américaine de 2003 (18) a montré selon la méthode du Data Envelopment Analysis (DEA) qu'un dentiste efficace améliorerait de 5 mois le taux de survie par rapport à un dentiste non efficace.

2.2 Suites postopératoires : (83)

Une méta-analyse de 2014 évalue la longévité des restaurations en composite de site 1 et 2 sur des prémolaires et molaires permanentes. Sur 1551 articles, 12 études ont pu être clairement utilisées en fonction de critères d'inclusions et d'exclusions précis.

Tableau 4 : Distribution des types d'échecs fonction des études (83)

	Design	Time, yr	N	Alive	Failed	Caries	Reasons for Failure				
							Fracture-Tooth	Restor.	Endo/Pain	Extr.	Other
Andersson-Wenckert <i>et al.</i> , 2004	Prosp	7	200	160	40	9	8	16	2	1	4
Bottenberg <i>et al.</i> , 2007	Prosp	6	119	97	22	6	5	5	0	0	6
Da Rosa Rodolpho <i>et al.</i> , 2011	Retrosp	22	362	242	120	27	19	52	7	3	12
Gaengler <i>et al.</i> , 2001	Prosp	10	185	144	41	16	0	18	4	2	1
Lindberg <i>et al.</i> , 2007	Prosp	9	138	128	10	5	0	2	3	0	0
Opdam <i>et al.</i> , 2010	Retrosp	12	866	706	160	96	14	14	26	5	5
Opdam <i>et al.</i> , 2007	Retrosp	9	458	381	77	37	13	11	7	6	3
Pallesen and Qvist, 2003	Prosp	11	56	45	11	3	0	4	0	1	3
van Dijken and Sunnegardh-Gronberg, 2006	Prosp	6	69	55	14	5	5	4	0	0	0
van Dijken and Pallesen, 2011a	Prosp	7	112	90	22	5	6	5	1	3	2
van Dijken, 2000	Prosp	11	132	101	31	7	1	11	0	4	8
van Dijken and Pallesen, 2011b*	Prosp	7	119	98	21	5	6	6	2	0	2
Total	-	-	2,816	2,247	569	221	77	148	52	25	46

N, number of followed restorations; Alive, clinically acceptable restorations at the last recall; Failed, clinically failed restoration at the last recall.

*Of this study, seven-year data, provided by the author, were used.

La méta-analyse a montré le devenir de 2816 restaurations. 569 ont échoué dues des caries secondaires (7,8% des restaurations), des fractures du matériau et/ou de la dent (7,9 % des restaurations), des complications endodontiques (1,8%), voire même des extractions.

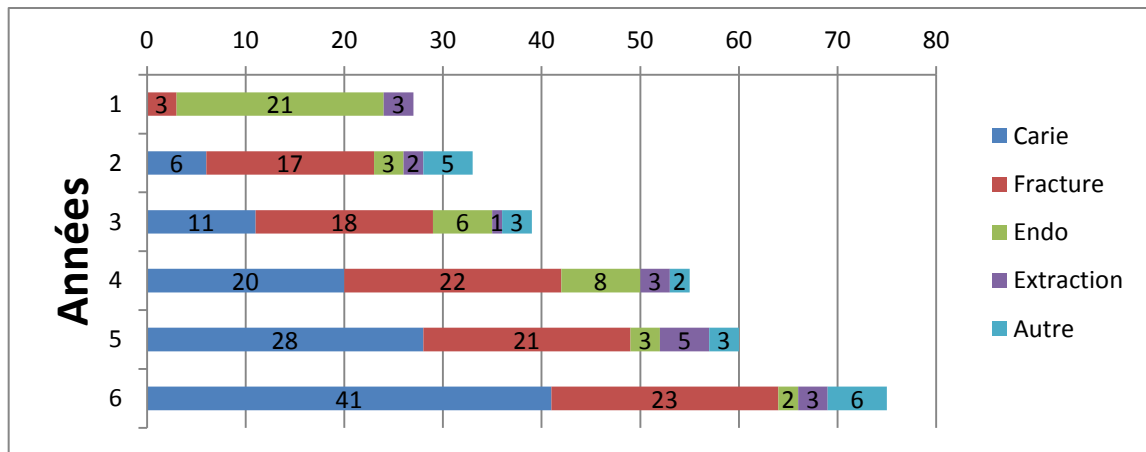


Figure 20 : Distribution du type d'échec dans le temps (83)

Les deux causes principales d'échec sont **les fractures (38% des échecs) et les caries secondaires (39%)**, démontrées aussi dans un article de 2011 et 2000 (60)(73). Lors de la première année, les problèmes sont surtout liés à la pulpe de la dent (pulpite ou nécrose) mais cela diminue rapidement à partir de la deuxième année. Ce qui est différent pour les fractures et les caries secondaires. Pour les reprises carieuses, l'augmentation de leur nombre est croissante avec le temps. Le risque de fracture a lieu principalement à partir de la deuxième année, mais avec un taux d'apparition constant dans le temps.

Une autre méta-analyse de 2003 (14) a également prouvé que la fracture serait la cause principale les 5 premières années puis de 6 à 17 ans, ce serait la carie secondaire.

Si des complications peuvent être retrouvées dues à des défauts de mises en œuvre, la résine subit inexorablement au court du temps une dégradation. La cavité buccale est source d'agression et la résine réagit très mal aux variations thermiques, à l'hydrolyse et aux contraintes de mastications

2.2.1 La carie secondaire :

C'est une lésion carieuse se développant aux marges d'une restauration existante. Elle se matérialise par **la présence d'un hiatus** supérieur à 0,4 mm (5). Ce vide, ce défaut d'étanchéité, permet alors la colonisation bactérienne, puis le développement carieux et le ramollissement des tissus au niveau des limites, accentuant le défaut marginal.

L'étape du mordantage et de l'application du système adhésif est importante puisqu'elle conditionne l'étanchéité du composite. C'est grâce à un bon mordantage que l'émail et la dentine sont préparés et reçoivent de façon optimale l'adhésif et la résine.

La reprise de la carie impose le remplacement du composite, entraînant un délabrement supplémentaire entraînant des complications de plus en plus importantes pouvant aller, à terme, jusqu'à la fracture ou l'effraction pulpaire.

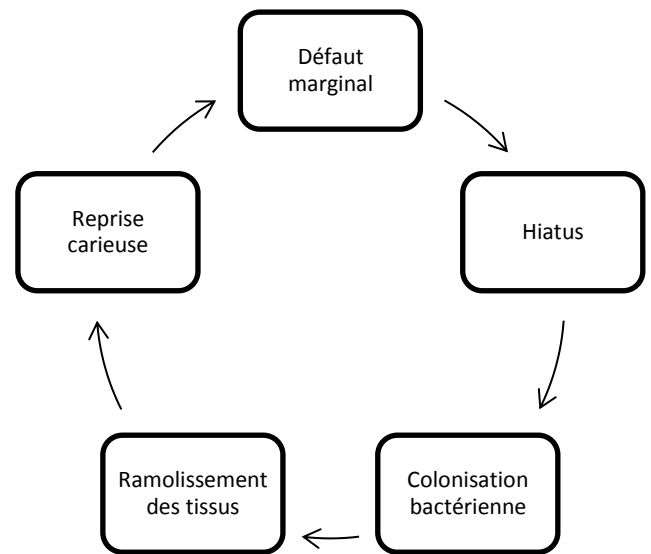


Figure 21 : Schéma de la reprise carieuse (Schéma de l'auteur d'après 5)

2.2.2 Les complications endodontiques : (17)

Les complications endodontiques dépendent principalement de l'atteinte pulpaire lors du soin de la carie. Il existe une classification des pulpopathies, établie par Baume en 1962.

La pulpite réversible (catégorie II) est une inflammation pulpaire caractérisée par une sensibilité provoquée à un stimulus (généralement le froid), et l'arrêt aussitôt le stimulus retiré. Dans une pulpite irréversible (Catégorie III), les sensibilités sont souvent continues et perdurent malgré l'arrêt des stimuli.

La nécrose pulpaire (Catégorie IV) apparaît lorsque le système de défense ne peut plus contenir le facteur irritant. Les bactéries présentes au niveau de la pulpe se multiplient et des micro-organismes pyogènes apparaissent, responsables de la nécrose liquéfiante. La nécrose se produit quand la lésion de la pulpe se fait à bas bruit sans que le patient ne ressente la moindre sensibilité ou quand les agressions sont de faibles intensités sur une longue période.

Néanmoins, très peu de complications endodontiques sont décrites dans la littérature.

Ce qui en ressort, c'est que **plus la cavité est profonde et plus le diamètre des tubuli est grand** (0,8 μm dans la dentine superficielle et 2,5 μm dans la dentine profonde) (37). L'acide orthophosphorique utilisé lors du protocole ouvre ces tubuli qui sont des couloirs directs vers la pulpe. Or, c'est **le passage de bactéries et des agents agressants des tubuli vers la pulpe qui crée des sensibilités voir des douleurs et à terme des complications.**

L'indication du composite en fonction de l'atteinte pulpaire est très praticien dépendant. En effet, plus l'organe pulpaire est endommagé, et plus il sera difficile de conservé sa vitalité et il en va du praticien d'appréhender l'atteinte pulpaire.

L'application d'un hydroxyde de calcium permet de faciliter la régénération du tissu pulpaire, au préjudice d'accentuer le risque de fracture du matériau. L'évolution se dirige vers des silicates de calcium (Biodentine®) aux meilleures propriétés mécaniques et d'étanchéité.

2.2.3 Fracture :

2.2.3.1 Concernant les fractures du matériau :

Les fractures sont souvent provoquées par une **usure de la liaison hydrogène entre les charges et le silane.**

Initialement, ils peuvent être dus à des défauts de surfaces, des bulles d'air dans le composite, ou une polymérisation incomplète. Avec le temps, les fractures sont provoquées par des ruptures des liaisons au sein de la chaîne, principalement due à aux variations de température, la lumière et l'oxygène de l'air.

2.2.3.2 Concernant les fractures des tissus dentaires :

Une étude in vitro de 1992 a démontré que les contraintes au niveau d'une dent changeaient lorsqu'une restauration était placée (42). En effet, une compression axiale sur une dent saine se traduit par une **compression sur l'ensemble de la dent.** Sur une dent avec une large et profonde cavité, cela se traduit par une **tension sur le mur pulpaire.** Ce changement de réponse aux forces est responsable des fractures des tissus dentaires.

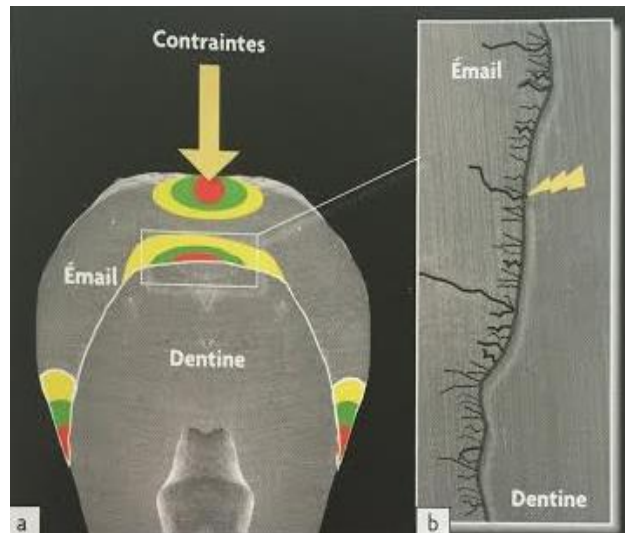


Figure 22 : Schématisation de la dissipation des contraintes sous une force axiale (53).

De plus, les prémolaires, ayant une table occlusale inclinée par rapport à leur axe principal, sont des dents ayant un risque de fracture plus important.

De plus, une étude de 1993 (109) a mis en évidence sur 2 semaines une déformation des cuspidés (flexion) liées aux contraintes de polymérisation. Avec le temps, cette déformation est compensée par l'hydratation de la dent et du composite. Néanmoins, plus la cavité est grande et plus cette déformation reste permanente et entraîne à terme des fractures. Le fait de polymériser en couche successive à un nombre réduit de parois diminue les contraintes sur la dent.

3 Techniques alternatives :

Les résines composites sont devenues le matériau principal utilisé en odontologie conservatrice. Cependant, les résines peuvent se retrouver, dans certains cas, inadaptées en face d'une situation clinique particulière. De ce fait, le chirurgien dentiste peut être amené à utiliser des matériaux alternatifs plus appropriés.

3.1 Le CVI modifiés par addition de résine : (44)(62)(69) (107)

Le ciment verre-ionomère conventionnel est un ciment issu à **l'origine d'une réaction acide-base (verre inorganique avec un polyacide) se liant aux tissus dentaires par une liaison ionique**. Il fut créé en 1879 par Pierce mais son apparition en dentisterie date de 1976 avec Wilson et Kent qui travaillaient sur un matériau à base de poudre de verre de silicates et d'un liquide à base d'acide polyacrylique.

Le CVI conventionnel possède de nombreux défauts (prise lente, propriétés mécaniques faibles, esthétique mauvaise, très sensible aux variations hydriques et aux manipulations...), ce qui a terni l'image de ce matériau malgré trois avantages intéressants : une action clinique dynamique **la diffusion de fluor, sa faible cytotoxicité, et l'auto-adhésion à l'émail et à la dentine**.

En 1983, Simmons tente d'incorporer de la poudre d'alliage à amalgame. En 1984, Mac Lean et Gasser incorporent des particules de métal (les Cermets). Mais il faut attendre 1989 pour que les CVI soient modifiées par addition de résine (CVIMAR), rendant leur utilisation en dentisterie intéressante. Actuellement, l'évolution tend vers des CVI condensable ou à haute viscosité : Les CVI-HV.

3.1.1 Composition du CVIMAR :

Les CVI modifiés par adjonction de résine (Fuji II LG[®], Photac Fill[®]) se présentent sous la forme de poudre-liquide, soit en capsule prédosée, soit en mélange manuel.

3.1.1.1 La poudre :

La poudre est la base. C'est un mélange de **particules de verre de fluoro-alumino-silicates ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-CaF}_2$)**, dont la granulométrie est comprise entre 2 μm et 40 μm . Le rapport Alumine/silice est de l'ordre de 1/1,7 et la teneur en fluorure peut aller jusqu'à 23%. Sa composition en ions est variable : Elle influence sur la réactivité du CVI.

Afin d'avoir un produit radio-opaque, du strontium, du baryum, du lanthanum, de l'oxyde de zinc ou de l'oxyde de zirconium sont ajoutés. Des pigments et des oxydes métalliques sont présents pour définir la teinte.

3.1.1.2 Le liquide :

Le liquide est l'acide. C'est une **solution aqueuse à base d'acide polyalkénoïque** qui est un copolymère d'acide acrylique et d'acide itaconique principalement. La concentration est comprise entre 40 et 50%. Les chaînes de polyacide sont courtes afin d'augmenter la concentration en acide, ce qui permet de mieux contrôler la viscosité et d'améliorer la résistance du CVI.

À ses acides sont ajoutés dans les CVIMAR des sites de réticulation ainsi qu'une **résine de monomère photopolymérisable** (HEMA ou BisGMA) qui est soluble dans l'eau de l'ordre de 15 à 20% du volume du liquide (76).

Des initiateurs solubles et des activateurs photosensibles sont aussi retrouvés.

Le CVIMAR possède donc 2 matrices (polyacrylate et résineuses) qui sont liées entre elles grâce à des liaisons hydrogènes.

3.1.1.3 Produit final :

Le produit final du CVI est un **agglomérat de particules de verres entourées d'un hydrogel de silice liées entre elles par une matrice de polyacrylates d'aluminiums et de calciums hydratés et fluorés.**

Il n'y a que 30% du verre utilisé dans la réaction acide-base, ce qui représente 70% en volume.

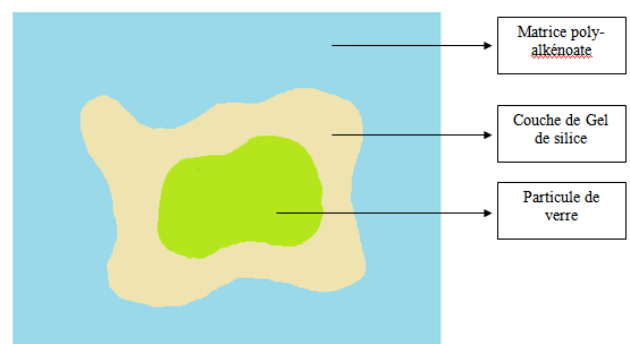


Figure 23 : Structure du CVI finale (62)

3.1.1.4 Les CVI à haute viscosité ou condensable : (20) (36)

Développé dans les années 1990, les CVI-HV (Fuji IX[®], HiFi[®], Ketac Molar[®], Hi Dense[®]) différent des CVIMAR. D'une part, le **ratio poudre liquide augmente** (3,6/1) avec une **diminution de la taille** des particules. **L'acide polyacrylique, initialement retrouvé dans le liquide, est lyophilisé et introduit dans la poudre.** La **concentration en acide polycarbonique augmente.**

Cela permet d'augmenter la viscosité, le relargage en fluor et la résistance à la compression et à la flexion, la dureté et la résistance à l'usure ; mais aussi de diminuer la durée de la réaction de prise, leur sensibilité hydrique et leur solubilité.

3.1.2 Propriétés :

Tableau 5 : Récapitulatif des propriétés des CVIMAR d'après (50) (62) (117)

		CVIMAR
Propriétés physiques	<i>Contraction de polymérisation</i>	2 à 3
	<i>Absorption hydrique.</i>	0.9%
	<i>Adhésion</i>	8 à 12 MPa
	<i>Opacité</i>	60 à 70%
	<i>Coefficient d'expansion thermique</i>	13 à 15
Propriétés mécaniques	<i>Résistance à la compression (MPa/cm²)</i>	100 à 214 MPa
	<i>Résistance à la traction</i>	20 à 40 MPa
	<i>Résistance à la fatigue</i>	50 MPa
	<i>Module d'élasticité</i>	8 à 16 GPa
	<i>Dureté</i>	30 à 40 Vickers
	<i>Résistance à l'usure</i>	40 à 100 µm

3.1.2.1 Propriétés physiques :

3.1.2.1.1 Coefficient d'expansion thermique :

Il est très **proche de celui des tissus dentaires (notamment de l'émail)** d'environ $10 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (71) : 13 à 15 ppm/C°

C'est l'un des avantages des CVI par rapport au composite. Le produit final d'un composite est plus hétérogène que celui des CVI. Lors des variations thermiques, la

différence de réaction entre la matrice et les charges du composite induit du stress. Dans le CVI, l'interface d'hydrogel siliceux unit chaque particule et permet de libérer ce stress.

3.1.2.1.2 Variation dimensionnelle :

Elle est de l'ordre de **2 à 3 %**. Sa grande stabilité volumétrique est intéressante, notamment par rapport au composite qui subissait une contraction importante entraînant l'apparition de contrainte et de hiatus marginal. Néanmoins, cette variation varie en fonction de l'humidité et il est important de limiter une exposition prématurée à l'humidité.

3.1.2.1.3 Adhésion :

Au contraire des composites, le CVIMAR ne nécessite pas d'adhésif. Son adhésion est naturelle et se fait grâce à une composante physico-chimique.

D'une part, l'adhésion se fait par une **liaison chimique (forte) et intermoléculaire**. Les charges négatives des polyacides de la matrice interagissent avec les charges positives de l'hydroxyapatites. C'est pour cela que l'utilisation d'acide phosphorique n'est pas recommandée (dissout le calcium et donc l'hydroxyapatite) mais plutôt un acide polyacrylique qui enlève uniquement la boue dentinaire (87).

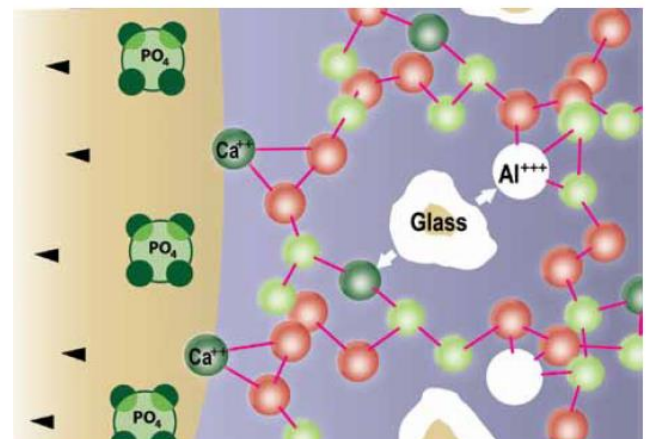


Figure 24 : Liaison des CVI à la phase minérale des tissus dentaires (16)

D'autre part, la **liaison est micromécanique** dans une moindre mesure. L'adhésion pour le CVIMAR forme une zone hybride dans la structure dentaire grâce à la résine. Il existe un phénomène d'ancrage mécanique.

Pour les CVI modifiés, l'adhésion est doublée par rapport au CVI conventionnel, soit 8 et 12 MPa pour respectivement la dentine et l'émail. Le fait de mordancer avec un acide polyacrylique permet d'améliorer nettement l'adhésion.

Le CVI adhère aux parois dentaires, ce qui provoque, lors de sa prise, des contraintes à l'intérieur du matériau et au niveau de l'interface dent/CVI. Mais les forces d'adhésions aux parois dentaires sont plus fortes que celles à l'intérieur du matériau.

Le CVI a la capacité de rompre et de restaurer ses liaisons. Des microcraquelures se créent donc au niveau des porosités pour contrer les contraintes de contraction de prise. **Cela évite l'apparition d'un hiatus et la propagation des microfractures, mais diminue les propriétés mécaniques.**

Une étude de 2009 (38) a montré que l'utilisation d'EDTA comme prétraitement de la dentine permettait de diminuer le taux d'échec des CVI. Le fait de dissoudre la phase minérale de la dentine (enlève la SMEAR Layer) sans altérer ses protéines, surtout les fibres de collagène, permet de faciliter l'infiltration du CVI et d'augmenter l'adhésion.

3.1.2.1.4 Structure poreuse et absorption d'eau :

L'un des avantages majeurs du CVIMAR est sa **grande tolérance à la manipulation ainsi que sa résistance aux variations hydriques**. Il possède de plus grandes performances dans des conditions cliniques difficiles car il est tolérant à l'humidité.

Même si les CVIMAR sont tolérants à l'humidité, lors de la pose du CVIMAR, il ne faut pas dessécher la dent pour assurer une adhésion optimale mais un contact trop important avec de l'eau peut inhiber la prise.

Contrairement au CVI traditionnel, les CVIMAR résistent à la déshydratation. Cela permet de les polir immédiatement alors qu'il fallait attendre 24h pour les traditionnels. Ils résistent aussi à l'hydrolyse, et ce même dans les premières heures suivant la pose.

La structure de CVI est poreuse. En estimant que les pores sont sphériques, des pores de 7 à 30 µm de diamètre sont observés (9). **Cette structure permet la création de microcanaux par lesquels les ions fluors et les molécules d'eau traversent pour migrer jusqu'à la surface du matériau.** L'absorption hydrique est importante les 7 premiers jours, et **permet de compenser la rétraction de prise**. Néanmoins, les données varient énormément d'un CVI à l'autre, mais le FUJI II LC arrive à **augmenter son volume final de 0,9%**.

3.1.2.1.5 Étanchéité et adaptation marginale :

Pour l'émail, il y a absence d'infiltration. Au niveau de la dentine, avec l'utilisation d'un CVIMAR, le hiatus **est de l'ordre de 1.8 à 4.6 μm** . On retrouve une infiltration au niveau de la dentine dans 15% de la restauration.

L'adaptation et l'étanchéité sont **considérées comme excellentes** par rapport aux restaurations composites.

3.1.2.2 Propriétés mécaniques :

C'est l'**inconvenient majeur des CVIMAR**. L'obturation au CVI nécessite une **épaisseur de 1 mm** sinon le ciment ne résiste pas aux effets mécaniques.

Les propriétés mécaniques sont influencées par la composition du verre, la variation du rapport liquide/poudre (la résistance augmente si le ratio poudre-liquide augmente), la granulométrie de la poudre et l'hydratation du verre ionomère.

Les faibles propriétés mécaniques du CVI seraient dû aux pores retrouvés dans le CVI mais aussi par le fait que les protons hydrogènes seraient mobiles dans le matériau final (9).

La résistance à la compression est acceptable sur le plan clinique. Elle est 30% supérieure par rapport aux CVI conventionnels, mais reste tout de même inférieure par rapport aux composites.

Les CVI conventionnels sont deux fois moins résistants à la fracture que les composites. Néanmoins, certains CVIMAR se rapprochent des valeurs de la dentine. Il n'en reste que le manque de rigidité ne permet pas au CVIMAR d'être placé sous des contraintes occlusales trop importantes.

Le module d'élasticité est proche de celle des composites, et ce pour des valeurs mesurées 24 heures après la pose. Mais le module d'élasticité augmente dans le temps, généralement 1 mois suivant la pose. Pour le CVI, l'augmentation persiste jusqu'à 6 mois après la pose. Cela les rend donc de moins en moins résistants aux déformations dans le temps.

La résistance à la fatigue est faible, deux fois plus petite que pour les composites.

La microdureté est de l'ordre de 30 à 40 Vickers, bien inférieur à celle de l'émail, mais augmente progressivement dans les 48 heures.

La résistance à l'usure est l'un des points défavorables du CVIMAR. En effet, la rugosité des CVI est 5 à 20 fois supérieures à celle des composites. Cela dépend du diamètre des charges et de la dureté de surface.

3.1.2.3 Propriétés esthétiques :

Les CVI sont plus opaques, moins esthétique. En effet, les particules de verres assez volumineuses rendent l'état de surface difficile à polir même si la présence de résine a permis d'améliorer le polissage.

Néanmoins, la translucidité est faible. L'opacité est **comprise entre 60 et 70%**.

3.1.2.4 Propriétés biologiques :

3.1.2.4.1 Bioactivité : (74)

Les CVI permettent un relargage de fluor dont le pic maximal a lieu dans les premières heures suivant la pose puis dure environ 18 mois (585 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ pendant cette période) avec un relargage de **40 $\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{jour}$ pendant les 3 premiers jours**, puis cela décroît très rapidement (117).

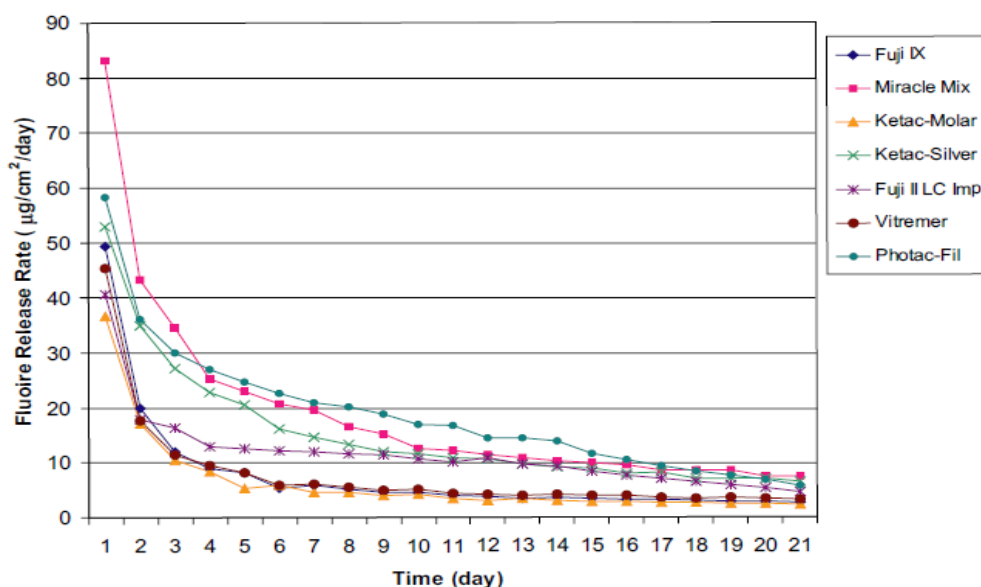


Figure 25 : Graphique de la diffusion de fluor en jour des différents CVI et CVIMAR (117)

L'eau, qui est un composant de la réaction acide-base, joue un rôle important dans la diffusion du fluor. L'eau est sous forme d'hydrogel, ce qui permet un équilibre chimique des mouvements des ions entre le CVI et les structures environnantes.

Tableau 6 : Distribution de la diffusion du fluor dans le temps suivant la pose (69)

Période	Fluor diffusé mg/ciment
<i>Au bout d'une heure</i>	0.75
<i>Première semaine</i>	1.22
<i>Deuxième semaine</i>	0.29
<i>Cinquième semaine</i>	0.14
<i>Treizième semaine</i>	0.08

La diffusion de fluor permet plusieurs actions :

La plus importante est **l'action cariostatique, notamment une action antibactérienne** (essentiellement contre le *streptococcus mutans*). Cela permet la diminution du développement carieux. Cela est important pour les patients à risque carieux individuel élevé.

Le fluor permet une augmentation de **la résistance à la solubilisation, et peut inhiber la déminéralisation des surfaces interproximales des dents adjacentes** (les ions fluors sont retrouvés incorporés dans l'hydroxyapatite de l'émail dans une zone d'environ 1 à 3 mm (107) autour de la restauration formant un hydroxyfluorapatite).

Enfin, cela permet une **reminéralisation des tissus dentaires** grâce à l'abaissement de l'énergie superficielle de l'émail.

Le CVI a la capacité de se recharger en fluor grâce aux produits ingérés par le patient. On parle « d'effet réservoir ».

Selon un article de 2011 (86), des études auraient prouvé que le placement d'un CVI au lieu d'un composite augmenterait les chances jusqu'à 20% de non-apparition de carie à 2 ans. Cet article est prudent vis-à-vis des biais possibles lors de ses études. De plus, un autre article de 2007 (116) sur des études prospectives n'aurait pas démontré d'incidence significative sur la prévalence de carie secondaire.

Il existe aussi une relation linéaire entre le relargage de fluor et la résistance à la compression (117). Plus la diffusion de fluor est grande, plus la résistance est faible.

3.1.2.4.2 Toxicité du CVI :

La qualité de l'étanchéité des CVI permet une très bonne tolérance au niveau de la pulpe. Les **sensibilités postopératoires sont très rares** (puis que les bouchons des tubuli ne sont pas éliminés).

Le CVIMAR en lui-même a une très bonne tolérance pulpaire mais il ne doit pas être utilisé en coiffage direct, et nécessite même une **couche de dentine d'au moins 0,5 mm**. En effet, le CVI **subit lors de sa prise une augmentation de sa température de 3 à 8 °C et son pH est de 3**. Le CVI se stabilise au bout de 8 heures en revenant à un pH de 7.

Le CVI a une meilleure biocompatibilité avec le parodonte (30).

Les CVI semblent moins retenir la plaque dentaire, et le fluor permet de diminuer la charge bactérienne retrouvée dans la plaque dentaire. Aussi, le hiatus plus faible induit une rétention de plaque moins importante par rapport au composite, surtout si cette limite est infragingivale.

Néanmoins pour des patients à l'hygiène correcte, entre le CVIMAR et le composite, il n'y a pas de différence significative concernant la gingivite.

3.1.3 Longévité :

La médiane pour le taux de survie d'un CVI est significativement plus basse. Elle est de 6,8 contre 11 pour les composites. Néanmoins, une étude prenant en compte les restaurations cliniquement inacceptables (selon les critères USPHS : United States Public Health Service) et non plus uniquement le taux d'échec, la médiane passe de 6,4 pour le CVI à 9,7 pour le composite (56).

Cela s'explique par des propriétés mécaniques largement en deçà des autres matériaux. Le CVIMAR seul ne possède donc pas de caractéristiques cliniques suffisamment bonnes pour être placées sous des contraintes importantes. Son utilisation sur les molaires et les prémolaires à large cavité est déconseillée.

3.2 La technique hybride :

La technique hybride, encore appelée technique sandwich, vise à **placer entre la dent et le composite un troisième matériau en base dentinaire**. Les interfaces principalement utilisées sont un CVIMAR ou du composite flow.

Elle est de deux types : fermée lors que le substitut dentinaire est entièrement recouvert de composite ou ouverte si le substitut est utilisé pour relever la marche cervicale.

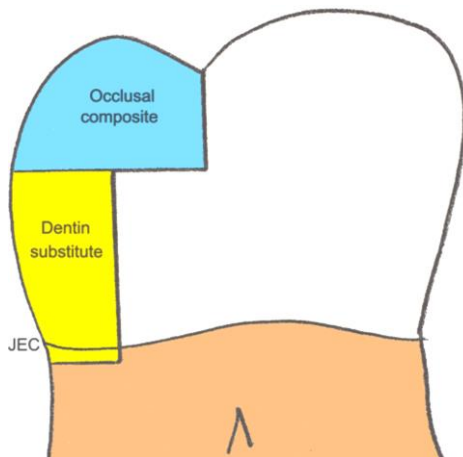


Figure 26 : Schéma de la technique hybride ouverte (57)

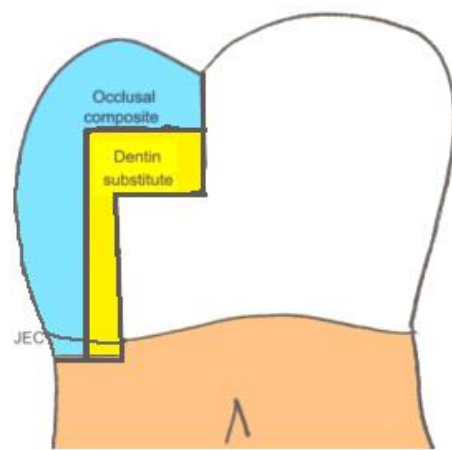


Figure 27 : Schéma de la technique hybride fermée

3.2.1 Généralités :

L'un des plus grands défauts du composite est la rétraction de polymérisation qui aboutit à la formation d'un hiatus à la liaison tissus dentaires-composite, des sensibilités postopératoires, et du stress au niveau du matériau (fractures...).

L'adaptation marginale du composite est d'autant plus difficile à obtenir qu'elle se fait dans la dentine par rapport à l'émail (45).

Le composite est donc un très bon matériau quand la lésion est intra-amélaire. Néanmoins, dans les cavités proximales et profondes, la liaison avec le composite se fait également dans la dentine.

La technique sandwich ouverte vise à corriger cela, en combinant les propriétés mécaniques des composites et la très bonne adaptation marginale des substitues dentinaires. Cela à l'inconvénient de complexifier un protocole qui nécessitait déjà une certaine rigueur.

3.2.2 Matériaux :

Différents matériaux peuvent être utilisés :

- Le **composite flow**, principalement pour diminuer les problèmes liés à la rétraction de polymérisation et donc améliorer l'étanchéité et l'adaptation marginale.
- Le **CVIMAR** pour ses propriétés cariostatiques et leur meilleure tolérance en milieu aqueux et en infragingivale. L'adhésion du CVI au composite est de 15 à 20 MPa.
- La **Biodentine**[®] peut être aussi utilisée. Seule, elle permet une restauration temporaire d'environ 6 mois, mais son utilisation en substitut dentinaire dans la technique hybride est toute à fait acceptable (1).

3.2.3 Protocole pour l'utilisation d'un CVI et d'un composite :

(65)



A : Pré-op (anesthésie, digue...)



B : Curetage carieux



C : Mise en place de la matrice



D : Application d'acide polyacrylique à 10% pour éliminer la boue dentinaire



E : Application du CVIMAR en cervical en faisant bien attention de ne pas en mettre sur les bords périphériques occlusaux puis polymérisation.



F : Mordançage à l'acide phosphorique puis rinçage



G : Application d'adhésif suivi de la polymérisation.



H : Mise en place de composite en couches successives, suivi de la polymérisation



I : Finition.



J : Résultat final

Figure 28 : Protocole de mise en place d'un CVI en technique sandwich ouverte

3.2.4 Intérêts de la technique :

3.2.4.1 Le taux d'échec annuel de la technique :

Une étude de 2015 (98) s'est intéressée à l'influence d'un CVIMAR comme fond de cavité sur la survie d'un composite, et ce sur une période de 18 ans. Toutes les restaurations ont été placées sous digue sur des prémolaires ou des molaires indépendamment du stade de la lésion, et **ils ont montré qu'il n'y avait pas de**

différence significative pour le taux de survie entre un composite seul et un composite et un CVIMAR.

Le taux d'échec annuel était de 1,9% pour les composites avec un CVIMAR contre 2,1% pour les composites seuls.

Néanmoins, pour les composites seuls, les fréquences de fractures et de caries secondaires sont sensiblement les mêmes (12,2 et 12,6%) tandis que pour les composites associant un CVIMAR, la fréquence de caries secondaires baisse (7,7%) alors que la fréquence de fracture augmente (19,9%).

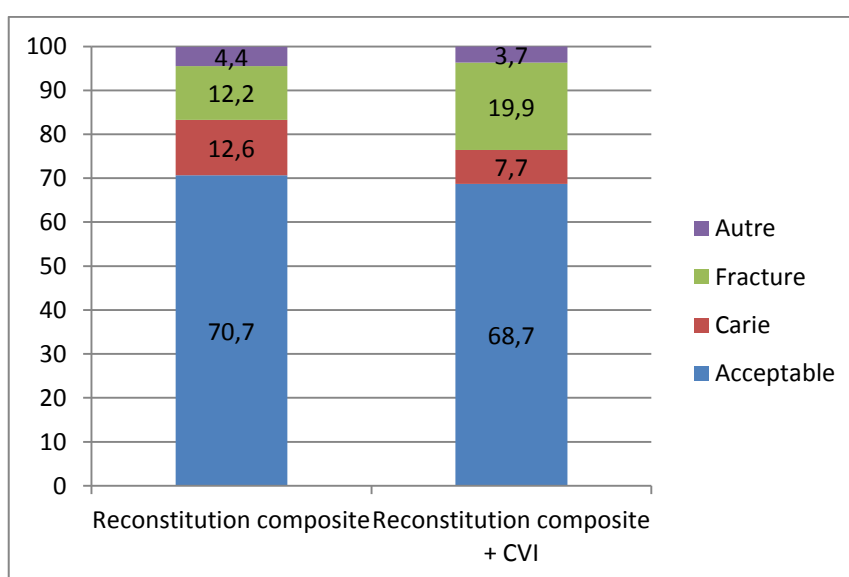


Figure 29 : Représentation des restaurations cliniquement acceptables et de la distribution du type d'échec selon les deux techniques (98).

Encore une autre étude de 2004 (2) a prouvé que la technique est une bonne alternative à l'amalgame avec notamment 5% d'échec sur 6 ans principalement liés à une fracture du matériau.

Le problème majeur de la technique sandwich vient du mur axial de la dent où l'adhésion avec le CVIMAR est délicate (21). En effet, le CVI nécessite une épaisseur minimale de 1 mm pour avoir une résistance mécanique correcte. Dans la technique sandwich, cette épaisseur peut être difficile à obtenir.

Dans cette même étude, ils ont montré que dans 16% des restaurations, des fêlures perpendiculaires se développaient dans la dentine adjacente.

3.2.4.2 Patients à haut risque carieux individuel :

Une étude de 2007 (82) a montré qu'il n'y avait **pas de différence entre les patients à haut risque carieux individuel et les autres**. Le taux d'échec annuel était de 2,8% avec une base et de 2,7% sans base.

3.2.4.3 Sensibilités postopératoires :

Une étude de 2013 (108) a cherché à savoir si placer un CVIMAR en fond de cavité réduisait les sensibilités postopératoires, comparées à un placement de composite seul.

Ils n'ont pas montré de différence significative à 4 semaines.

3.2.4.4 L'adaptation :

Une étude de 2015 (105) à chercher à montrer si l'utilisation de composite flow ou de CVIMAR améliorerait **l'adaptation interne** entre le matériau et les tissus dentaires. Ils ont montré que l'utilisation d'un composite seul avait de meilleurs résultats qu'avec un composite flow ou un CVIMAR.

L'utilisation d'un composite flow en base permet néanmoins **d'améliorer l'étanchéité** de la restauration à condition d'être photo polymériser en même temps que la première couche de composite (43).

Concernant l'adaptation marginale dans une technique ouverte, une étude in vivo sur des dents extraites (57) a montré une **meilleure adaptation au niveau de la dentine pour le CVIMAR que pour le composite flow**.

3.3 Inlay/onlay/overlay : (35)(106)

3.3.1 Généralités :

3.3.1.1 *Définition* :

Les inlays et les onlays sont considérés comme des pièces prothétiques visant à reconstituer la partie coronaire de la dent. On parle **d'onlay** lorsque la **pièce prothétique restaure une cuspide entière** (pièce extracoronnaire), et **d'inlay** lorsqu'elle **reconstitue un volume modéré d'une ou deux faces dans la portion intra-coronnaire**. Si la pièce prothétique doit recouvrir **toutes les cuspides avec des limites très supra-gingivales**, on parlera d'**overlay**.



Figure 30 : Image d'inlay/onlay (120)

Les premières traces d'inlay sont retrouvées bien avant les amalgames dentaires dans les années 1839 par un américain du nom de Murphy qui invente le concept d'inlay en céramique. Mais les matériaux de scellement étant insatisfaisants lors du 19^e et 20^e siècle, les inlays furent abandonnés au profit des amalgames dentaires. Leur développement fut repris avec la découverte des ciments de scellement, des composites et des techniques de collage. Ce fut en 1985 que le premier inlay en céramique tel qu'on les connaît actuellement fut posé à Zurich.

Les inlays/onlays peuvent être réalisés soit en méthode directe, soit en méthode indirecte faisant intervenir une phase de laboratoire.

3.3.1.2 Matériaux : (99)

3.3.1.2.1 Métallique :

Ils sont principalement composés d'or à hauteur de 75 à 80%. Très utilisés autrefois pour leurs propriétés mécaniques, leur faible usure et leur longévité, ils ne répondent plus à la demande esthétique principale des patients.

Néanmoins, ils ont l'avantage de nécessiter une hauteur plus faible que le composite ou la céramique, et de pouvoir être scellés et posés malgré une limite infragingivale.

3.3.1.2.2 Composite :

Les inlays-onlays en composite réalisés au laboratoire diffèrent des composites en restaurations directes principalement par leur polymérisation. Après leur polymérisation, ils subissent une post-polymérisation par augmentation de température (jusque 100 °C). Le taux de conversion des monomères est donc plus important (98%), ce qui permet d'améliorer les propriétés mécaniques (résistance à la flexion, module de flexibilité, résistance à la compression, microdureté, résistance à l'usure et l'absorption hydrique) en diminuant le nombre de radicaux libres résiduels.

Néanmoins, leur pose nécessite des cavités dont la périphérie reste dans l'émail ainsi qu'une limite supra-gingivale ou éventuellement juxta-gingivale.

3.3.1.2.3 Céramique : (27)(92)

Les avantages de la céramique par rapport au composite sont doubles. D'une part, sa stabilité dans le temps, aussi bien chimique que volumétrique. D'autre part, l'esthétique qui peut être quasi parfaite car présentent des propriétés optiques similaires à l'émail naturel.

L'inconvénient est bien entendu la fracture qui ne permet aucune réparation.

Classiquement, il existe trois sortes de céramique : les porcelaines, le verre et les céramiques dentaires.

Les céramiques dentaires sont des matériaux inorganiques à base d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures présentant des liaisons chimiques fortes (ioniques ou

covalentes). Elles se présentent sous la forme d'une poudre agglomérée qui est densifiée et consolidée par traitement thermique et/ou de pression (frittage). Le produit final est composé de deux phases : une phase vitreuse désordonnée et une phase cristalline ordonnée.

La classification des céramiques dentaires se fait en fonction de leur microstructure. Tout d'abord les céramiques à matrice vitreuse avec des charges cristallines dispersées (Feldspathique et vitrocéramique) et les céramiques à matrice cristalline avec phase vitreuse infiltrée (alumineuse et zircon)

Les céramiques principalement indiquées pour les inlays et onlays sont des céramiques hautement vitreuses (feldspathiques enrichies en leucite ou vitrocéramiques), plus précisément les **vitrocéramiques en postérieurs** car leur résistance à la flexion et leur ténacité sont supérieures aux feldspathiques

Exemple de marque : Authentic, Carra Press Inlay, Cergogold, cerpress SL, Creapress, E.Max Press, Empress I® et II® (Ivoclar-Vivadent), Evopress, Nuance PressKeramik, OPC Pellet, Platina-Press, Trendpress, Vision Esthetic, Vitapress (Vita), In Ceram Spinell.

3.3.1.3 Intérêts :

Les inlays/onlays, en plus de leurs **propriétés esthétiques et mécaniques**, offrent un contrôle plus précis de **l'anatomie dentaire** en recréant les marges cervicales, l'intégrité marginale, l'occlusion et le point de contact tout en préservant les structures dentaires résiduelles (principe de **l'économie tissulaire** qui est primordiale).

L'ensemble permet une meilleure adaptation de la pièce prothétique aussi bien au niveau de la dent que de son environnement parodontal, permettant une haute **biocompatibilité**.

3.3.1.4 Indications/contre-indications :

3.3.1.4.1 Indications :

Elles sont fonction de plusieurs facteurs, à évaluer une fois l'ancienne restauration et/ou la carie éliminées tout en tenant compte de **l'hygiène du patient** qui est primordiale pour éviter la reprise carieuse au niveau de l'interface onlay/dent.

La **perte de substance coronaire** : Plus la cavité est grande, et plus la restauration directe sera compliquée à restaurer de façon fonctionnelle. La restauration indirecte permettra de gérer la rétraction de polymérisation, améliorer l'étanchéité et de restaurer les points de contact et l'occlusion.

Le **nombre de restaurations à effectuer** est un critère essentiel puisque plus il y aura de point de contact à recréer et plus cela sera difficile avec une méthode directe.

La **position de la limite cervicale** influe sur le choix de la méthode : l'idéal est une limite supra-gingivale, mais il est également possible de réaliser un inlay avec une limite juxta-gingivale.

Il faut tenir compte de la **nature des dents antagonistes et adjacentes**. Si elles sont en céramique ou en composite, il est judicieux de conserver le même matériau afin de limiter l'abrasion. De plus, il ne faut pas que la dent adjacente se situe à plus de 2 mm, ce qui causerait un porte-à-faux trop important.

Enfin, la **demande esthétique** influencera le choix de la technique et des matériaux utilisés.

3.3.1.4.2 Contre-indications :

La vitalité pulpaire n'est pas une contre-indication aux inlays/onlays. Les contre-indications sont surtout liées **aux critères de préparation** de la dent (épaisseur occlusale faible, porte à faux avec la dent adjacente, limite infragingivale, volume cavitaire faible).

Il existe aussi des contre-indications relatives au patient. Un **risque carieux individuel élevé et un défaut d'hygiène** auront son importance dans la durée de vie de l'inlay. La présence de **surcharge occlusale et de bruxisme** est un critère d'échec des restaurations. Il ne faut pas non plus négliger le **contexte financier** car le prix moyen d'un inlay/onlay est de 400 euros et la base de remboursement de la sécurité sociale est de 40,97.

3.3.2 Propriétés : (55)(92)(119)

3.3.2.1 *Propriétés mécaniques* :

Les propriétés des composites utilisés pour les inlays sont augmentées grâce à la post-polymérisation thermique (39). Les résultats observés dans l'article sont :

- une augmentation de 7 à 47% pour la résistance à la fracture.
- Une augmentation de 12 à 60% pour le module d'élasticité.
- Une augmentation de 20 à 40% pour la dureté

Concernant la résistance à la compression, elle est moins affectée par le traitement thermique même si une légère amélioration est constatée.

En résumé, un traitement à 100 °C pendant 10 minutes montre des propriétés augmentées de 10 à 20%. Néanmoins, l'article met en garde de la stabilité des résultats à plus de 1 jour, notamment en milieu aqueux où les améliorations observées diminuent.

La céramique est un matériau qui ne supporte pas les déformations plastiques. Leur module d'élasticité est grand (60 pour les vitrocéramiques à 280 GPa pour l'In ceram[®]), la céramique se fracture plus facilement sous des contraintes plus faibles. Leur résistance à la traction (25MPa) et la flexion (inférieur à 400 MPa) est faible. Leur ténacité est de 0.7 à 8 MPa.M^{1/2}

Par contre, elles sont très résistance à la compression (300 à 900 MPa).

Concernant la dureté, les feldspathiques ont une dureté de Vickers très proche de celle de l'émail.

3.3.2.2 *Propriétés physico-chimiques* :

Les céramiques sont des isolants thermiques, leur **conductivité thermique** est très faible de l'ordre de 0,01 J/S/cm². Concernant le **coefficient de dilatation thermique**, les feldspathiques sont les meilleures : Il est compris entre 9 à 15.10⁻⁶°C.

3.3.2.3 *Propriétés esthétiques* :

Le composite a de très bonnes propriétés esthétiques, néanmoins l'avantage de la céramique sur le composite est l'absorption hydrique. La teinte est moins stable dans le temps pour le composite.

3.3.2.4 Propriétés biologiques :

La céramique est parfaitement biocompatible. La plaque dentaire n'adhère pas à la céramique. Pour le composite, il y a mois de monomères libres, ce qui les rend moins cytotoxiques.

3.3.3 Avantages / inconvénients :

Tableau 7 : Avantages et inconvénients des composites et inlay-onlays d'après (6) (55) (119)

	Composite	Céramique
Avantages	Esthétique Meilleur contrôle des contacts proximaux Adaptation marginale très bonne Coût faible Réparation facile.	Esthétique Biocompatibilité parodontale Résistance à l'abrasion Radio-opaque : identique à celle des tissus dentaires minéralisés.
Inconvénients	Résistance faible Sensible aux colorations	Temps de réalisation Abrasion des dents antagonistes Coût Réparation impossible.

3.3.4 Protocole de mise en place : (58)(119)

3.3.4.1 Examen pré-opératoire :

Cette séance permet **d'évaluer la dent à restaurer** en faisant le bilan des indications et des contre-indications lors d'un examen clinique et radiologique. Ce qui ensuite permettra de discuter avec le patient de sa motivation, de ce qu'il désire en lui explication les différentes possibilités, matériaux et aboutissants de chaque technique pour terminer par la création des différents devis.



A : Vue pré-opératoire.

3.3.4.2 *Prise de teinte et hybridation :*

Lorsque le devis est accepté et le choix de la technique décidé, les étapes cliniques commencent alors.

La première étape **est la prise de teinte**. En effet, la pose du champ opératoire et le curetage de la carie vont dénaturer les propriétés optiques de la dent et donc sa teinte naturelle (déshydratation...).

Ensuite, le deuxième temps est la **pose d'un champ préopératoire** avec anesthésie, suivi ensuite par la dépose de l'ancienne restauration et du curetage carieux.



B : Pose d'un champ opératoire et curetage de la lésion.

Puis, vient l'étape de l'**hybridation**.

Son objectif est une **protection du complexe dentino-pulpaire** (protège des agressions physique, chimique et bactérienne), une **optimisation du collage** (augmentation de l'adhérence de la future pièce prothétique en assurant une étanchéité maximale par scellement des tubuli dentinaires) ; et un **comblement des contre-dépouilles** (ce qui évite d'être destructeur vis-à-vis des parois dentaires, simplifie les zones de préparation et diminue les sensibilités du collage).

Elle se fait principalement à l'aide d'un composite fluide, mais un CVIMAR peut aussi être utilisé.

Tout d'abord, il est intéressant de faire une désinfection à la chlorexidine pour éliminer toutes les bactéries, puis il faudra effectuer un mordantage de 15 secondes à l'acide orthophosphorique à 37% suivis d'un rinçage abondant. Cela permet d'éliminer toutes les boues dentinaires.

L'application de l'adhésif (ou primer) peut se faire, suivis d'un séchage doux pour éliminer les excès puis photopolymérisation pendant 30 secondes.



C : Application de l'adhésif.

La cavité peut alors recevoir la résine servant à l'hybridation qui sera photopolymériser pendant 30 secondes.



D : Hybridation.

3.3.4.3 Mise en forme :

Après l'hybridation, il faudra mettre en forme la cavité en respectant des principes précis. Il est primordial d'être rigoureux pour assurer la pérennité de la pièce prothétique.



E : Mise en forme de la cavité.

Il faut supprimer tous les angles vifs. Il est impératif d'avoir des **angles internes arrondis** afin de diminuer la concentration des contraintes et d'améliorer l'adaptation marginale. La céramique sera aussi plus résistante avec une cuisson plus facile.

Grâce au collage, la préparation ne nécessite pas de rendre la cavité trop rétentive. Il faut donc la rendre de **dépouille**, avec des angles compris entre **5 et 15°** afin de faciliter l'insertion de l'inlay sans risque de fracture, sans pour autant trop diminuer la rétention mécanique.

Le **fond de la cavité doit être plat**, toujours pour limiter les risques de fracture de l'inlay avec une profondeur comprise entre **2 et 2,5 mm en occlusale, 1,5 en vestibulo-buccale et de 1 mm au niveau du congé** (pour avoir une épaisseur de céramique suffisante).

Il ne faut **pas biseauter** les limites ou faire de chanfrein car cela implique des angles aigus et fins, affaiblissant la résistance de l'inlay-onlay.

Les limites de l'inlay doivent se trouver au niveau de l'émail pour améliorer le collage et **ne pas se trouver au niveau des zones de contact occlusal** aussi bien en statique qu'en dynamique.

Concernant les parois résiduelles, il faut supprimer celles fragiles inférieures à 1 mm d'épaisseur. Il faut un **minimum de 2 mm** afin qu'elles puissent supporter les contraintes d'occlusion.

Tableau 8 : Tableau des critères de préparation (35)

		Divergence des parois	Réductions nécessaires		
			Profondeur de la cavité minimale	Limites cervicales	Limites occlusales ou angle cavo-superficiel
Métal	Inlay	6 à 8°	1.5 mm	Chanfrein cervical : 30 à 45°	Chanfrein occlusal 15 à 20°
	Onlay		1.5 mm (cuspides d'appuis) 1 mm (cuspide guide)		1.5 mm au niveau du sommet cuspidien
Céramique	Inlay	12 à 15°	1.5 à 2 mm	Pas besoin de chanfrein	90° ou quart de rond
	Onlay		2 mm		Cervical arrondi de 0.8 à 1 mm
Composite	Inlay	10 à 15°	1.5 mm		90°
	onlay		2 mm		Cervical arrondi de 0.8 à 1 mm

3.3.4.4 Transitoire :

Elle se fait avant l’empreinte car si la cavité nécessite des retouches liées à des contre-dépouilles non descellées, il faudra refaire l’empreinte.

Il est indispensable de créer un transitoire, afin de protéger le système pulpaire pendant la durée de réalisation de l’inlay, de limiter le risque des fractures des tissus dentaires, de préserver la gencive adjacente et de maintenir la dent sur arcade (prévenir des égressions, versions...)

Il existe plusieurs matériaux utilisables, fonction de la technique directe ou semi-directe (utilisation d’un isomoulage) :

- avec une résine souple auto ou photopolymérisable.
- Avec des résines acryliques autopolymérisables,
- avec un IRM.
- Avec un inlay transitoire.



F : Transitoire.

3.3.4.5 L’empreinte

Elle se fait en dernier, obligatoirement en double mélange, voir triple-mélange.

Les différents matériaux utilisables sont les hydrocolloïdes ou les silicones, mais une empreinte optique est également possible.

La transitoire sera ensuite scellé au ciment provisoire. Néanmoins, n’étant pas étanche, il faut limiter au maximum le délai entre l’empreinte et la livraison de l’inlay/onlay.



G : Empreinte.



H : Scellement de l’inlay/onlay transitoire.

3.3.4.6 La livraison : Le collage :

Lors de la séance finale, il faut d'abord vérifier le travail prothétique en exo-buccal sur le modèle en plâtre (limite, occlusion...).



I : Inlay/onlay définitif.

Puis, il faut déposer la provisoire puis faire une anesthésie et essayer l'inlay-onlay (forme, adaptation marginale, bord périphérique, contacts proximaux et occlusaux, esthétique).



J : Essai de la pièce prothétique.

Si l'inlay peut être livré, il est impératif de mettre en place un champ opératoire.

Deux étapes importantes sont ensuite à réaliser rigoureusement pour assurer un collage optimal : la préparation de la pièce prothétique et la préparation de la cavité.

La pièce prothétique sera sablée afin de nettoyer et d'adoucir l'intrados de l'inlay. L'idéal se fait avec une poudre d'oxyde d'aluminium de 50 μm , ce qui permettra d'améliorer nettement l'adhésion (63). Pour préparer la pièce au collage, celle-ci doit être silanée après un mordantage à l'acide fluorhydrique de 5% pendant 1 minute et un dégraissage à l'acétone (possibilité d'utiliser un bac à ultrason pendant 4 minutes).

La silanisation de la pièce permet une interface entre les silices de la céramique et les polymères de l'agent de collage, et l'agent de collage avec l'hydroxyapatite des tissus dentaires.



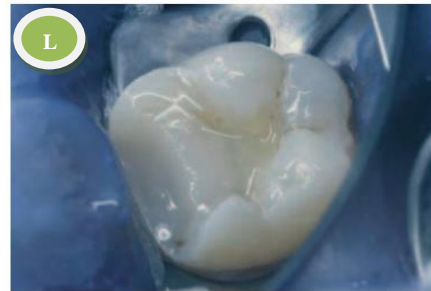
K : Silanisation de la pièce prothétique.

Le nettoyage de la cavité passera aussi par un sablage puis un mordantage à l'acide phosphorique à 37% pendant 10 secondes suivit du rinçage.

Ensuite, il faudra mettre l'adhésif (ex : Optibond FL[®]) au niveau de la préparation qu'il faudra polymériser et au niveau de la pièce prothétique, qui ne sera pas polymérisée. L'inlay-onlay est ensuite mis en place dans la cavité juste après l'application d'un composite à haute densité de charges dans celle-ci (ex : Variolink II[®]).

Avant la polymérisation, il faut veiller à éliminer les excès.

Enfin, les limites seront polies et l'occlusion est contrôlée.



L : Application de l'adhésif.



M : Mise en place de l'inlay/onlay



N : Finition



O : Résultat final

Figure 31 : Protocole de confection d'un inlay/onlay.

3.3.5 Scellement ou collage :

Le scellement des inlays-onlay a été proposé afin de pallier le protocole rigoureux du collage en étant plus tolérant lors du protocole clinique ou des situations cliniques plus difficiles (10).

Le scellement se fait alors avec un CVIMAR (Fugi Plus®), ciment de scellement déjà utilisé pour la prothèse fixée et qui a fait ses preuves ou des ciments conventionnels à base de phosphate de zinc.

Néanmoins, la **rétenion des ciments est inférieure à celle des colles**. Les cavités de dépouille nécessaire à la réalisation de l'inlay empêchent le bon maintien de la pièce prothétique uniquement scellé. De plus, **l'étanchéité est meilleure pour le collage** que le scellement au niveau de l'émail. Pour finir, le **collage permet de diminuer de façon plus importante les contraintes** au niveau de l'interface et **d'accroître la résistance** des structures dentaires résiduelles. Le collage permet de retrouver 88% de la résistance (23).

L'esthétique concernant le scellement est moins bonne que le collage avec des ciments plus blanc, plus opaque.

Le scellement des inlays-onlays au CVIMAR augmente le risque d'échec des restaurations par rapport au collage (32). Le taux d'échec à 2 ans est de 2% pour le collage contre 15% pour le scellement au CVI traditionnel (23).

3.3.6 Échec et longévités des inlays-onlays : (115)

Sur une période de 10 ans, en incluant les réparations, 80% des inlays directs et indirects (composites et céramiques) sont toujours en place (110).

Concernant le taux d'échec annuel (23), pour les inlays-onlays métalliques, il est compris entre 0 et 5,9% avec un taux de survie de 96% sur 10 ans. L'inlay en or est considéré comme l'une des meilleures restaurations. Pour les inlays-onlays céramiques, le taux d'échec annuel serait compris entre 0 et 7,5% avec un taux de réussite de 97% sur 10 ans. Pour les inlays-onlays en composite, le taux d'échec annuel serait compris entre 0 et 11,8%.

Une méta-analyse de 2016 indique, sur une période de 10 ans, un taux de survie des inlays/onlays/overlays de 91% (75).

Les échecs sont principalement des fractures (environ 40% des échecs), des caries secondaires (environ 30%), une perte de l'inlay (13 à 30%) et un défaut d'adaptation marginale entre la dent et la pièce prothétique (102). Les molaires ont un risque d'échec plus important que les prémolaires (52).

Une étude de 2002 (84) trouve des chiffres différents : 53% des échecs concernent une fracture de l'inlay, 20% une fracture de la dent, 20% de caries secondaires et 7% des problèmes endodontiques. Le taux de réussite sur 10 ans est de 90,4%.

La méta-analyse de 2016 (75) montre des échecs principalement liés aux fractures/décollement, aux complications endodontique et aux caries secondaires.

La principale cause d'échec est donc la fracture, soit des parois dentaires, soit de la pièce prothétique. Un article de 1999 montre une résistance aux fractures plus élevée pour les inlays composites que les céramiques, notamment sous des forces de compression. Cela s'explique par une flexibilité plus importante du composite (15). Néanmoins, cette flexibilité augmente le risque de décollage par rapport aux inlays/onlays en céramique. Ce résultat est retrouvé dans une étude de 2013 où le risque de fracture est plus important pour les inlays/onlays en céramique que ceux en composite (40).

Les fractures sont dues, soit par des défauts lors de la préparation cavitaire soit des défauts lors de la confection de la pièce prothétique.

Concernant la céramique (92), la porosité influence sur la résistance de la céramique (par exemple le compactage par vibration augmente la résistance de 40% ; la cuisson sous vide diminue le taux de porosité de 4% à 0,1%). La température de cuisson améliore également la résistance mais à partir d'un seuil ou d'une multiplication des cuissons, la résistance diminue. L'état de surface a aussi son importance (d'où le glaçage pour refermer les fissures : Cela augmente de 400% les propriétés mécaniques et diminue le coefficient d'expansion thermique des feldspathiques).

Concernant les caries secondaires, elles surviennent lors d'un défaut du joint marginal et lors que l'hygiène bucco-dentaire est mauvaise. Un défaut lors du protocole de collage (débord de composite ou manque) est un facteur accentuant le risque d'apparition.

Concernant le risque de complication endodontique, une étude de 2007 portée par Vigolo (113) montre qu'au bout d'un an, la pose d'une restauration collée MOD sur des prémolaires n'a aucune réaction histologique (pas d'inflammation) visible sur le tissu

pulpaire malgré des sensibilités postopératoires pour 5 patients sur 8. Néanmoins, l'étude porte des patients âgés de 13 ans et sur 32 dents saines devant être extraites pour raison orthodontique.

Les sensibilités postopératoires (37) liées à la pose d'une restauration indirecte sont souvent décrites mais très peu étudiées dans la littérature et les résultats concernant la prévalence des sensibilités retrouvées dans les études varient de 0,03% à 63,6%. Les sensibilités seraient liées à une inflammation des fibres nerveuses, dont la réponse aux mouvements hydrodynamiques du contenu des tubuli est augmentée.

Les complications endodontiques suite à la pose d'un inlay/onlay dépendent surtout d'une inflammation pulpaire non décelée, de la procédure de collage, de la technique de fraisage, et des imperfections d'étanchéité.

4 Comparaison des différents matériaux :

4.1 La longévité des restaurations :

L'article de Manhart de 2004 (67) a comparé les différentes restaurations sur les dents postérieures, notamment les performances de ces restaurations sur le critère de la longévité et du taux d'échec annuel. La conclusion est que les restaurations indirectes ont un taux d'échec significativement plus bas (2,9% pour les inlays composites et 1,9% pour les inlays en céramique) que les restaurations directes en composite (2,2) et les CVI (7,2).



Néanmoins, il est important de remarquer que les inlays en composite ont un taux d'échec annuel plus élevé que les composites placés en technique directe. Il a été vu que la technique hybride avait un taux d'échec annuel de 1,9% mais qu'il n'était pas significativement différent par rapport à un composite seul.

Un autre article de 2001 de Hickel et Manhart informe sur le taux d'échec maximum des restaurations (51), représenté sous le graphique suivant. Les inlays en composite (11,8%) et les CVI (14,4%) sont encore ceux qui présentent le taux d'échec le plus élevé (9% pour les composites directs et 7,5% pour les inlays en céramique).

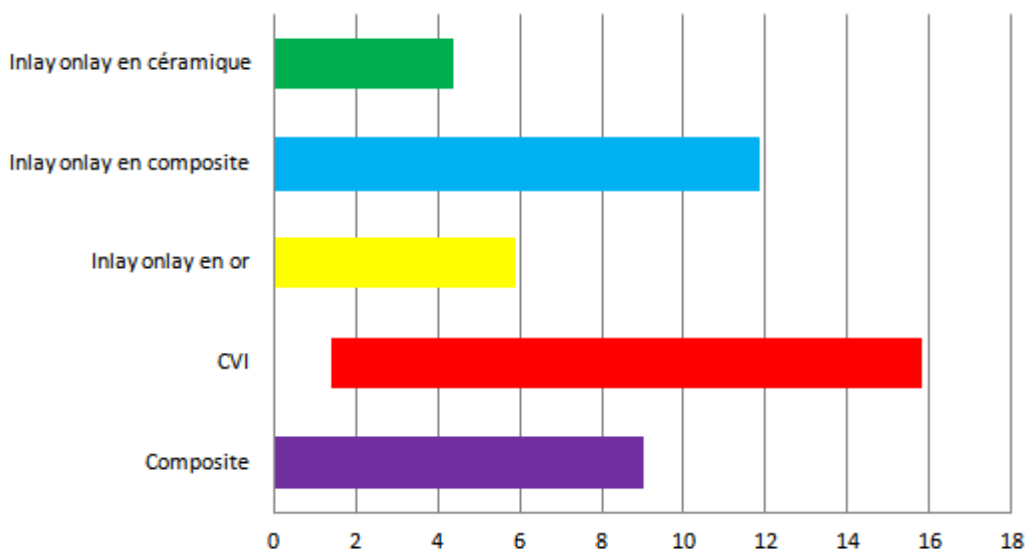


Figure 32 : Graphique du taux d'échec maximum des différentes restaurations (51).

Une étude de 2013 (56) a démontré que par rapport au CVIMAR, le composite était le seul matériau dont la longévité dépendait du praticien. En effet, ils ont montré dans cette étude que la durée de vie d'un composite était plus faible pour le groupe « étudiant » que le groupe « professeur », ce qui n'était pas le cas pour le CVIMAR qui avait une durée de vie identique, bien que toujours inférieure à celle du composite.

4.2 Concernant les propriétés des matériaux :

Tableau 9 : Récapitulatif des valeurs des différentes propriétés physiques et mécaniques des différents matériaux.

		Email	Dentine	Composite	CVIMAR	Inlay/onlay composite	Inlay/onlay céramique
Propriétés physiques	<i>Contraction de polymérisation</i>			1.5 à 5%	2 à 3%		
	<i>Degré de conversion</i>			55 à 75 %		98%	
	<i>Absorption hydrique.</i>			0.5 à 1.1%	0.9%		
	<i>Coefficient d'expansion thermique</i>	$11.4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$8.3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$30 \text{ à } 40 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	13 à $15 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$		9 à $15 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
	<i>Conductibilité thermique (W.m⁻¹K⁻¹)</i>	0.93	0.64	1.09	0.69		0.01 J/S/cm ² .
	<i>Adhésion (MPa)</i>			18 à 25	8 à 12		
Propriétés mécaniques	<i>Résistance à la compression (MPa)</i>	380	300	300 à 400	100 à 214	400	300 à 900
	<i>Résistance à la traction (MPa)</i>		90	29 à 54	20 à 40	140 à 155	25
	<i>Module d'élasticité (GPa)</i>	82	18,5	13	8 à 16		60 à 280
	<i>Dureté (Vickers)</i>	280	46	72	30 à 40		120 à 460
	<i>Résistance à l'usure</i>	50 µm/an		50 µm/an	40 à 100 µm/an	1.2 à 8 µm/an	

4.2.1 Concernant le risque de fracture :

Le risque de fracture est l'une des causes principales des échecs des restaurations.

Au regard des propriétés mécaniques, le CVIMAR est le matériau le moins résistant dans le temps aux différentes forces et contraintes qui s'exercent dessus. Le composite et la céramique ont tous les deux de très bonnes propriétés mécaniques. Néanmoins, la **rigidité de la céramique et la résistance à la flexion des composites sont leurs deux inconvénients majeurs**, tout en restant cliniquement supérieures au CVIMAR.

Une étude in vitro de 2013 (7) a montré que le fait de restaurer une cavité MOD avec une restauration indirecte améliorait la résistance à la fatigue de la restauration et de la dent.

Concernant les propriétés biologiques, le **CVIMAR et la céramique ont tous deux d'excellentes biocompatibilités** avec l'organe pulpaire et le parodonte autour. Le composite a une plus grande incidence de sensibilités post-opératoires, mais posé sur un organe pulpaire sain, le risque de complication endontique est très faible. Son intégration avec le parodonte dépend principalement de son état de surface, polissage qui dépend de l'opérateur.

Par rapport aux propriétés physiques, la céramique est un matériau très neutre. Le coefficient d'expansion thermique est très proche des tissus dentaires, tout comme le CVIMAR. C'est d'ailleurs le grand défaut des composites, et cela entraîne une dégradation plus rapide du joint dent/matériaux, engendrant des complications plus rapides.

4.2.2 Concernant le risque de caries secondaires :

Il a été démontré que le fluor avait une incidence sur le développement carieux. La bio activité du CVIMAR lui procure une importance non négligeable, surtout quand la carie reste l'un des fléaux mondiaux. Le CVIMAR permet une meilleure protection contre les caries secondaires. De plus, une étude (74) a démontré qu'il y avait au niveau de l'émail proche des restaurations en composite un taux plus élevé de déminéralisation.

Néanmoins, la preuve qu'un CVIMAR diminue de façon significative le risque de non apparition de carie est très controversée. D'autant plus que si le joint marginal est bon, le risque de carie secondaire pour le composite et les inlays onlays est faible.

4.3 Esthétique :

Les inlays en céramique sont les meilleurs en termes de propriétés esthétiques. Le mimétisme est quasi parfait, et le praticien peut parfaitement ajuster la couleur de la pièce prothétique.

Le composite a une opacité de 40% contre 65% pour les verres ionomères. Le CVI est le matériau le moins esthétique.

4.4 Rapport coût/temps :

Le protocole pour placer un CVIMAR est le plus simple et celui qui demande la moindre grande dextérité/rigueur. Le prix pour le patient est négligeable car son remboursement par la sécurité sociale et la mutuelle est total. De plus il ne nécessite pour le patient qu'une séance.

Le coût pour le praticien est le plus faible.

Concernant le composite, il ne nécessite pour le patient qu'une séance également, et son remboursement est total. Par contre, il nécessite un protocole plus complexe de la part du praticien et un coût est plus important.

Enfin, le protocole clinique pour la réalisation d'un inlay/onlay requiert deux séances, et le remboursement par la sécurité sociale est inférieur à 10% de son prix total.

Pour le praticien, il demande un protocole très rigoureux, des frais de prothésiste et des matériaux plus coûteux et plus important.

4.5 Indications :

Du fait de leurs propriétés mécaniques faibles, les CVI n'ont pas une grande indication sur les cavités postérieures où les forces de mastication sont importantes.

Néanmoins, leur résistance à l'humidité et leur protocole moins rigoureux rendent leur utilisation intéressante pour les sites 3 et pour des restaurations occlusales minimales.

Le composite peut être placé sur des sites 1, 2, 3 et quelques soit le stade. Mais plus le délabrement est important et plus il sera judicieux d'utiliser un inlay/onlay afin de renforcer la dent et de diminuer les contraintes liées au retrait de polymérisation et à l'expansion thermique.

Néanmoins, le composite et l'inlay/onlay nécessitent des cavités supra-gingivales. Malgré un risque de fractures plus important, si le champ opératoire ne peut être posé, la pose d'un CVIMAR pour remonter la marche cervicale est une alternative tout à fait acceptable.

Tableau 10 : Indications des différentes techniques selon la classification SiSta

	Stade 0 : Intact	Stade 1 : Minimale	Stade 2 : Modérée	Stade 3 : Large	Stade 4 : Étendue si pulpe saine
Site 1 : Puits, sillons, fissures	Surveillance et technique non invasive (Sealant, vernis fluoré)	Composite / CVI	Composite/C VI	Composite / Inlay / onlay	Composite / Inlay / onlay.
Site 2 : Zones proximales	Surveillance et technique non invasive (Sealant, vernis fluoré)	Composite / CVI	Composite	Composite / inlay / Technique hybride	Inlay /onlay
Site 3 : Rebord gingival	Surveillance et technique non invasive (Sealant, vernis fluoré)	Composite / CVI	Composite / CVI	CVI	CVI / Biopulpectomie suivis de prothèse.

Conclusion

L'apparition des concepts d'adhésion et d'esthétique a grandement révolutionné l'odontologie conservatrice. Les principes mutilants inhérents à la pose d'un amalgame ont laissé peu à peu leur place à la dentisterie adhésive. Les structures dentaires sont de mieux en mieux conservées, retardant considérablement la destruction et la mort de la dent.

Aux regards des propriétés mécaniques et esthétiques, la résine composite s'est imposée et demeure le choix le plus judicieux pour restaurer une dent, notamment les molaires et les prémolaires en prenant en considération la situation clinique.

Mais les composites ne sont pas sans défaut. Leur rétraction de prise, leur coefficient de dilatation thermique, leur adhésion chimique tributaire du temps et des agressions et leur sensibilité à l'humidité ne les rendent pas omnipotents dans la pratique de la dentisterie. D'autres alternatives existent, mais présentent certains désavantages également.

Bien qu'ayant des propriétés intéressantes, les CVIMARs ne peuvent s'imposer du fait de leurs propriétés mécaniques bien en deçà des composites. Ils n'en restent pas moins un matériau à ne pas oublier. Associés à un composite, ils permettent de pallier des situations cliniques où le composite seul n'aurait pu convenir. Les inlays-onlays sont une alternative très intéressante notamment pour restaurer l'anatomie dentaire, mais leur coût et leur complexité ne peuvent être négligés dans cette société où l'image de « soin gratuit » peut être ancrée.

Il est également important de rappeler que même le matériau parfait n'a de sens que dans les mains habiles du praticien. La résine composite est certes perfectible, mais c'est le praticien qui en détermine ses performances. En attendant de nouveaux progrès technologiques, de nouveaux matériaux, et à terme la régénération tissulaire, il est l'acteur principal dans la réussite d'une restauration en dépit de la situation clinique ou du patient.

Bibliographies

- (1) Aggarwal, V. Singla, M. Yadav, S et coll. Marginal Adaptation Evaluation of Biodentine et MTA Plus in “Open Sandwich” Class II Restorations: Use of Biodentine and MTA Plus as Dentin Substitute. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015 ; Vol 27 (N°3) : 167–175.
- (2) Andersson-Wenckert, I.E. van Dijken J.W.V. Kieri, C. Durability of extensive Class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass ionomer cement after 6 years. *American Journal of Dentistry*. 2004 ; Vol 17 (N°1) : 43–50.
- (3) Arkles, B. Silane Coupling Agents: Connecting Across Boundaries (3rd Edition). *Gelest Inc*. 2014.
- (4) Azogui-Lévy, S. et Boy-Lefèvre, M.-L. 2005. La santé bucco-dentaire en France. *Actualité et dossier en santé publique*. 2005 ; Vol 51 : 4–8.
- (5) Badet, C. et Richard, B. Étude clinique de la carie. *EMC - Dentisterie*. 2004 ; Vol 1 (N°1) : 40–48.
- (6) Banks, R.G. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990 ; Vol 63 (n°6) : 619–626.
- (7) Batalha-Silva, S. de Andrada M.A.C. Maia, H.P et coll. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations : Direct versus CAD/CAM inlays. *Dental Materials*. 2013 ; Vol 29 (N°3) : 324–331.
- (8) Bauser, A. et Lasfargues, J.-J. Critères de remplacement et de réparation des restaurations coronaires. *Réalités cliniques*. 2000 ; Vol 11 (N° 3) : 247–261.
- (9) Benetti, A.R. Jacobsen J. Lehnhoff, B et coll. How mobile are protons in the structure of dental glass ionomer cements? *Scientific Reports*. 2015 ; Vol 5 : 8972.
- (10) Besnault, C. Lionel, C. Attal, J.J. Inlays composites scellés au ciment verre ionomère modifié par addition de résine. 2004 ; Hors série, 85 : 31–38.

- (11) Bonte, E. Dupuis, S. Bouter, D et coll. 2004. Évaluation des restaurations coronaires postérieures en pratique généraliste. *Revue d'odonto-stomatologie*. 2004 ; Vol 33.
- (12) Bouquard, L. *La digue : Les recommandations théoriques et usages au cabinet dentaire*. Université de Nantes Unité de formation et de recherche d'odontologie. 2013.
- (13) Bouvattier, C. *Bruxisme et réhabilitation bucco-dentaire*. Université de Nantes Unité de formation et de recherche d'odontologie. 2008.
- (14) Brunthaler, A. König, F. Lucas, T. et coll. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*. 2003 ; Vol 7 (N°2) : 63–70.
- (15) Brunton, P.A. Cattell, P. Burke, F.J.T. et coll. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999 ; Vol 82 (N°2) : 167–171.
- (16) Burgess, J.O. Fluoride-releasing materials and their adhesive characteristics. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*. 2008 ; Vol 29 (N°2) : 82–84, 86, 88-91-94.
- (17) Camus, G. *Influence des restaurations adhésives sur l'organe pulpaire, revue de la littérature en 2008*. Université de Reims Champagne-Ardenne. 2008.
- (18) Coppola, M.N. Ozcan, Y.A. Bogacki, R. Evaluation of performance of dental providers on posterior restorations: does experience matter? A data envelopment analysis (DEA) approach. *Journal of Medical Systems*. 2003 ; Vol 27 (N°5) : 445–456.
- (19) Costa, C.A. de S. Ribeiro, A.P.D. Giro, E.M.A. et coll. Pulp response after application of two resin modified glass ionomer cements (RMGICs) in deep cavities of prepared human teeth. *Dental Materials*. 2011 ; Vol 27 (N°7) : 158–170.
- (20) Courson, F. et Landru, M. Les ciments verre-ionomères en odontologie pédiatrique. 2006 ; Vol 27 (N°6) : 310–312.

- (21) Czarnecka, B. Kruszelnicki, A. Kao, A. et coll. Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements may affect the integrity of tooth structure in the open sandwich technique. *Dental Materials*. 2014 ; Vol 30 (N°12) : 301–305.
- (22) Da Rosa Rodolpho, P.A. Donassollo T.A. Cenci, M.S. et coll. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dental Materials*. 2011 : Vol 27 (N°10) : 955–963.
- (23) Dahan, L. et Raux, F. 2010. Pourquoi et quand faire un inlay-onlay ? *Inf Dent*. 2010 ; Vol 34 : 19–26.
- (24) Dansette, H. *L'art dentaire dans l'antiquité gréco-romaine*. Université du droit et de la santé de Lille 2. Faculté de chirurgie dentaire. 2013
- (25) Degrange, M. Attal, J.P. Theimer, L. Aspects fondamentaux du collage appliqués à la dentisterie adhésive. *Réalités cliniques*. 1994 ; Vol 5 : 371–382.
- (26) Degrange, M. Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes ? *Information Dentaire*. 2007 ; Vol 89 (N°4) : 119–124.
- (27) DEJOU, J. Les céramiques. 2010. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>.
- (28) Demarco, F.F. Corrêa, M.B. Cenci, M.S. et coll. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*. 2012 ; Vol 28 (N°1) : 87–101.
- (29) Détection de carie | Soprocare : <http://www.soprocare.fr/detection-de-carie>. Accessed : 2016-03-30.
- (30) van Dijken, J.W.V et Sjöström, S. The effect of glass ionomer cement and composite resin fillings on marginal gingiva. *Journal of Clinical Periodontology*. 1991 ; Vol 18 (N°3) : 200–203.
- (31) van Dijken, J.W.V. et Pallesen, U. Posterior bulk-filled resin composite restorations. A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry*. 2016
- (32) van Dijken, J.W.V. Höglund-Åberg, C. Olofsson, A.L. Fired ceramic inlays : a 6-year follow up. *Journal of Dentistry*. 1998 ; Vol 26 (N°3) : 219–225.

- (33) van Dijken, J.W.V. et Pallesen, U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials*. 2014 ; Vol 30 (N°9) : 245–251.
- (34) van Dijken, J.W.V. et Sunnegårdh-Grönberg, K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of Dentistry*. 2006 ; Vol 34 (N°10) : 763–769.
- (35) Dumenil, A. *Inlays-onlays par méthode indirecte : Déroulement clinique et longévité*. Université de Reims Champagne-Ardenne. 2005.
- (36) Dursun, E. Les ciments verres ionomères à haute viscosité. Partie 1 - Présentation, composition et propriétés. *Biomatériaux cliniques*. 2016 ; Vol 1, n°1.
- (37) Etienne, O. Toledano, F. Paladino, F. et coll. *Restaurations tout-céramique sur dents vitales : Prévenir et traiter les sensibilités postopératoires*. 2011.
- (38) Fagundes, T.C. Toledano, M. Navarro, M.F.L. et coll. Resistance to degradation of resin-modified glass-ionomer cements dentine bonds. *Journal of Dentistry*. 2009 ; Vol 37 (N°5) : 342–347.
- (39) Ferracane, J.L. et Condon, J.R. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dental Materials*. 1992 ; Vol 8 (N°5) : 290–295.
- (40) Fron Chabouis, H. Smail Faugeron, V. Attal, J.P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dental Materials*. 2013 ; Vol 29 (N°12) : 1209–1218.
- (41) Godinot, J. *Le point de contact interdentaire : Revue des moyens à disposition du praticien pour sa reconstitution en odontologie conservatrice*. Université Henri Poincaré Nancy I. Faculté de chirurgie dentaire. 2012.
- (42) Goel, V.K. Khera, S.C. Gurusami, S. et coll. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992; Vol 67 (N°2) : 174–183.
- (43) Gonthier, S. Bouter, D. Attal, J.P. et coll. Approche in-vitro de l’étanchéité de quatre modes de restaurations directes en composite de classe II après mécanocyclage. *Journal de biomatériaux dentaires*. 1999 ; Vol 14 : 53–62.

- (44) Gruson, X. *Propriétés des ciments verres ionomères et des compomères. Études expérimentales de l'interface dent-matériau*. Université du droit et de la santé de Lille. Faculté de chirurgie dentaire. 1998.
- (45) Hashimoto, M. Ohno, H. Kaga, M. et coll. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000 ; Vol 79 (N°6) : 1385–1391.
- (46) H Tassery, J. Tassery H., Victor J.-L., Coudert G. *Dentisterie restauratrice a minima*. EMC (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-145-A-05, 2006
- (47) Heintze, S.D. et Rousson, V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2012 ; Vol 14 (N°5) : 407–431.
- (48) Hensten-Pettersen, A. Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *European Journal of Oral Sciences*. 1998 ; Vol 106 (N°2p2) : 707–712.
- (49) Hersent, G. *Contribution à l'histoire de l'art dentaire au moyen-âge*. Université du droit et de la santé de Lille 2. Faculté de chirurgie dentaire. 1981.
- (50) Hickel, R. Dasch, W. Janda, R. et coll. New direct restorative materials*. *International Dental Journal*. 1998 ; Vol 48 (N°1) : 3–16.
- (51) Hickel, R. et Manhart, J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2001 ; Vol 3 (N°1) : 45–64.
- (52) Isidor, F. et Brøndum, K. A clinical evaluation of porcelain inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995 ; Vol 74 (N°2) : 140–144.
- (53) Lasfargues, J.J et Colon, P. *Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1 : Une approche médicale globale*. 2009.
- (54) Jernberg, G.R. Bakdash, M.B. Keenan, K.M. Relationship between proximal tooth open contacts and periodontal disease. *Journal of Periodontology*. 1983 ; Vol 54 (N°9) : 529–533.
- (55) Belhousse, K. et Harkati, A. *Évaluation des deux techniques de restauration au composite directe et indirecte*. Université Berkr Belkaid. 2014.

- (56) Kim, K.-L. Namgung, C. Cho, B.H. The effect of clinical performance on the survival estimates of direct restorations. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2013 ; Vol 38 (N°1) : 11–20.
- (57) Koubi, S. Raskin, A. Dejou, J. et coll Effect of dual cure composite as dentin substitute on the marginal integrity of Class II open-sandwich restorations. *Operative Dentistry*. 2010 ; Vol 35 (N°2) : 165–171.
- (58) Koubi, S. Aboudharam, G. Brouillet, J.K. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. *EMC - Odontologie*. 2006 ; 23-136-NaN-10.
- (59) Kreulen, C.M. van Amerongen, W.E. Borgmeijer, P.J. et coll. Radiographic assessments of Class II resin composite inlays. *ASDC journal of dentistry for children*. 1994 ; Vol 61 (N°3) : 192–198.
- (60) Kubo, S. Longevity of resin composite restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2011 ; Vol 47 (N°1) : 43–55.
- (61) La digue dentaire - Hauts-de-Seine : <http://www.dr-pascal-belzgaou-chirurgiens-dentistes.fr/la-digue-dentaire.html>. Accessed : 2016-04-04.
- (62) Lasfargues, J.J. Bonte, E. Goldberg, M. et coll. Ciments verres ionomères et matériaux hybrides. *Encyclopédie Médico Chirurgicale*. 1998 ; Vol 18.
- (63) Latta, M.A. et Barkmeier, W.W. Bond strength of a resin cement to a cured composite inlay material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994 ; Vol 72 (N°2) : 189–193.
- (64) Le Gall, M.G. Lauret, J.F. Jorger, R. et coll. *La fonction occlusale : implications cliniques*. Éditions CdP. 2011.
- (65) Liebenberg, W. Return to te resin-modified glass-ionomer cement sandwich technique. *Journal of the canadian dental association*. 2005 ; Vol 71 (N°10) : 743–747.
- (66) Maltz, M. Alves, L.S. Jardim, J.J. et coll. Incomplete caries removal in deep lesions: a 10-year prospective study. *American Journal of Dentistry*. 2011 ; Vol 24 (N°4) : 211–214.

- (67) Manhart, J. Chen, H. Hamm, G. et coll. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*. 2004 ; Vol 29 (N°5) : 481–508.
- (68) Mbodj, E.H.B. *La fonction masticatrice chez les sujets âgés porteurs de prothèses complète : Influence sur la nutrition et la qualité de vie*. Université Cheikh anta diop de Dakar. 2006.
- (69) McLean, J.W. et Wilson, A. The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications*. *Australian dental journal*. 1977 ; Vol 22 (N°2) : 120–127.
- (70) Mentouri, A. Djerribi, R, Tahar, A. et coll. Curetage dentinaire : Comparaison *in vitro* de l'efficacité de deux méthodes d'éviction de dentine infectée. *Sciences & Technologie*. 201 ; Vol 37 : 42–48.
- (71) Millet, P. et Weiss, P. Propriétés physiques des matériaux dentaires. *Société Francophone de Biomatériaux Dentaires*. (2009).
- (72) Minguet-Fabbri, J. *La qualité des restaurations coronaires dentaires*. Union régionale des caisses d'assurance maladie. 2003.
- (73) Mjör, I.A. Moorhead, J.E. Dahl, J.E. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International Dental Journal*. 2000 ; Vol 50 (N°6) : 361–366.
- (74) de Moraes, M.D.R. de Melo, M.A.S, Bezerra, M.A.S. et coll. Clinical study of the caries-preventive effect of resin-modified glass ionomer restorations: aging versus the influence of fluoride dentifrice. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2015 ; Vol 6 : 1-7.
- (75) Morimoto, S. Rebello de Sampaio, F.B.W, Braga, M.M. et coll. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*. 2016
- (76) Mount, G.J. Patel, C. Makinson, O.F. Resin modified glass-ionomers: Strength, cure depth and translucency. *Australian dental journal*. 2002 ; Vol 47 (N°4) : 339–343.

- (77) Mumford, J.M. et Storer, R. Modification of the occlusal table in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1962 ; Vol 12 (N°2) : 330–338.
- (78) Oliveira, E.F. Carminatti, G. Fontanella, V. et coll. The monitoring of deep caries lesions after incomplete dentine caries removal: results after 14-18 months. *Clinical Oral Investigations*. 2006 ; Vol 10 (N°2) : 134–139.
- (79) Opdam, N.J. Roeters, F.J. Feilzer, A.J. et coll. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *Journal of Dentistry*. 1998 ; Vol 26 (N°7) : 555–562.
- (80) Opdam, N.J.M. Bonkhorst, E.M. Loomans, B.A.C. et coll. 12-year Survival of Composite vs. Amalgam Restorations. *Journal of Dental Research*. 2010 ; Vol 89 (N°10) : 1063–1067.
- (81) Opdam, N.J.M. Bronkhorst, E.M. Roeters, J.M. et coll. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dental Materials*. 2007 ; Vol 23 (N°1) : 2–8.
- (82) Opdam, N.J.M. Bronkhorst, E.M. Roeters, J.M. et coll. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2007 ; Vol 9 (N°5) : 469–475.
- (83) Opdam, N.J.M. Sande, F.H. Bronkhorst, E. Longevity of Posterior Composite Restorations A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*. 2014 ; Vol 93 (N°10) : 943–949.
- (84) Otto, T. et De Nisco, S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*. 2002 ; Vol 15 (N°2) : 122–128.
- (85) Paul A Brunton, A.K. Effect of different application and polymerization techniques on the microleakage of proximal resin composite restorations in vitro. *Operative dentistry*. 2004 ; Vol 29 (N°1) : 54–9.
- (86) Pendrys, D.G. Resin-modified glass-ionomer cement (RM-GIC) may provide greater caries preventive effect compared with composite resin, but high-quality studies are needed. *Journal of Evidence Based Dental Practice*. 2011 ; Vol 11 (N°4) : 180–182.

- (87) Perdigão, J. Dutra-Corrêa, M. Saraceni, S. et coll. Randomized Clinical Trial of Two Resin-Modified Glass Ionomer Materials: 1-year Results. *Operative Dentistry*. 2012 ; Vol 37 (N°6) : 591–601.
- (88) Pérenne et Résistant :
http://www.edp-dentaire.fr/images/stories/dentoscope/protocoles/perenne-et-resistant/fig5_13.htm. Accessed : 2016-04-10.
- (89) Petersen, P.E. 2003. Rapport sur la santé bucco-dentaire dans le monde. *Organisation mondiale de la santé* (2003).
- (90) Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*. 1997 ; Vol 105 (N°2) : 97–116.
- (91) PHRC National DECAT :
http://www.cfbd.asso.fr/index.php?option=com_content&task=view&id=293&Itemid=112. Accessed : 2016-05-31.
- (92) Poujade, J.-M. Zerbib, C. Serre, D. Céramiques dentaires. *EMC-Dentisterie*. 2004 ; Vol 1 (N°2) : 101–117.
- (93) Raskin, A. Les résines composites. *Société Francophone De Biomatériaux Dentaires*. 2009.
- (94) Reeh, E.S. Messer, H.H. Douglas, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989 ; Vol 15 (N°11) : 512–516.
- (95) Roche, C. *Évolution à travers les âges des remèdes populaires de la bouche et des dents*. Université Henri Poincaré Nancy I. Faculté de chirurgie dentaire. 2000.
- (96) da Rosa Rodolpho, P.A. Cenci, M.S. Donassollo, T.A. et coll. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of Dentistry*. 2006 ; Vol 34 (N°7) : 427–435.
- (97) Sakaguchi, R.L. et Powers, J.M. *Craig's Restorative Dental Materials Chapitre 4 : fundamentals of materials science*. Elsevier Health Sciences. 2012.

- (98) van de Sande, F.H. Da Rosa Rodolpho, P.A. Basso, G.R. et coll. 18-year survival of posterior composite resin restorations with and without glass ionomer cement as base. *Dental Materials*. 2015 ; Vol 31 (N°6) : 669–675.
- (99) Satis, C. *Reconstitution du contact interdentaire par inlay et/ou onlay céramique réalisé par CFAO directe*. Université du droit et de la santé de Lille 2 Faculté de chirurgie dentaire. 2015.
- (100) Schedle, A. Franz, A. Rausch-Fan.X et coll. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 1998 ; Vol 14 (N°6) : 429–440.
- (101) Schmalz, G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *European Journal of Oral Sciences*. 1998 ; Vol 106 (N°2 Pt 2) : 696–706.
- (102) Schulte, A.G. Vöckler, A. Reinhardt, R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *Journal of Dentistry*. 2005 ; Vol 33 (N°5) : 433–442.
- (103) Schwendicke, F. Dörfer, C.E. Paris, S. Incomplete caries removal : a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research*. 2013 ; Vol 92 (N°4) : 306–314.
- (104) Soncini, J.A. Maserejian, N.N. Trachtenberg, F. et coll. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings From the New England Children’s Amalgam Trial. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2007 ; Vol 138 (N°6) : 763–772.
- (105) Soubhagya, M. Goud, K.M. Deepak, B.S. et coll. Comparative in vitro evaluation of internal adaptation of resin-modified glass ionomer, flowable composite and bonding agent applied as a liner under composite restoration: A scanning electron microscope study. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015 ; Vol 7 (N°4) : 27–31.
- (106) Steullet, G. *Inlays-onlays composite ou céramique*. Université de Nantes. Unité de formation et de recherche d’odontologie 2007.
- (107) Strassler, H.E. Glass ionomers for direct-placement restorations. *Dental Economics*. 2011 ; Vol 14.

- (108) Strober, B. Veitz-Keenan, A. Barna, J.A. et coll. Effectiveness of a resin-modified glass ionomer liner in reducing hypersensitivity in posterior restorations: a study from the practitioners engaged in applied research and learning network. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2013 ; Vol 144 (N°8) : 886–897.
- (109) Suliman, A.A. Boyer, D.B. Lakes, R.S. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 1993 ; Vol 9 (N°1) : 6–10.
- (110) Thordrup, M. Isidor, F. Hörsted-Bindslev, P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*. 2006 ; Vol 37 (N°2) : 139–144.
- (111) Turpin, P. *L'art dentaire sous l'Antiquité romaine*. Université du droit et de la santé de Lille 2. Faculté de chirurgie dentaire. 1981.
- (112) VERHULST, F. *Les restaurations esthétiques collées en composite sur dents postérieures à l'aube du XXIe siècle : Techniques directes et techniques semi-directes*. Université du droit et de la santé de Lille 2. Faculté de chirurgie dentaire. 1990.
- (113) Vigolo, P. Graiff, L. Mutinelli, S. et coll. Porcelain Inlays Cemented with Composite Resin Cement: An In Vivo Investigation of Pulpal Reaction One Year Following Cementation. *Journal of Prosthodontics*. 2007 ; Vol 16 (N°2) : 123–128.
- (114) Vreven, J. Raskin, A. Sabbagh, J. et coll. Résines composites. *Encyclopédie Médico Chirurgicale (en ligne)*. 2005.
- (115) Weill, E. Wending, A. Toledano, C. et coll. Inlays/onlays esthétiques : facteurs de longévité. *Information dentaire*. 2014 ; Vol 25 : 269–277.
- (116) Wiegand, A. Bucchalla, W. Attin, T. Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*. 2007 ; Vol 23 (N° 3) : 343–362.
- (117) Xu, X. et Burgess, J.O. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*. 2003 ; Vol 24 (N°14) : 2451–2461.
- (118) Zach, L. et Cohen, G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1965 ; Vol 19 : 515–530.

- (119) Zielinski, A. *Les restaurations adhésives en céramique du secteur postérieur : Vers une prothèse plus conservatrice ?* Université Henri Poincaré Nancy I Faculté de chirurgie dentaire. 2009.
- (120) Inlays/Onlays. *Normanview Dental Regina | Trusted Regina Dentists.*
<http://normanviewdental.com/inlays-onlays/>
- (121) *Un des cinq panneaux de bois d'Hésy-Rê IIIe dynastie, Saqqara, Mastaba A3 Musée du Caire n°CTG 1426.*

Table des illustrations

Figure 1 : La représentation d'un « médecin-dent » dans l'Égypte antique	13
Figure 2 : Structure du composite obtenu.	15
Figure 3 : Formule du monomère Bis-GMA.....	15
Figure 4 : Schéma de la liaison du silane.....	16
Figure 5 : Formule de l'agent de couplage	16
Figure 6 : Mode de polymérisation des composites	17
Figure 7 : Composition du composite en volume.....	18
Figure 8 : Les différents sites de la classification	22
Figure 10 : Schéma de la contraction de polymérisation	24
Figure 11 : Vue électronique (Gx3000) de l'interphase adhésive dentine /composite.	25
Figure 12 : Protocole de mise en place d'un composite.	33
Figure 13 : Graphique du taux d'échec dans le temps	34
Figure 14 : Graphique des facteurs influençant la longévité.....	35
Figure 15 : Curetage carieux utilisant la technologie Soprocure®	36
Figure 16 : Photographie d'une molaire mandibulaire sous digue	38
Figure 17 : Développement des caries interproximales.....	40
Figure 18 : Radiographies avant /après d'une restauration MO sur 47.....	40
Figure 19 : Image microscopique (x86) d'une pulpe saine	42
Figure 20 : Image radiologique à 7 jours d'une pulpe suite à la pose d'un soin.....	42
Figure 21 : Distribution du type d'échec dans le temps	46
Figure 22 : Schéma de la reprise carieuse.....	47
Figure 23 : Schématisation de la dissipation des contraintes sous une force axiale.....	49
Figure 24 : Structure du CVI finale	51
Figure 25 : Liaison des CVI à la phase minérale des tissus dentaires.....	53
Figure 26 : Graphique de la diffusion de fluor en jour des différents CVI et CVIMAR	56
Figure 27 : Schéma de la technique hybride ouverte	59
Figure 28 : Schéma de la technique hybride	59
Figure 29 : Protocole de mise en place d'un CVI en technique sandwich ouverte.....	61
Figure 30 : Représentation des restaurations cliniquement acceptables et de la distribution du type d'échec selon les deux techniques	62
Figure 31 : Image d'inlay/onlay	64
Figure 32 : Protocole de confection d'un inlay/onlay.....	75
Figure 33 : Graphique du taux d'échec maximum des différentes restaurations.....	79

Table des tableaux

Tableau 1 : Classification des composites.....	20
Tableau 2 : Récapitulatif des propriétés physiques des composites	31
Tableau 4 : Distribution des types d'échecs fonction des études.....	45
Tableau 5 : Récapitulatif des propriétés des CVIMAR	52
Tableau 6 : Distribution de la diffusion du fluor dans le temps suivant la pose.....	57
Tableau 7 : Avantages et inconvénients des composites et inlay-onlays	69
Tableau 8 : Tableau des critères de préparation.....	72
Tableau 9 : Récapitulatif des valeurs des différentes propriétés physiques et mécaniques des différents matériaux.	80
Tableau 10 : Indications des différentes techniques selon la classification SiSta.....	83

Th. D. : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2016 – N° :

Composite sur dents postérieures vivantes : Limite et techniques alternatives /
MALYSA Guillaume.- p. 98 : ill. 33 ; réf. 121.

Domaines : Odontologie conservatrice endodontie.

Mots clés Rameau : Composite en odontostomatologie, matériaux dentaires, inlays (odontostomatologie), onlays (odontostomatologie).

Mots clés FMeSH : Résine composite, inlays, ciment ionomère au verre.

Mots clés libres : Technique sandwich, ciment verre-ionomère, restaurations postérieures, longévité des restaurations.

Le 21^e siècle connaît l'avènement de la résine composite comme matériaux de choix pour les restaurations conservatrices. Répondant aux principes d'économies tissulaires tout en combinant bonnes propriétés esthétiques et mécaniques, le composite est devenu un choix judicieux pour les restaurations aussi bien antérieures que postérieures.

Pourtant, les composites sont encore perfectibles, et placés dans des situations cliniques difficiles aux contraintes importantes comme sur des dents postérieures, le risque d'échec s'accroît. Or les dents postérieures sont les dents les plus touchées par les restaurations.

Plusieurs facteurs interviennent sur la longévité d'une restauration. Les plus importants sont les propriétés des matériaux, mais aussi de la situation de la dent, la situation de la cavité, le patient et le praticien.

Cette thèse reviendra sur la résine composite, puis sur les différents facteurs qui influencent sa longévité et ses échecs. Puis, elle mettra en comparaison les différentes techniques possibles afin de comprendre laquelle utiliser dans quelle situation clinique.

JURY :

Président : **Monsieur le Professeur E. Deveaux**

Assesseurs : **Monsieur le Docteur T. Bécavin**

Monsieur le Docteur M. Linez

Madame le Docteur A. Maréchal