



Les matériaux de restauration coronaire en odontologie pédiatrique : critères de choix

Quentin Lefaure

► To cite this version:

Quentin Lefaure. Les matériaux de restauration coronaire en odontologie pédiatrique : critères de choix. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01932135

HAL Id: hal-01932135

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01932135>

Submitted on 23 Nov 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

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

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

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

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

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

**ACADÉMIE DE NANCY - METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE**

Année 2016

N° 9085

THÈSE
pour le
DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE
par
Quentin LEFAURE
Né le 03 septembre 1991 à Épinal (88)

**LES MATÉRIAUX DE RESTAURATION CORONAIRE EN
ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE : CRITÈRES DE CHOIX**

Présentée et soutenue publiquement le
25 avril 2016

Examineurs de la thèse :

Pr. J.-M. MARTRETTE
Dr S. JAGER
Dr E. MORTIER
Dr T. MERCIER

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

Président
Directeur de thèse
Directeur de thèse
Juge

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

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT
Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE
Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI -- Dr Céline CLEMENT
Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENKWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -
Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS
Professeur Emérité : Pr J.P. LOUIS
Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHEN

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

Souligné : responsable de la sous-section * temps plein

Mis à jour le 01.11.2015

Remerciements

À notre président,

Monsieur le Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Doyen de la Faculté d'odontologie de Nancy

Chef de Service du CSERD de Nancy

Docteur en Sciences Pharmacologiques

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

*Je suis très honoré par votre présence en ce jour et je vous remercie pour votre investissement au
sein de la Faculté.*

Soyez assuré de ma considération et de mon plus profond respect.

À notre juge et directeur de thèse,

Madame le Docteur Stéphanie JAGER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section : Odontologie Pédiatrique

Je vous remercie de votre grande participation à ce travail.

Votre implication, vos conseils et votre disponibilité ont été très précieux tout au long de ce projet.

*J'apprécie votre savoir et votre gentillesse depuis plusieurs années et ce sont ces qualités qui m'ont
donné envie de travailler avec vous.*

Je vous souhaite une brillante carrière professionnelle.

À notre juge et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Éric MORTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Physique-Chimie de la Matière et des Matériaux – Université Henri Poincaré

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie.

Vous avez su transmettre à l'ensemble des étudiants votre savoir et votre passion avec bienveillance, et vous m'avez épaulé plusieurs fois pour la réalisation de cette thèse.

Je vous en remercie beaucoup.

À notre juge,

Monsieur le Docteur Thomas MERCIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Sous-section : Odontologie Pédiatrique

Vous me faites l'honneur de juger mon travail.

Je vous remercie pour votre disponibilité et l'intérêt accordé à ma thèse.

Sommaire

Introduction

1. Caractéristiques du matériau de restauration coronaire idéal en odontologie pédiatrique

- 1.1. Rappels
- 1.2. Cahier des charges requis pour un matériau de restauration coronaire

2. Les matériaux de restauration coronaire

- 2.1. Introduction
- 2.2. Les ciments verres ionomères conventionnels
- 2.3. Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine
- 2.4. Les résines composites
- 2.5. Les amalgames
- 2.6. Les eugénolates renforcés

3. Critères de choix pour un matériau de restauration coronaire en odontologie pédiatrique

- 3.1. Coopération de l'enfant
- 3.2. Le risque carieux individuel
- 3.3. Pérennité requise de l'obturation
- 3.4. Le secteur concerné
- 3.5. La vitalité pulpaire
- 3.6. Pathologies de l'enfant
- 3.7. Conclusion

Conclusion

Bibliographie

- 1. Revues périodiques
- 2. Références électroniques

Liste des tableaux

Liste des figures

Table des matières

Introduction

L'odontologie pédiatrique est une pratique réservée aux soins de l'enfant depuis la naissance jusqu'à l'âge de 16 ou 18 ans selon les cas. Cette discipline a pour objectif la prévention, la détection et le traitement des pathologies buccales afin de maintenir ou rétablir un état de santé optimal chez le jeune patient.

La croissance maxillo-faciale de l'enfant est sous dépendance génétique mais surtout sous influence du bon déroulement des fonctions oro-faciales comme la mastication, la déglutition, la ventilation et la phonation (Enlow, 1990). Toute pathologie dentaire peut interférer sur ces fonctions et perturber ainsi le bon développement de l'enfant, c'est pour cela que la conservation des dents temporaires jusqu'à leurs dates physiologiques de chute est nécessaire.

La perte de substance coronaire d'origine bactérienne ou non, doit être restaurée par un matériau compatible avec l'organisme vivant dans le but de rétablir l'intégrité fonctionnelle et esthétique de la dent.

Pendant de nombreuses années, l'unique matériau de restauration coronaire utilisé était l'amalgame d'argent mais depuis les années 1970, les thérapeutiques d'odontologie conservatrice ont considérablement évolué avec l'apparition de nouveaux biomatériaux. Aucun matériau n'est universel. Ils présentent tous des avantages et des inconvénients et le choix doit se faire selon les données acquises de la science.

Parallèlement au développement de ces nouveaux matériaux, les concepts de préparation cavitaire ont évolué vers un principe d'économie tissulaire (Lasfargues, 1998).

Les spécificités du soin en odontologie pédiatrique font que les critères de choix et les possibilités d'utilisation des différents matériaux d'obturation diffèrent potentiellement de ceux retenus chez l'adulte.

En effet, les particularités de la dent temporaire et de la dent permanente immature ainsi que par exemple le degré de coopération de l'enfant génèrent des différences à prendre en compte au moment du choix clinique du matériau.

Ce travail a pour objectif de proposer une synthèse concernant le choix du matériau de restauration coronaire en odontologie pédiatrique.

La première partie de notre travail sera consacrée aux caractéristiques du matériau de restauration coronaire idéal. La deuxième partie s'intéressera aux propriétés des différents matériaux à disposition : les ciments verres-ionomères (CVI), les ciments verres-ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR), les résines composites, les amalgames. La troisième partie de ce travail décrira les critères de choix d'un matériau de restauration coronaire en odontologie pédiatrique.

1. Caractéristiques du matériau de restauration coronaire idéal en odontologie pédiatrique

1.1. Rappels

1.1.1. Caractéristiques des dents temporaires

La denture temporaire se compose de vingt dents réparties en quatre quadrants de cinq dents chacun : deux incisives, une canine et deux molaires (figure 1).

La nomenclature internationale dentaire numérote les dents à l'aide de deux chiffres.

Le premier chiffre correspond à celui du quadrant :

- le quadrant maxillaire droit porte le chiffre cinq,
- le quadrant maxillaire gauche porte le chiffre six,
- le quadrant mandibulaire gauche porte le chiffre sept,
- le quadrant mandibulaire droit porte le chiffre huit.

Le second correspond au numéro d'ordre de la dent à partir de la ligne médiane.

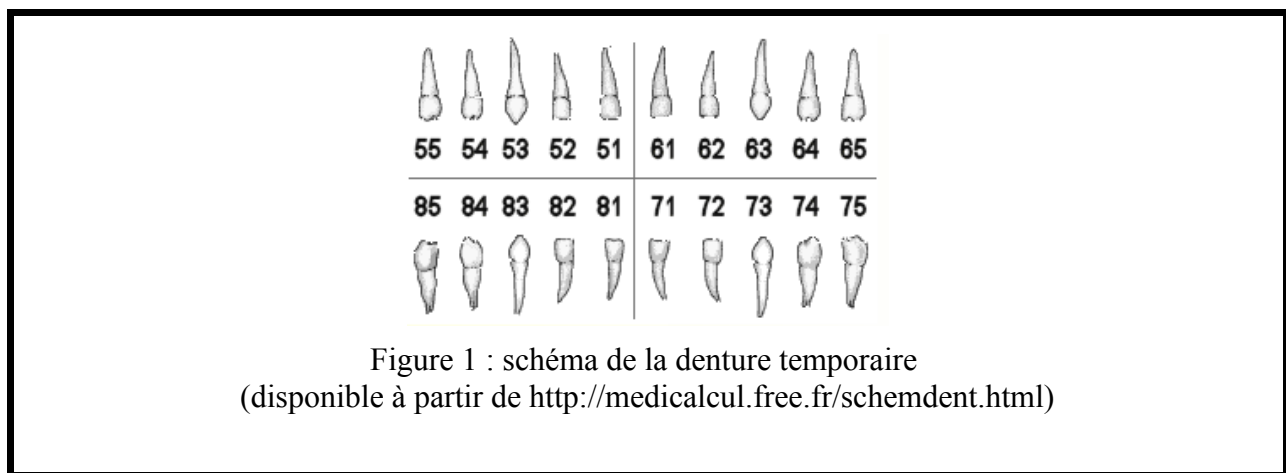


Figure 1 : schéma de la denture temporaire
(disponible à partir de <http://medicalcul.free.fr/schemdent.html>)

Cette denture est présente physiologiquement à partir du sixième mois de vie extra-utérine et jusqu'à l'âge de six ans environ. Les premières dents à faire leur éruption sont les incisives centrales mandibulaires puis apparaissent successivement les incisives centrales maxillaires, les incisives latérales maxillaires, les incisives latérales mandibulaires, les premières molaires, les canines et les secondes molaires (Logan et Kronfeld, 1935)(tableau 1).

Tableau 1 : âges d'éruption des dents temporaires (d'après Logan et Kronfeld en 1935)

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première molaire	Deuxième molaire
Maxillaire	7 mois ½	9 mois	18 mois	14 mois	24 mois
Mandibulaire	6 mois	7 mois	16 mois	12 mois	20 mois

Les dents temporaires présentent des caractéristiques morphologiques propres par rapport aux dents permanentes (Bass, 2005 ; Woelfel et Scheid, 2005 ; Beauthier, 2007) :

- un volume pulpaire plus important,
- des cornes pulpaires plus longues et plus effilées,
- un plancher pulpaire fin avec de nombreux canaux secondaires,
- des racines plus longues, plus fines et très divergentes dans les deux tiers cervical,
- un bombé anatomique cervical vestibulaire situé plus bas que celui des dents permanentes,
- des cuspides plus pointues,
- des dents plus globuleuses,
- une constriction cervicale plus marquée.

Les caractéristiques histologiques diffèrent également des dents permanentes :

- un émail moins minéralisé, blanc laiteux,
- une épaisseur amélaire moindre,
- des espaces interprismatiques de l'émail plus nombreux et plus importants,
- des prismes d'émail cervicaux orientés vers la face occlusale,
- une ligne néonatale visible au niveau dentinaire ; celle-ci délimite la dentine formée avant et après la naissance (Kodaka et coll., 1996),
- un tissu pulpaire très semblable aux dents permanentes.

La durée moyenne de la période fonctionnelle d'une dent temporaire est d'environ huit ans, plus ou moins trois mois. Au cours de ces années, les dents temporaires vont présenter différentes phases (Fortier, 1987) :

- une phase de croissance,
- une phase de maturation,
- une phase de régression.

La phase de croissance, appelée également stade 1 ou stade M, s'étend de la mise en place de la dent temporaire sur l'arcade à la fin de son édification radiculaire. Cette période dure entre 1 an et 1 an et demi.

La phase de maturation, dénommée aussi stade 2 ou stade S, correspond à la période entre la fin de l'édification radiculaire et le début de la résorption physiologique de la dent temporaire. C'est la phase la plus longue qui dure environ trois ans et neuf mois.

La phase de régression, ou stade 3 ou stade R, démarre dès le début de la résorption radiculaire et se termine lors de l'exfoliation de la dent temporaire. Cette période s'étend sur environ 3 ans.

1.1.2. Caractéristiques des dents permanentes

Les dents permanentes succèdent aux dents temporaires, elles sont au nombre de trente-deux réparties en quatre quadrants de huit dents : deux incisives, une canine, deux prémolaires et trois molaires (figure 2). Tout comme en denture temporaire, il existe une nomenclature internationale pour numéroté les dents. Le premier chiffre correspond également au quadrant mais :

- le quadrant maxillaire droit porte le chiffre un,
- le quadrant maxillaire gauche porte le chiffre deux,
- le quadrant mandibulaire gauche porte le chiffre trois,
- le quadrant mandibulaire droit porte le chiffre quatre.

Le second numéro se réfère au numéro d'ordre de la dent depuis la ligne inter-incisive.

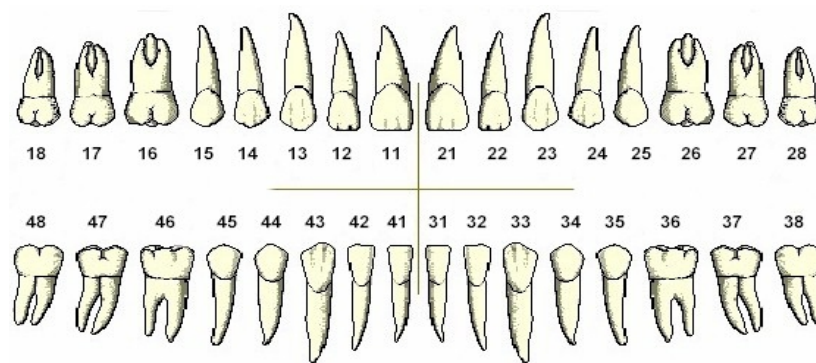


Figure 2 : schéma de la denture permanente
(disponible à partir de <http://www.selarl-dr-bres-stephane.chirurgiens-dentistes.fr/conseils-les-differents-types-de-dents-6>)

La première dent permanente à faire son apparition sur l'arcade est la première molaire. Celle-ci apparaît en distal de la deuxième molaire temporaire et ne remplace aucune dent. Elle cohabite avec les dents temporaires présentes en bouche ; l'enfant est alors en période de denture mixte.

Puis vont apparaître successivement : les incisives centrales, les incisives latérales, les canines mandibulaires, les prémolaires, les canines maxillaires, les deuxième et troisième molaires (Logan et Kronfeld, 1935 ; Schour, 1960)(tableau 2).

Tableau 2 : âges d'éruption des dents permanentes (d'après Logan et Kronfeld en 1935 modifiés par Schour en 1960)

	Incisive centrale	Incisive latérale	Canine	Première prémolaire	Deuxième prémolaire	Première molaire	Deuxième molaire	Troisième molaire
Maxillaire	7-8 ans	8-9 ans	11-12 ans	10-11 ans	10-12 ans	6-7 ans	12-13 ans	17-21 ans
Mandibule	6-7 ans	7-8 ans	9-10 ans	10-12 ans	11-12 ans	6-7 ans	11-13 ans	17-21 ans

Lorsque la dent permanente apparaît sur l'arcade, seul les deux-tiers de la racine sont formés. On dit que la dent est immature tant que la jonction cémento-dentinaire apicale n'est pas mise en place. L'édification radiculaire réalisée à partir de la gaine de Hertwig s'achèvera trois à quatre ans après l'éruption (Vital, 2012).

Du point de vue histologique, les tissus dentaires amélaire, dentinaire et pulpaire sont également immatures, ce qui rend singulier le traitement de la dent (Cauwels, 2012).

- Immaturité amélaire

Lors de la mise en place sur l'arcade, l'émail n'est pas complètement minéralisé et va subir une maturation post-éruptive sur plusieurs années. À titre de comparaison, le tissu amélaire de la dent permanente immature a une phase minérale de l'ordre de 37%, une phase organique de 19% et une phase aqueuse de 44% alors que l'émail de la dent permanente mature présente une phase organique proche de 96%, une phase organique de 0,4% et une phase aqueuse de 3,2% (Cauwels, 2012). Ces différences sont à l'origine d'une surface plus poreuse de l'émail.

- Immaturité dentinaire

Le tissu dentinaire immature présente des canalicules dentinaires largement ouverts, très perméables, favorisant la prolifération de la carie.

- Immaturité pulpaire

La pulpe immature est caractérisée par une vascularisation importante. L'innervation non mature peut se traduire cliniquement par l'absence de douleurs même en cas de lésions carieuses importantes.

1.2. Cahier des charges requis pour un matériau de restauration coronaire

Un ensemble de propriétés permet de caractériser un matériau. Il s'agit des propriétés mécaniques, des propriétés physiques, de l'étanchéité, de la bio-compatibilité, de la longévité, de l'esthétique, de l'ergonomie, du coût, de la compatibilité avec la procédure thérapeutique, de la bio-activité et de la radio-opacité.

Un matériau destiné à remplacer une perte tissulaire dentaire doit avoir des propriétés identiques, ou se rapprochant le plus possible de celles de la substance à remplacer (Willem et coll., 1993).

1.2.1. Les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques permettent de déterminer la charge à partir de laquelle le matériau commence à se déformer.

1.2.1.1. La dureté

La dureté est la mesure de la résistance d'un matériau à la pénétration. Les essais sont basés sur la pénétration forcée d'un indenteur à la surface du matériau. La mesure de la profondeur de l'empreinte faite par l'indenteur va permettre de déterminer la valeur de dureté.

Deux essais de dureté sont principalement utilisés en odontologie :

- la dureté Vickers, notée HV pour *Hardness Vickers*, consiste à appliquer une charge progressive (F) pendant 15 secondes et maintenue à sa valeur maximale pendant 15 secondes supplémentaires. L'indenteur utilisé est une pyramide de diamant à base carrée (figure 3).

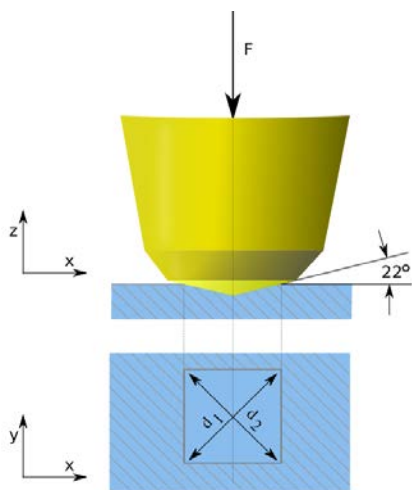


Figure 3 : schéma de l'essai Vickers
(disponible à partir de http://fr.wikipedia.org/wiki/Dureté_Vickers)

Le complexe amélo-dentinaire représente une association très harmonieuse de tissus durs. La dureté de l'émail est de l'ordre de 242 *Hardness Vickers* alors que celle de la dentine avoisine les 86 *Hardness Vickers* (Vreven et coll., 1996).

Tableau 3 : dureté Vickers des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Dureté Vickers (HV)	Dureté Vickers (MPa)
Émail	242	2373
Dentine	86	843

- La dureté Knoop, notée HK pour *Hardness Knoop*, utilise un indenteur de forme pyramidale asymétrique en diamant sous une charge faible. Le principe est le même que l'essai Vickers mais grâce à la géométrie du diamant il va permettre de tester des matériaux de petite taille, très durs mais néanmoins très fragiles comme la dentine ou les céramiques.

La dureté va influencer la résistance à l'abrasion, la transmission des contraintes occlusales du matériau à la dent et l'aptitude au polissage (McCabe et coll., 2011).

D'après Vreven J. et coll., cet essai a mesuré une dureté de 340 *hardness Knoop* pour le tissu amélaire et de 60 *hardness Knoop* pour le tissu dentinaire.

Tableau 4 : dureté Knoop des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Dureté Knoop (HK)
Émail	340
Dentine	60

1.2.1.2. La résistance à la traction

L'essai de traction est le plus couramment réalisé pour caractériser le comportement mécanique d'un matériau du fait de sa simplicité de réalisation et du nombre d'informations qui en découle.

Cet essai consiste à appliquer sur une éprouvette du matériau une force de traction jusqu'à sa rupture. L'ensemble des données enregistrées permet d'obtenir une courbe de traction avec en abscisse la déformation et en ordonnée la contrainte (figure 6).

L'application d'une force sur l'éprouvette va entraîner initialement une déformation élastique réversible suivie d'une déformation plastique irréversible.

La courbe de traction détermine quatre grandeurs caractéristiques.

- Le module d'élasticité également appelé module de Young, exprimé en Pascal, correspond à la partie linéaire de la courbe de traction. Il s'agit de la déformation élastique.
- La limite d'élasticité (R_e), exprimée en Pascal, correspond à la valeur de la contrainte à partir de laquelle un matériau va commencer à se déformer plastiquement.
- La résistance à la rupture (R_m), exprimée en Pascal, correspond à la contrainte maximale supportée par l'éprouvette.
- La déformation à la rupture (ϵ), exprimée en pourcentage, correspond à la valeur de la déformation à la rupture de l'éprouvette.

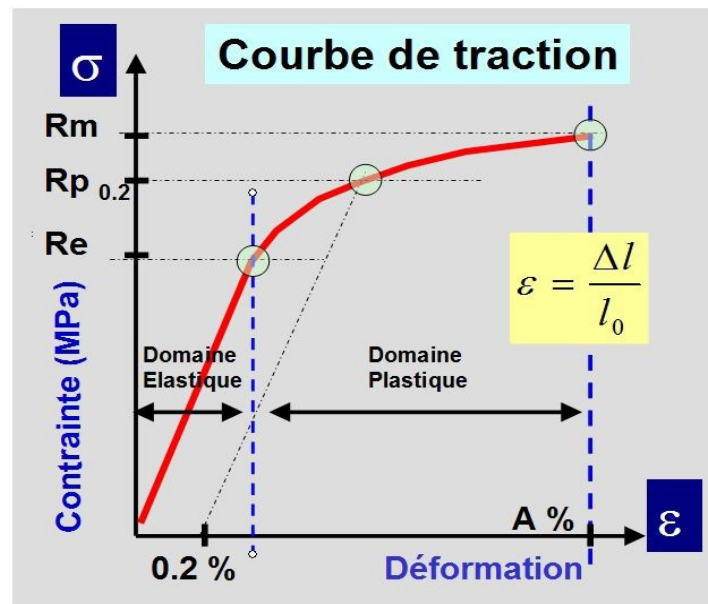


Figure 4 : courbe de traction

(disponible sur <http://tpeson-verre.weebly.com/deacuteformation-et-contraintes.html>)

Les contraintes qui s'exercent sur les dents varient selon leur localisation. Ainsi Craig en 1996 estime que durant la fonction la contrainte exercée au niveau des incisives est d'environ 220 *Newton*, 450 *Newton* pour les prémolaires et 665 *Newton* pour les molaires. Plus la dent est située en postérieur, plus la contrainte exercée est importante.

Le module de Young de l'émail est de 84 GPa et de 18 GPa pour la dentine (Vreven et coll., 1996). Si le module d'élasticité est trop faible, le matériau se déformera et exercera des contraintes pouvant être à l'origine de fracture sur les parois résiduelles de la cavité d'obturation.

Tableau 5 : module de Young des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Module de Young (GPa)
Émail	84
Dentine	18

La résistance à la rupture est de 10 MPa pour l'émail et avoisine les 99 MPa pour la dentine (Vreven J. et coll., 1996).

Tableau 6 : résistance à la rupture des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Résistance à la rupture (MPa)
Émail	10
Dentine	99

1.2.1.3. La résistance à la compression

L'essai de compression consiste à soumettre une éprouvette à deux forces axiales opposées. Cet essai est principalement utilisé pour définir la contrainte maximale à la rupture d'un matériau fragile ne pouvant être usiné. La résistance à la compression de l'émail est de 384 MPa et de 297 MPa pour la dentine (Vreven et coll., 1996).

Tableau 7 : résistance à la compression des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Résistance à la compression (MPa)
Émail	384
Dentine	297

1.2.1.4. La résistance à la flexion

Comme l'essai de traction ou de compression, l'essai de flexion est utilisé pour déterminer la contrainte à la rupture d'un matériau. La contrainte en flexion s'exerce principalement lors de la mastication sur le groupe incisivo-canin.

1.2.1.5. La résistance au cisaillement

Ce test permet d'évaluer la valeur d'adhésion des matériaux aux tissus dentaires résiduels dans le cadre d'une restauration collée. Ces contraintes de cisaillement se produisent majoritairement au niveau de l'interface dent-matériau. Au niveau de l'émail, elle est de 90 MPa et de 138 MPa pour la dentine.

Tableau 8 : résistance au cisaillement des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Résistance au cisaillement (MPa)
Émail	90
Dentine	138

1.2.1.6. La fatigue

Les essais développés jusqu'à présent s'intéressent au comportement des matériaux uniquement lorsqu'ils sont soumis à une charge statique. Or, l'application et le retrait de contraintes, même si celles-ci sont inférieures à la limite d'élasticité du matériau, répétés de nombreuses fois peuvent entraîner la rupture du matériau : c'est le phénomène de fatigue.

La fatigue est à l'origine de nombreuses fractures de matériaux prothétiques en odontologie d'où la nécessité de l'étudier en laboratoire.

1.2.1.7. La résistance au fluage

La résistance au fluage consiste à soumettre une éprouvette à une contrainte et une température constantes et d'enregistrer son allongement ou sa réduction en fonction du temps. Le fluage est noté en pourcentage.

1.2.1.8. La résistance à l'usure

Cette résistance est primordiale car selon Manhart et coll., l'usure est une des principales causes d'échec des restaurations coronaires. Selon l'*American Dental Association (ADA)*, l'usure de l'émail est d'environ 50 micromètres par an pour les molaires et 30 micromètres par an pour les prémolaires.

1.2.2. Les propriétés physiques

Les matériaux de restauration en odontologie sont utilisés à des fins structurales, pour supporter des contraintes, d'où l'intérêt porté aux propriétés mécaniques vues précédemment. Mais les propriétés thermiques et électriques jouent également un rôle important.

1.2.2.1. Le coefficient de conductibilité thermique

La conductibilité thermique caractérise le transfert de chaleur à travers un matériau. Ce phénomène peut s'expliquer simplement : lorsque l'on touche deux objets différents, l'un en métal et l'autre en bois, celui en bois apparaît plus chaud que celui en métal.

En effet, le métal étant un meilleur conducteur que le bois, l'élimination des calories est beaucoup plus rapide ; ce qui donne cette sensation de froid.

Ainsi, un matériau présentant un coefficient de conductibilité thermique élevé peut engendrer une transmission rapide des variations thermiques aux tissus dentaires résiduels et engendrer des sensibilités. C'est pour cela qu'il est nécessaire d'utiliser des matériaux dont le coefficient de conductibilité thermique est proche des tissus dentaires.

Tableau 9 : coefficient de conductibilité thermique des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Coefficient de conductibilité thermique (Cal. cm ⁻¹ .sec ⁻¹ .°C ⁻¹)
Émail	2,2 10 ⁻³
Dentine	1,5 10 ⁻³

1.2.2.2. Le coefficient de conductivité électrique

La conductivité électrique des matériaux est une propriété d'une grande importance qui caractérise l'aptitude d'un matériau à permettre le passage d'un courant électrique, c'est à dire de laisser les charges électriques se déplacer librement. Mais le déplacement de charges électriques au sein du matériau peut être à l'origine de sensibilité dentaire. Ainsi plus la conductivité électrique sera faible, meilleur sera le matériau.

Dans le système international (S.I.) la conductivité est exprimée en siemens par mètre (S/m).

1.2.2.3. Le coefficient de dilatation thermique

La température buccale est facilement influencée par la prise d'aliments ou de boissons et par la ventilation ; ce qui entraîne des variations thermiques importantes. Ces changements de température entraînent des phénomènes de dilatation ou de rétraction des matériaux de restauration et des tissus dentaires résiduels.

Si le matériau de restauration présente un coefficient de dilatation thermique différent des tissus dentaires, alors les contraintes en traction ou en compression entraîneront une détérioration du joint à l'interface dent-matériau.

Tableau 10 : coefficient de dilatation thermique des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Coefficient de dilatation thermique ppm/°C
Émail	11,4
Dentine	8,6

1.2.3. Étanchéité

L'étanchéité d'une restauration coronaire est assurée par la bonne qualité du joint entre le tissu dentaire résiduel et le matériau. Le premier objectif est de prévenir toute percolation bactérienne en direction pulpaire au travers des canalicules dentinaires (Berry et coll., 1998). Selon Kidd en 1976, la percolation est définie comme le passage, indétectable cliniquement, de bactéries, molécules ou ions entre la paroi de la cavité et le matériau d'obturation qui y est inséré. Le second est d'éviter toute coloration inesthétique au niveau du joint.

On peut distinguer l'étanchéité immédiate de l'étanchéité retardée.

La qualité de l'étanchéité immédiate va dépendre de plusieurs facteurs.

- L'adhérence

Tous les matériaux de restauration n'adhèrent pas aux tissus dentaires. Certains nécessitent la mise en place de matériaux supplémentaires, ce qui augmente le nombre d'interfaces entre la dent et la restauration.

- La stabilité dimensionnelle

Que ce soit pendant la cristallisation de l'amalgame, la polymérisation d'un composite ou la réaction acido-basique d'un verre-ionomère, la réaction de prise engendrera dans tous les cas des variations dimensionnelles.

- L'adaptation marginale

L'absence totale de hiatus assure une bonne étanchéité de la restauration.

L'étanchéité retardée va dépendre de plusieurs facteurs également.

- Le coefficient de dilatation thermique

Après la prise du matériau, celui-ci va être soumis à des variations thermiques importantes dans la cavité buccale. Ces différences de température vont être à l'origine de phénomènes de contraction et de dilatation qui vont solliciter le joint et entraîner une perte d'étanchéité.

- La solubilité dans l'eau

Certains matériaux vont présenter une augmentation de leur volume lors de phénomènes d'imbibition hydrique.

- La résistance à l'usure du matériau.

1.2.4. Biocompatibilité

La biocompatibilité se définit comme la capacité d'un matériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte. Un matériau biocompatible est donc capable de rétablir esthétique et fonction sans provoquer de nuisance de type allergique, toxique ou infectieuse.

1.2.5. Longévité

La longévité des obturations coronaires dépend de nombreux paramètres. L'hygiène bucco-dentaire du patient, l'importance de la restauration, le matériau utilisé et les conditions de réalisation vont notamment influencer la durée du soin.

1.2.6. Esthétique

La demande croissante des patients pour des restaurations esthétiques ne doit en aucun cas rendre ce critère prioritaire dans le choix du matériau et quelle que soit la demande du patient, les impératifs biologiques et mécaniques restent primordiaux.

Les propriétés optiques des matériaux de restauration coronaire correspondent à la capacité du matériau à reproduire les caractéristiques optiques des tissus dentaires.

La couleur d'une dent se définit par la teinte, la saturation, la luminosité mais aussi la translucidité, l'opalescence et la fluorescence. Le tissu amélaire est généralement défini comme étant translucide, peu saturé et opalescent alors que le tissu dentinaire est plutôt opaque saturé et fluorescent.

1.2.7. Ergonomie

Le choix d'un matériau de restauration coronaire dépend également de sa facilité d'utilisation ; ce qui comprend : les conditions de travail, le temps de prise, l'aptitude au polissage et le stockage.

- Les conditions de travail

Certains matériaux nécessitent des conditions d'utilisation strictes comme respecter les doses préconisées par le fabricant, mais aussi protéger de la contamination salivaire la cavité d'obturation lors de la mise en place du matériau.

Le non respect de ces conditions de réalisation rend les propriétés du matériau obsolètes.

- Le temps de prise

Le temps de prise d'un matériau doit être suffisamment long pour permettre la restauration de la morphologie de la dent mais suffisamment rapide pour limiter la durée du soin. En odontologie pédiatrique, ce critère est particulièrement important.

- L'aptitude au polissage

L'état de surface des restaurations coronaires doit être le plus lisse possible pour le confort du patient. Il permet aussi de prévenir l'accumulation du biofilm bactérien.

- Le stockage

Le stockage d'un matériau comprend le délai de conservation, mais aussi les conditions nécessaires

à la conservation de ses propriétés (thermique, hydrique, à l'abri de la lumière). Des conditions simples favoriseront le choix du matériau.

1.2.8. Coût

Quand plusieurs matériaux sont possibles en fonction des propriétés fonctionnelles et esthétiques, le coût du matériau peut intervenir dans le choix de celui-ci.

Le coût d'un matériau ne correspond pas uniquement à son prix de revient ; il faut également prendre en considération le temps passé au fauteuil pour réaliser la restauration, mais aussi l'instrumentation nécessaire à son utilisation et la durée de conservation. La notion de coût biologique et d'économie tissulaire doit également être évoquée avec les différentes possibilités de préparation cavitaire.

1.2.9. Compatibilité avec la procédure thérapeutique

Le matériau de restauration coronaire ne doit pas être incompatible avec d'autres matériaux déjà présents dans l'environnement buccal. Il est donc nécessaire de s'assurer de la compatibilité chimique et électrochimique du matériau que l'on souhaite utiliser.

1.2.10. Bioactivité

Certains matériaux de restauration dit « bio-actifs » permettent de libérer des ions fluorures pendant et après leur mise en place dans la cavité d'obturation.

La libération d'ions fluorures permet essentiellement :

- une action anti-bactérienne.
- une augmentation de la résistance de la solubilité des tissus dentaires en milieu acide.
- une reminéralisation des tissus dentaires résiduels partiellement déminéralisés (Newburn, 1989).

1.2.11. Propriétés radiographiques

La radio-opacité se définit comme la propriété d'un corps à contrarier le passage des rayons X.

Il est essentiel qu'un matériau de restauration ait une radio-opacité adaptée afin de visualiser précisément les limites de l'obturation et diagnostiquer les reprises de carie. Plus la radio-opacité est élevée, plus il est facile pour le praticien de bien différencier les tissus durs du matériau de restauration.

La radio-opacité du tissu amélaire est d'environ 3% Al et de 2% Al pour le tissu dentinaire (Vreven et coll., 1996).

Tableau 11 : radio-opacité des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996)

	Radio-opacité % Al
Émail	3,1
Dentine	1,8

2. Les matériaux de restauration coronaire.

2.1. Introduction

Avec le développement des biomatériaux adhésifs, le choix du matériau de restauration coronaire par le praticien est devenu de plus en plus difficile. Cette partie va s'intéresser aux propriétés fondamentales des différents matériaux, leurs avantages et inconvénients, ainsi que leurs indications d'utilisation clinique.

2.2. Les ciments verres ionomères conventionnels

2.2.1. Définition et classification

Les ciments verres ionomères conventionnels (CVI) ont été développés par Wilson et Kent au début des années 1970 (Dupas et coll., 2008). Ce matériau est le résultat d'une réaction acido-basique entre une poudre et un liquide.

2.2.1.1. Composition

Depuis 1972, la composition du CVI a bien évidemment été modifiée afin d'en améliorer les propriétés (Colat Parros et coll., 2010).

• La poudre

La poudre du CVI est généralement composée de :

- fluorure de calcium (CaF_2) (34%),
- silice (SiO_2) (30%),
- alumine (Al_2O_3) (16%),
- phosphate d'alumine (AlPO_4) (10%),
- cryolithe (Na_3AlF_6) (5%),
- trifluorure d'aluminium (AlF_3) (5%).

La poudre est un verre fluoro alumino silicate (FAS) de composition chimique Al_2O_3 - SiO_2 - CaF_2 . Cette poudre est le résultat de la cuisson de l'alumine et de la silice avec un flux de fluorure de calcium, de sodium, d'aluminium et de phosphate jusqu'à 1350°C . Le composé obtenu est refroidi puis broyé jusqu'à obtenir une poudre dont la granulométrie varie entre 10 et 80 micromètres en fonction de l'utilisation clinique recherchée.

Ainsi dans le cadre d'un scellement, on utilisera des particules dont le diamètre varie entre 10 et 18 micromètres alors que pour une restauration, on utilisera des particules allant jusqu'à 80 micromètres (Tyas et coll., 2003).

• Le liquide

Le liquide est principalement composé des éléments suivants :

- acide polyacrylique (50%),
- acide tartrique,
- acide maléique,
- acide itaconique.

Le liquide est une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque (acide maléique, itaconique, acrylique, polycarboxylique) à laquelle s'ajoute de l'acide tartrique (Crisp et coll., 1980 ; Kovarik et coll., 2005).

2.2.1.2. Réaction de prise

Lors du mélange, les acides vont venir attaquer les particules de verre de la poudre en surface entraînant la dégradation partielle des particules à l'origine de la libération d'ions calcium et aluminium. Ces ions vont réagir avec les acides carboxyliques et ainsi former des polyacrylates de calcium et d'aluminium. Il y a également une libération d'acide silicique qui va venir entourer les particules de verre d'un gel silicique.

Ce ciment se compose donc de particules de verres de tailles variables englobées dans une matrice de polyacrylate de calcium et d'aluminium (Naasan et Watson, 1998).

2.2.1.3. Classification

La classification des CVI est élaborée de plusieurs façons :

- selon l'usage du ciment (Meyer, 1991) :
 - classe I : ciments de scellement prothétique,
 - classe II :
 - IIa : biomatériau d'obturation d'aspect esthétique,
 - IIb : biomatériau d'obturation d'aspect métallique,
 - classe III :
 - IIIa : matériaux intermédiaires indiqués comme ciment isolant de fine épaisseur sous les restaurations à prise classique,
 - IIIb : matériaux intermédiaires indiqués comme ciment isolant de fine épaisseur sous les restaurations polymérisant à la lumière,
 - IIIc : ciments dits de substitution dentinaire ou de reconstitution interne,
 - classe IV : ciments de scellement pour sillons, puits et fissures.
- selon la réaction de prise (Wilson et coll., 1988) :
 - mode I : réaction acide/base,
 - mode II : réaction acide/base doublée d'une polymérisation chimique et/ou par irradiation d'une matrice résineuse,
 - mode III : polymérisation chimique ou par irradiation d'une matrice résineuse avec réaction acide/base secondaire.
- classification internationale (De Moor, 1996) :
 - famille I : les CVI conventionnels,
 - famille II : les CVI hybrides ou CVI modifiés par adjonction de résine,
 - famille III : les compomères ou composites modifiés par polyacides,
 - famille IV : les autres composites modifiés.

2.2.1.4. Présentations commerciales

Les CVI conventionnels sont présents sous plusieurs formes :

- poudre-liquide,
- capsule pré-dosée.

Quelques exemples de produits commercialisés :

- GC Fuji II : coffret 15g de poudre et 8ml de liquide.



Figure 5 : coffret 15g de poudre et 8ml de liquide
(disponible sur <http://www.dentalelite.fr/verre-ionomere-51/fuji-cem-2-automix-fujicem-973.html>)

- GC Fuji II CAPSULE : 50 capsules



Figure 6 : 50 capsules GC Fuji II CAPSULE
(disponible sur <http://gcasia.info/proddet.asp?prodid=101>)

2.2.2. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des ciments verres ionomères dépendent surtout de la composition chimique, de la microstructure du verre, du polyacide, du rapport poudre-liquide et de la balance hydrique (Lasfargues et coll., 1998), mais des valeurs moyennes permettent de donner une approche de ce matériau.

2.2.2.1. Dureté

La dureté Vickers moyenne des CVI est de 1100 MPa alors que celle de l'émail approche 2373 MPa (Vreven et coll., 1996).

2.2.2.2. Résistance à la traction

La résistance à la traction des CVI avoisine les 15 MPa. Pour rappel, la résistance à la traction de l'émail est de 10 MPa et de 99 MPa pour la dentine.

2.2.2.3. Résistance à la compression

La résistance à la compression des CVI varie de 100 à 150 MPa. La résistance de l'émail est de 384 MPa et de 297 MPa pour la dentine.

2.2.2.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion des CVI est comprise entre 20 et 30 MPa.

2.2.2.5. Module d'élasticité

Le module d'élasticité des CVI est de 20000 MPa, ce qui est relativement proche de celui de la dentine. En effet, la dentine présente un module d'élasticité de 18 GPa et l'émail de 84 GPa. Ce résultat presque idéal permet d'assurer un joint de très bonne qualité avec la dent.

2.2.2.6. Conclusion

Les CVI présentent une dureté, une résistance à la traction, à la compression et à la flexion insuffisante, ce qui engendre une dégradation de ce matériau dans les secteurs où il existe de fortes sollicitations occlusales. Par conséquent ils sont généralement contre-indiqués pour des restaurations postérieures d'usage mais peuvent cependant être utilisés dans le cadre d'une restauration temporaire ou en technique sandwich comme substitut dentinaire.

2.2.3. Propriétés physiques

2.2.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

L'adhésion des CVI aux tissus dentaires est essentiellement de nature chimique plutôt que micromécanique (Wilson et coll., 1988). Cette liaison chimique intrinsèque résulte d'une interaction hydrogène et surtout ionique entre les charges négatives des polyacides de la matrice et les charges positives des hydroxyapatites des tissus dentaires résiduels (Akinmade, 1994).

Il se forme ainsi à l'interface entre le matériau de restauration et les tissus dentaires une zone intermédiaire de double échange : l'acide polyacrylique est adsorbé à la surface et des groupements phosphates sont déplacés de l'hydroxyapatite vers cette zone (Tyas, 2003).

Parmi les différents CVI, les valeurs d'adhésion varient de 2,6 à 9,6 MPa pour l'adhésion à l'émail et de 1,1 à 4,5 MPa pour l'adhésion à la dentine préalablement préparée mais non conditionnée. Cependant pour améliorer l'adhésion des CVI, il est recommandé de conditionner les surfaces dentaires avec de l'acide polyacrylique à 10 ou 20 % pendant 15 secondes.

En effet, le conditionnement des tissus résiduels permet :

- d'éliminer la boue dentinaire,
- de déminéraliser légèrement la dentine intercanaliculaire et l'émail superficiel,
- d'améliorer le mouillage du CVI sur la dentine et l'émail.

Le conditionnement acide permet des valeurs d'adhésion moyennes à la dentine de l'ordre de 5 ± 2 MPa pour les CVI, ce qui confère une bonne étanchéité à la restauration (Lasfargues et coll., 1998).

2.2.3.2. Contraction de prise

La faible contraction de prise des CVI (3%) permet d'assurer la bonne étanchéité immédiate de la restauration.

2.2.3.3. Solubilité

Les CVI sont très sensibles à l'humidité ce qui peut engendrer :

- une diminution des propriétés mécaniques,
- une diminution de la translucidité,
- une augmentation de la tendance à fixer les colorants.

Ils sont également sensibles à la déshydratation qui peut entraîner l'apparition de fissures au sein du matériau (Attal, 1987).

Les CVI Fuji TRIAGE® GC moins sensibles à l'humidité peuvent être utilisés en cas d'isolation imparfaite de la dent pour le scellement prophylactique des sillons.

2.2.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique des CVI est de 4,9 ppm/°C. Nous avons vu dans le chapitre précédent que le coefficient de dilatation thermique de l'émail est de 11,4 ppm/°C et celui de la dentine de 8,6 ppm/°C (Vreven et coll., 1996 ; Lasfargues et coll. 1998).

La valeur du coefficient du matériau et des structures dentaires étant relativement proches, cela permet de réaliser une restauration avec un joint matériau-dent permanent et de prévenir le risque de fracture ou de percolation lors de variation thermique importante en bouche (Kidd, 1976 ; Lasfargues et coll., 1998 ; Dupas et coll., 2009).

2.2.4. Propriétés biologiques

2.2.4.1. Biocompatibilité

- Biocompatibilité dentaire

La biocompatibilité des CVI est le sujet de nombreuses études scientifiques *in vitro* et *in vivo* dont les résultats sont très variables en fonction du matériau utilisé et du protocole d'utilisation réalisé.

Lasfargues et coll. en 1998 constatent que les études réalisées *in vitro* présentent une cytotoxicité supérieure aux études menées *in vivo*.

Les études *in vivo* montrent le potentiel des cellules à se défendre dans leur milieu naturel et l'importance de l'épaisseur de dentine résiduelle entre la pulpe et le matériau de restauration. Ainsi, lorsque le CVI est placé en contact direct sur la pulpe cela peut provoquer la nécrose de ce tissu mais lorsque l'épaisseur de dentine est suffisante, la pulpe est alors protégée.

Ce n'est pas tant la cytotoxicité du matériau intrinsèque, mais surtout la nature et l'épaisseur de dentine résiduelle entre le matériau et la pulpe, ainsi que l'étanchéité de la restauration qui vont déterminer la biocompatibilité du CVI (Lasfargues et coll., 1998).

- Biocompatibilité parodontale

Les CVI sont bien tolérés par les tissus parodontaux et sans effets secondaires oraux et systémiques (Pameijer et coll., 1981 ; Katsuyama et coll., 1993).

2.2.4.2. Bioactivité

Les études *in vitro* s'accordent à dire que les CVI libéreraient des ions fluorures permettant une reminéralisation des tissus durs en contact ainsi qu'un effet antibactérien cariostatique.

Le processus de libération n'est pas encore connu parfaitement mais plusieurs hypothèses ont été avancées par Lasfargues et coll. en 1998 parmi lesquelles :

- la libération à partir des craquelures ou fissures du matériau,
- la libération par diffusion secondaire du fluor dans la masse,
- la libération par érosion superficielle.

Plusieurs hypothèses sont également avancées pour expliquer l'action antibactérienne du fluor contenu dans les CVI :

- par inhibition du métabolisme bactérien,
- par augmentation de la résistance à la dissolution des tissus dentaires,
- par la reminéralisation des tissus dentaires déminéralisés.

Le relargage d'ions est durable et diminue fortement avec le temps, mais les CVI peuvent être rechargés en ions fluorures par l'intermédiaire de solutions fluorées topiques comme les bains de bouche, les dentifrices, les gels ou vernis fluorés (Lasfargues et coll., 1998 ; Koga et coll., 2004 ; Lobo, 2005 ; Kavaloglu Cildir et coll., 2007)(figure 7).

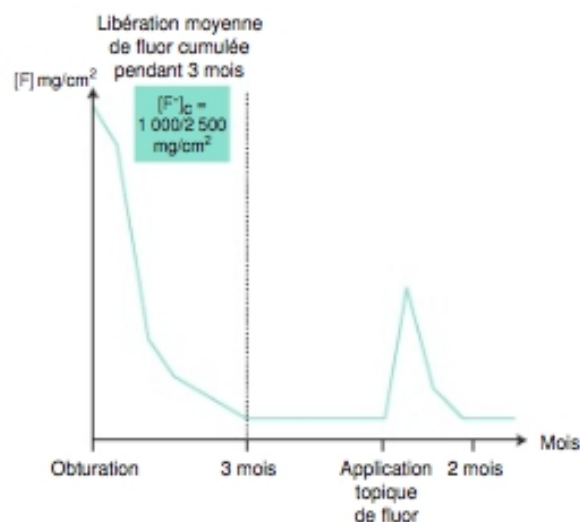


Figure 7 : diagramme de la cinétique de libération du fluor par les CVI
(disponible sur <http://fr.scribd.com/doc/51045519/Ciments-verres-ionomeres-et-materiaux-hybrides-23-065-K-10#scribd>)

2.2.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.2.5.1. Esthétique

Même si les nombreuses améliorations des CVI ont permis une meilleure translucidité du matériau, ils restent parmi les plus opaques, ce qui contre-indique leur utilisation dans les zones esthétiques (Roulet et Degrange, 2001).

De plus la taille des particules des CVI rend la finition délicate.

2.2.5.2. Radio-opacité

La radio-opacité des CVI est de 60 à 70 %, ce qui est supérieure à celle du tissu amélaire et dentinaire (Mount, 1994). Le CVI permet ainsi de visualiser précisément les limites de l'obturation et diagnostiquer les reprises de carie.

2.2.6. Ergonomie et coût

Les difficultés de manipulation et la sensibilité aux variations hydriques des CVI conventionnels limitent leur usage clinique. De plus, le temps de travail de ce matériau est relativement court avec un temps de prise relativement long (Lasfargues et coll., 1998).

Cependant, on peut noter que les CVI EQUIA® GC sont très intéressants en odontologie pédiatrique de part leur sensibilité réduite à l'humidité et un temps de prise à partir du mélange réduit de 3 minutes 30.

Il est évident que l'évaluation du coût d'un matériau de restauration coronaire est très complexe car il faut prendre en considération à la fois le prix de revient du matériau mais également le temps passé au fauteuil pour réaliser la restauration, l'instrumentation nécessaire, la durée de conservation...

Nous nous limiterons ici à donner à titre indicatif le prix de revient moyen de différents matériaux.

Exemples de produits commercialisés :

- Ketac™ Molar Aplicap™ 3M ESPE.
 - Temps de travail à partir du mélange : 2 minutes.
 - Temps de prise à partir du mélange : 4 minutes et 30 secondes.
 - Prix moyen de revient constaté pour 50 capsules : 175 €
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 3,50 €.
- Fuji® II GC.
 - Temps de travail à partir du mélange : 2 minutes.
 - Temps de prise à partir du mélange : 5 minutes et 30 secondes.
 - Coffret 15g de poudre + 8ml de liquide
 - Prix 75 €
- Ketac™ Molar 3M ESPE.
 - Temps de travail à partir du mélange : 1 minute et 45 secondes.
 - Temps de prise à partir du mélange : 4 minutes.
 - Coffret 12,5g de poudre + 8,5ml de liquide
 - Prix : 55 €
- Riva® self cure normale SDI :
 - Temps de travail à partir du mélange : 1 minute et 40 secondes.
 - Temps de prise à partir du mélange : 4 minutes et 10 secondes.
 - Prix moyen de revient constaté pour 50 capsules : 105 €
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 2,10 €

2.2.7. Protocole d'utilisation

Le respect du protocole d'utilisation des CVI permet d'améliorer la longévité de la restauration (Lasfargues et coll., 1998).

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2%.
3. Conditionner la surface dentinaire avec de l'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
4. Rincer le conditionneur à l'eau pendant 20 secondes.
5. Sécher sans assécher.
6. Pour le CVI « poudre-liquide » :
 - respecter le dosage poudre-liquide (3g/ml),
 - mélanger un maximum de poudre à un minimum de liquide,
 - incorporer le plus rapidement la totalité de la poudre au liquide,
 - spatuler pendant 20 secondes.

Pour le CVI en capsules pré dosées :

- effectuer la trituration à l'aide d'un vibreur en respectant les recommandations du fabricant.
7. Mettre en place le CVI dans la cavité d'obturation en tassant à l'aide d'une brosse en nylon.
 8. Protéger la restauration par un vernis résineux afin d'éviter la solubilisation de surface du verre ionomère.
 9. Différer le polissage d'au moins 24 heures.
 10. Déposer le champ opératoire.

2.2.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 12 : tableau récapitulatif des propriétés des CVI

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa)	1100	Dégradation du matériau
Résistance à la traction (MPa)	15-17	Dégradation du matériau
Résistance à la compression (MPa)	100-150	Dégradation du matériau
Résistance à la flexion (MPa)	20-30	Dégradation du matériau
Module d'élasticité	20000	Bon joint tissus dentaires/matériau
Résistance au cisaillement	NR	
Fatigue	NR	
Résistance au fluage	NR	
Résistance à l'usure en volume perdu (μm)	NR	
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	4-5	Bonne étanchéité immédiate
Adhésion à la dentine (MPa)	4-5	Bonne étanchéité immédiate
Contraction de prise volumétrique (%)	3	Bonne étanchéité immédiate
Solubilité	Importante +++	Étanchéité dégradée
Coefficient de dilatation thermique (ppm/°C)	4,9	Bonne étanchéité immédiate ou retardée
PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire	Bonne	Compatible avec l'odonte
Biocompatibilité parodontale	Bonne	Compatible avec le parodonte
Bioactivité : libération de fluor ($\mu\text{g/g}$)	700	Reminéralisation des tissus durs Effet antibactérien cariostatique

PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES		
Opacité	Très opaque	Contre-indiqué en zone esthétique
Rugosité de surface (µm)	0,220-0,375	Contre indiqué en zone esthétique
Radio-opacité (%)	60-70	Limites précises de l'obturation à l'examen radiologique
ERGONOMIE ET COÛT		
Temps de travail	court	Manipulation difficile
Temps de prise	long	Manipulation difficile
Coût		Raisonnable

2.2.9. Indications et contre-indications

2.2.9.1. Indications du CVI

- Restauration des dents temporaires.
- Scellement des puits et fissures en cas d'isolation imparfaite.
- Restauration avec un risque carieux individuel élevé.
- Coiffage pulpaire indirect.
- Interception de lésions carieuses actives.
- Restauration de lésion cervicale.
- Scellement en prothèse fixée et en orthodontie.
- Substitut dentinaire : technique sandwich (Wilson, 1974).

2.2.9.2. Contre-indications du CVI

- Restauration volumineuse en secteur occlusal.
- Coiffage pulpaire direct.
- Allergie à l'un des composants.

2.3. Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine

2.3.1. Définition et classification

Afin d'améliorer les propriétés des CVI conventionnels, des monomères résineux et des activateurs ont été ajoutés à la matrice acide/base formant ainsi les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR).

2.3.1.1. Composition

- La poudre

La poudre des CVIMAR est composée d'un mélange de particules de verres FAS semblable aux CVI conventionnels (Lasfargues et coll., 1998).

- Le liquide

La solution aqueuse d'acide polyalkénoïque est modifiée par l'ajout d'un groupe méthacrylate hydrophobe et d'un monomère hydrosoluble : HEMA (2 hydroxy-éthyl-métacrylate)

A cela s'ajoute également des photo-initiateurs de type camphoroquinone et des photo-activateurs (Lasfargues, et coll., 1998).

2.3.1.2. Réaction de prise

Les CVIMAR sont caractérisés par une double réaction de prise (Hickel et coll., 1998) :

- une réaction acido-basique semblable au CVI,
- une réaction de polymérisation radicalaire soit par photopolymérisation, soit par chémozopolymérisation.

2.3.1.3. Classification

La classification des CVIMAR a été développée dans la partie des CVI conventionnels dans la partie 2.1.3.

2.3.1.4. Présentation commerciale

Tout comme les CVI, les CVIMAR existent sous plusieurs formes :

- poudre-liquide,
- capsule pré-dosée.

2.3.2. Propriétés mécaniques

(Blackwell et Kase, 1996 ; Powers et Burgess, 1996 ; Lasfargues et coll., 1998).

2.3.2.1. Dureté

La dureté Vickers des CVIMAR est de 980 MPa, alors que celle de l'émail approche 2773 MPa et celle de la dentine 843 MPa.

2.3.2.2. Résistance à la traction

La résistance à la traction des CVIMAR est comprise entre 20 et 40 MPa. La résistance est donc supérieure au CVI.

Pour rappel, la résistance à la traction de l'émail est de 10 MPa et de 99 MPa pour la dentine.

2.3.2.3. Résistance à la compression

La résistance à la compression des CVIMAR varie de 100 à 210 MPa et dépasse donc celle des CVI. Cette valeur est inférieure à celle de l'émail (384 MPa) et de la dentine (297 MPa).

2.3.2.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion des CVIMAR fluctue entre 30 et 60 MPa. Ces résultats sont bien supérieurs à ceux des CVI.

2.3.2.5. Module d'élasticité

Il avoisine les 16000 MPa, ce qui est inférieur à celui des CVI. Le module d'élasticité de l'émail étant de 84 GPa et 18 GPa pour la dentine.

2.3.2.6. Fatigue en flexion

La fatigue en flexion des CVIMAR est de 5320 MPa.

2.3.2.7. Résistance à l'usure

La résistance à l'usure en terme de volume perdu de matériau est comprise entre 40 et 100 micromètres.

2.3.3. Propriétés physiques

2.3.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

L'adhésion des CVIMAR repose sur le même principe que les CVI, avec la formation d'une couche ionique d'échange entre le ciment de restauration et les tissus dentaires résiduels (Wilson et coll., 1983 ; Lin et coll., 1992 ; Mount, 1994 ; Jonas et coll., 1995).

Du fait de l'adjonction de résine, un mécanisme complémentaire intervient : l'adhésion micromécanique.

Cependant, les valeurs de l'adhérence à l'émail et à la dentine des CVIMAR restent semblables ou légèrement supérieures aux valeurs obtenues par les CVI conventionnels (Mitra, 1991 ; Burgess, 1994).

2.3.3.2. Contraction de prise

La faible contraction de prise des CVIMAR (3%) permet d'assurer la bonne étanchéité immédiate de la restauration.

2.3.3.3. Solubilité

Les CVIMAR sont moins sensibles à l'hydrolyse hydrique et à la déshydratation que les CVI. Ceci permet notamment de réaliser le polissage de façon concomitante à la mise en place de la restauration.

Les CVIMAR ont une absorption hydrique très variable qui dans certains cas permet de compenser partiellement ou totalement la contraction de prise.

2.3.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique est supérieur à celui des CVI mais cela reste compatible avec une bonne étanchéité immédiate ou retardée.

2.3.4. Propriétés biologiques

2.3.4.1. Biocompatibilité

- **Biocompatibilité dentaire**

L'adjonction de résine dans les CVIMAR a fait craindre une moins bonne biocompatibilité dentaire que les CVI et l'absence de cohérence des premières études n'a fait qu'entretenir cette idée (Horsted Bindslev, 1990).

En réalité, le composant photopolymérisable des CVIMAR qui permet une prise immédiate du ciment montre une capacité à éliminer les effets irritants sur la pulpe plus rapidement que les matériaux autopolymérisables (Felton et coll., 1991).

À l'heure actuelle, les études *in vivo* concluent que les CVIMAR présenteraient tous les critères d'une bonne biocompatibilité pulpaire, mais les auteurs recommandent tout de même de placer ces matériaux sur une épaisseur de dentine résiduelle suffisante afin de limiter le passage d'éléments toxiques vers la pulpe (Koubi et coll., 2005).

- **Biocompatibilité parodontale**

Les CVIMAR sont bien tolérés par les tissus parodontaux.

2.3.4.2. Bioactivité

Les CVIMAR tout comme les CVI représentent un réservoir de fluor. Cette libération est maximale dans les premières heures puis va décroître rapidement.

2.3.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.3.5.1. Esthétique

Les CVIMAR sont des matériaux de restauration opaque. Certes, leur opacité est moindre par rapport au CVI mais leur utilisation reste déconseillée dans les secteurs esthétiques (Roulet et Degrange, 2000).

2.3.5.2. Radio-opacité

La radio-opacité des CVIMAR est équivalente au CVI avec un pourcentage de 60 à 70%. Ceci permet de bien visualiser les limites de la restauration à l'examen radiologique (Marouf, Sidhu, 1998).

2.3.6. Ergonomie et coût

Nous nous retrouvons ici avec la même problématique que celle décrite précédemment. Nous nous limiterons à citer à titre indicatif quelques exemples de produits commercialisés.

- Fuji II LC capsule GC.
 - Temps de travail : 3 minutes et 15 secondes.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 150 €.

- Prix moyen de revient pour une capsule : 3 €.
- Fuji II LC Hand mix GC.
 - Temps de travail : 3 minutes et 45 secondes.
 - Prix moyen de revient pour un flacon poudre de 15gr et un flacon de liquide de 6,8ml : 110 €
- Photac Fil Quick Aplicap 3M ESPE.
 - Temps de travail : 2 minutes.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 150 €.
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 3 €.
- Chemfil rock capsule DENSPLY.
 - Temps de travail : 1 minute et 30 secondes.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 130 €.
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 2,60 €

2.3.7. Protocole d'utilisation

Le respect du protocole d'utilisation est indispensable pour bénéficier au mieux des propriétés du matériau.

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2%.
3. Conditionner la surface dentinaire avec de l'acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes.
4. Rincer le conditionneur à l'eau pendant 20 secondes.
5. Sécher sans assécher.
6. Pour le CVIMAR « poudre-liquide » :
 - respecter le dosage poudre-liquide (3g/ml),
 - mélanger un maximum de poudre à un minimum de liquide,
 - incorporer le plus rapidement la totalité de la poudre au liquide,
 - spatuler pendant 20 secondes.
 Pour le CVIMAR en capsules pré-dosées :
 - effectuer la trituration à l'aide d'un vibreur en respectant la vitesse et la durée préconisée par le fabricant.
7. Mettre en place le CVIMAR dans la cavité d'obturation en tassant à l'aide d'une brosse en nylon.
8. Photopolymériser pendant 20 secondes.
9. Polir.
10. Déposer le champ opératoire.
11. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

2.3.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 13 : tableau récapitulatif des propriétés des CVIMAR

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa)	980	Dégradation du matériau
Résistance à la traction (MPa)	30-60	Dégradation du matériau
Résistance à la compression (MPa)	100-210	Dégradation du matériau
Résistance à la flexion (MPa)	29-90	Dégradation du matériau
Module d'élasticité (MPa)	16000	Bon joint à l'interface tissu dentaire/matériau
Résistance au cisaillement	NR	
Fatigue (MPa)	5320	Contre indique les restaurations en secteur occlusal.
Résistance au fluage	NR	
Résistance à l'usure en volume perdu (μm)	40-100	Usure importante
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	5-12	Étanchéité immédiate correcte
Adhésion à la dentine (MPa)	3-8	Étanchéité immédiate correcte
Contraction de prise volumétrique (%)	3	Bonne étanchéité immédiate
Solubilité	Moins sensible que les CVI	Étanchéité améliorée
Coefficient de dilatation thermique ($\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$)	13,4	Bonne étanchéité immédiate ou retardée.
PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire	Bonne	Compatible avec l'odonte
Biocompatibilité parodontale	Bonne	Compatible avec l'odonte
Bio-activité : libération de fluor ($\mu\text{g/g}$)	420	Reminéralisation - cariostatique

PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES		
Opacité	Opaque	Inesthétique
Rugosité de surface (µm)	0,168-0,329	Inesthétique
Radio-opacité (%)	60-70	Limites précises de l'obturation à l'examen radiologique
ERGONOMIE ET COÛT		
Temps de travail	Plus long que les CVI	Manipulation facilitée
Coût		Acceptable

2.3.9. Indications et contre-indications

2.3.9.1. Indications du CVIMAR

- Restauration des dents temporaires.
- Restauration avec un risque carieux individuel élevé.
- Coiffage pulpaire indirect.
- Interception de lésions carieuses actives.
- Obturation temporaire des dents temporaires et permanentes.
- Restauration de lésion cervicale.
- Scellement en prothèse fixée et en orthodontie.
- Substitut dentinaire : technique sandwich (Wilson, 1974).

2.3.9.2. Contre-indications du CVIMAR

- Restauration volumineuse en secteur occlusal.
- Coiffage pulpaire direct.
- Allergie à l'un des composants.

2.4. Les résines composites

2.4.1. Introduction

Il existe différentes résines composites :

- les résines composites compactables (Filtek™ P60...)
- les résines composites de viscosité moyenne (Tetric EvoCeram®, G-aenial®...)
- les résines composites fluides (G-aenial® universal flow, Tetric Evoflow®...)

Les résines composites compactables étant très peu utilisées à l'heure actuelle, nous nous limiterons ici à développer les résines composites fluides et de viscosité moyenne.

2.4.2. Les résines composites de viscosité moyenne

2.4.2.1. Définition et classification

C'est au début des années 1960 que Bowen développe les résines composites comme matériau de restauration coronaire.

Un composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de natures différentes dont les propriétés mécaniques sont supérieures à celles de chacun des matériaux pris individuellement.

2.4.2.1.1. Composition

En odontologie, le composite est un matériau composé d'une matrice organique résineuse et de charges, liés par un agent de couplage ; un silane (Vreven et coll., 2005).

- **La matrice**

La matrice résineuse ou phase organique représente jusqu'à 50% du volume du composite. Cette matrice contient plusieurs éléments.

- la résine matricielle

La résine matricielle est formée de monomères dérivés du méthacrylate comme le bisphénol A-glycidyl méthacrylate (Bis-GMA), ou le bisphénol éthoxylate méthacrylate (Bis-EMA) ainsi que l'uréthane di méthacrylate (UDMA).

- les abaisseurs de viscosité

Les monomères dérivés du méthacrylate sont très visqueux, du fait de leur poids moléculaire élevé, pour pouvoir être utilisé seul. Les industriels incorporent des monomères de faible viscosité pour contrebalancer ce problème.

Exemples de contrôleurs de viscosité :

- Tri-Ethylène Glycol DiMéthAcrylate (TEGDMA)
- DiEthylène Glycol diMéthAcrylate (DEGMA)

- le système de polymérisation

Les résines composites photopolymérisables contiennent généralement de la camphoroquinone associée à une amine tertiaire, le diméthylaminoéthyl diméthacrylate (DMAEMA).

- les inhibiteurs de prise

Les inhibiteurs de prise permettent d'empêcher la polymérisation spontanée des monomères diméthacryliques. Les principaux sont dérivés du phénol et de l'oxygène.

- les pigments

Les pigments présents dans la matrice résineuse permettent de diversifier les teintes des composites. Les pigments les plus utilisés sont des dérivés du fer, du titane ou de l'aluminium.

- autres éléments

Certains éléments présents en quantités minimales augmentent les propriétés des composites.

- **Les charges**

Les résines composites disponibles actuellement présentent une grande diversité de charges que ce soit en terme de composition, de taille ou de pourcentage dans le matériau.

Les charges permettent d'augmenter les propriétés mécaniques, de réduire le coefficient de dilatation thermique et le retrait de polymérisation et donnent une bonne radio-opacité au matériau (Chen, 2010).

- **L'agent de couplage**

L'agent de couplage est une molécule permettant l'adhésion entre la phase organique et inorganique. Cette molécule bifonctionnelle est généralement un silane.

2.4.2.1.2. Réaction de prise

La réaction de prise des résines composites est une polymérisation en chaîne de type radicalaire dont l'activation peut être d'origine chimique ou photochimique pour les restaurations en méthode directe. La polymérisation est le processus de transformation d'un monomère ou d'un mélange de monomères en polymères. Ce phénomène permet l'insertion du matériau en phase plastique, durcissant *in situ* (Chen, 2010).

Le processus se déroule en trois étapes successives.

- **L'amorçage**

L'amorçage peut s'effectuer soit par chémozpolymérisation, soit par photopolymérisation.

Dans le premier cas, l'amorçage est initié par une réaction chimique entre un activateur présent dans le catalyseur et un amorceur contenu dans la base. Dans le second cas, un photo-sensibilisateur activé par des photons va venir s'associer à un amorceur et entraîner sa dégradation.

- **La propagation**

La propagation fait suite à l'amorçage et poursuit le processus de polymérisation entre les monomères et les polymères.

- **La terminaison**

Au fur et à mesure du processus de polymérisation, les polymères se retrouvent emprisonnés dans une structure de plus en plus rigide, limitant le déplacement des macromolécules et ralentissant la réaction.

2.4.2.1.3. Classification

Il existe plusieurs classifications pour les résines composites (Raskin et coll., 2007). Certaines prennent en compte la viscosité du matériau, d'autres le mode de polymérisation mais la plus utilisée actuellement repose sur la granulométrie et le type de charge. Par conséquent, il est possible

de classer les composites en cinq catégories principales.

- Les composites macrochargés ou traditionnels

Ce sont les premiers à avoir été créés. Ils contiennent des particules de verres ou de quartz d'une taille moyenne de 1 à 5 μm pour les plus récents.

Les composites macrochargés présentent de bonnes propriétés mécaniques mais sont très difficiles à polir, très rétentifs et par conséquent inesthétiques.

- Les composites microchargés

Les composites microchargés ont été mis au point afin de pallier les inconvénients des résines macrochargées. Ils possèdent des charges de silice colloïdale seules ou incorporées à des particules de composite prépolymérisées et dont la taille moyenne varie de 0,04 à 0,4 μm .

Les propriétés esthétiques sont excellentes, au dépend des propriétés mécaniques, ce qui rend ces matériaux inutilisables en secteur postérieur.

- Les composites hybrides

Ces composites contiennent des charges dont la taille moyenne varie de 1 à 3 μm ainsi qu'une petite quantité de silice colloïdale.

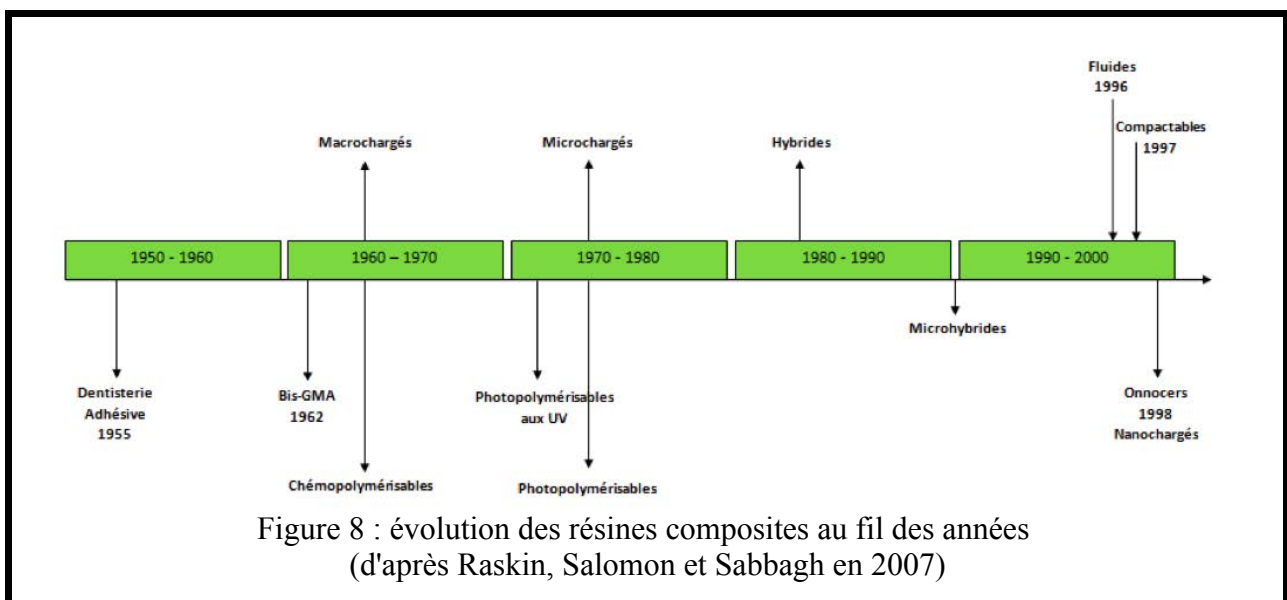
Ces composites combinent les avantages des macro et microchargés.

- Les composites microhybrides

Les composites microhybrides ont des charges dont le diamètre est réduit et se trouve désormais entre 0,1 et 0,6 μm . Ces caractéristiques améliorent les propriétés mécaniques et esthétiques par rapport aux composites hybrides.

- Les composites nanochargés

Les objectifs sont de retrouver dans ces nouveaux composites l'esthétique des composites microchargés et les propriétés des composites hybrides.



2.4.2.1.4. Présentation commerciale

Les résines composites existent sous plusieurs formes :

- seringue,
- capsule.

2.4.2.2. Propriétés mécaniques

2.4.2.2.1. Dureté

La dureté d'un composite est influencée par la nature des charges et de la matrice. En moyenne la dureté Vickers varie entre 294 et 608 MPa. Les valeurs obtenues sont bien inférieures à la dureté de l'émail (2373 MPa) et de la dentine (843 MPa).

2.4.2.2.2. Résistance à la traction

La résistance à la traction des résines composites de viscosité moyenne est une valeur comprise aux alentours de 60 MPa au maximum. Ce résultat est inférieur à la résistance de la dentine (99 MPa).

2.4.2.2.3. Résistance à la compression

La résistance à la compression des résines composites macrochargées serait comprise entre 240 et 350 MPa ; celle des microchargées, entre 300 et 400 MPa, et celle des hybrides entre 350 et 450 MPa. Nous pouvons rappeler que la résistance à la compression de l'émail est de 384 MPa et de 297 MPa pour la dentine.

2.4.2.2.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion des composites est généralement comprise entre 120 à 160 MPa mais ces valeurs varient fortement entre les différentes familles de composites.

2.4.2.2.5. Résistance à l'usure

La matrice est moins résistante à l'usure que les charges. Cependant l'usure est tout de même fonction de la densité des charges et donc de l'espace compris entre celles-ci (Bayne et coll., 1998).

2.4.2.3. Propriétés physiques

2.4.2.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

Une résine composite est un matériau qui n'adhère pas spontanément aux tissus dentaires. Pour qu'il y ait une adhérence, il est nécessaire d'utiliser un système adhésif.

Le mécanisme d'adhésion repose essentiellement sur la pénétration de la résine adhésive dans les porosités créées au sein du tissu amélaire et dentinaire par le biais de la déminéralisation (De Munck et coll., 2005). Cette rétention micro-mécanique est complétée par des liaisons physico-chimiques.

Cette adhésion repose sur trois éléments.

- **Le mordantage**

C'est Buonocore en 1955, qui a introduit le principe de mordantage par application d'acide phosphorique à 85% sur l'émail (Degrange, 2007).

A l'heure actuelle, l'étape de mordantage correspond au conditionnement de la dentine et de l'émail avec un gel coloré d'acide orthophosphorique à 37% (Wendl et coll., 2009), pendant 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine (Degrange, 2007).

Le mordantage des tissus résiduels va permettre de (Marshall et coll., 2001 ; Degrange, 2007 ; Wendl et coll., 2009) :

- créer des micro-anfractuosités de surface par déminéralisation de l'émail intra et inter-prismatique,
- augmenter la surface de collage,
- augmenter l'énergie de surface,
- éliminer la boue dentinaire,
- exposer la trame collagénique pour permettre la formation de la couche hybride,
- ouvrir les canalicules dentinaires en forme d'entonnoir.

- **Le primaire d'adhésion ou *primer***

Le primaire d'adhésion ou primer est une solution de polymères hydrophiles et hydrophobes (Koubi et coll., 2005). Les polymères hydrophiles vont avoir une affinité pour la dentine et les polymères hydrophobes, une affinité pour la résine adhésive.

Ainsi, après application du primaire, la surface préalablement hydrophile devient donc hydrophobe.

- **La résine adhésive**

La résine adhésive est une résine à base de Bis-GMA ou de UDMA. Elle va permettre la réalisation de microclavetages dans les micro-anfractuosités créées par le mordantage et l'imprégnation du réseau collagénique. Il en résulte la formation d'une couche hybride.

On peut différencier deux systèmes adhésifs distincts dont le protocole d'utilisation sera développé en 4.1.6. :

- les systèmes avec mordantage et rinçage (M&R) (De Munck et coll., 2005),
- les systèmes auto-mordantants (SAM) (De Munck et coll., 2005).

2.4.2.3.2. Contraction de prise

Les résines composites présentent un retrait de polymérisation pouvant être à l'origine d'un hiatus ou d'une déformation de la structure dentaire résiduelle.

La contraction de prise dépend essentiellement des monomères constitutifs, de son degré de conversion et de la quantité de charges en volume.

Plus le degré de conversion de la résine composite est important, plus il y aura eu formation de liaisons covalentes au cours de la photopolymérisation. Or, ces liaisons sont responsables de la contraction du matériau, car elles sont plus courtes que les liaisons faibles qu'elles remplacent.

Cette contraction a lieu essentiellement pendant les 24 heures suivant la réalisation de la restauration ; elle est de l'ordre de 2,5 à 5 % en volume (Watts, 1996).

2.4.2.3.3. Sensibilité hydrique

Les résines composites sont sujettes à une absorption hydrique retardée après leur prise, ce qui entraîne une expansion légère du matériau (Blackwell et Kase, 1996). Cependant l'absorption hydrique ne peut en aucun cas compenser la contraction de prise.

2.4.2.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique moyen des résines composites est de 30 ppm/°C. Ce coefficient est bien supérieur à celui de l'émail et de la dentine et est à l'origine de contraintes à l'interface tissu dentaire/matériau pouvant provoquer des fractures des structures dentaires résiduelles.

2.4.2.3.5. Coefficient de conductibilité thermique

Les résines composites ont une conductibilité thermique faible de $2,6 \cdot 10^{-3} \text{ Cal. cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$. Ce résultat est très proche de celui de l'émail et de la dentine donc le risque de contrainte est faible à l'interface tissu dentaire/matériau.

2.4.2.4. Propriétés biologiques

2.4.2.4.1. Biocompatibilité

- Biocompatibilité dentaire

La conversion des monomères en polymères n'étant jamais complète, la toxicité des résines composites est essentiellement due à la libération de monomères comme le Bis-GMA ou l'UDMA. Mais malgré la toxicité avérée des monomères, il ne semblerait pas y avoir de toxicité pulpaire (Peutzfeldt, 1997). Une grande quantité des monomères résiduels, environ 95%, serait éliminée en deux jours évitant ainsi une agression pulpaire chronique.

D'autres éléments peuvent également être libérés par les composites et être à l'origine de toxicité pulpaire : les activateurs, les inhibiteurs de prise et les charges.

Le monomère Bis-GMA est instable dans la salive et, en présence des enzymes salivaires, donne des molécules de formaldéhyde, méthacrylate et bisphénol A (Fung et coll., 2000 ; Volkel et coll., 2002).

- Biocompatibilité parodontale

Selon une étude de Schmalz en 1998, les résines composites favorisent l'accumulation de la plaque dentaire et par conséquent le développement d'une gingivite à leur niveau.

2.4.2.4.2. Bioactivité

Les composites chargés en fluorures en libèrent moins que les CVI ou les CVIMAR (Blackwell et Kase, 1996 ; Cary Albo et Curi, 1999). Mais le fabricant Pulpdent présente la résine composite Activa™ BioActive-restorative comme étant plus bioactive qu'un verre ionomère.

2.4.2.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.4.2.5.1. Esthétique

Que ce soit au niveau de la teinte ou de la translucidité, les résines composites de viscosité moyenne font preuve de qualités esthétiques indéniables. Cependant, la résistance à la coloration des composites de viscosité moyenne reste néanmoins tributaire de leur composition et de leur manipulation (Dietschi et coll., 1994).

2.4.2.5.2. Radio-opacité

La radio-opacité moyenne des résines composites est comprise entre 3 et 5 %, ce qui est très proche de celle des tissus dentaires.

2.4.2.6. Coût

Quelques exemples de produits commercialisés afin de donner un bref aperçu du prix moyen de revient des résines composites de viscosité moyenne.

- Tetric EvoCeram® 1 seringue Ivoclar Vivadent.
 - Prix moyen de revient pour une seringue de 3g : 50€.
- G-ænial® 1 seringue GC.
 - Prix moyen de revient pour une seringue de 4,7g : 60€.
- Tetric EvoCeram® Cavifils Recharge Capsules Ivoclar Vivadent.
 - Prix moyen de revient pour 20 capsules de 0,2g : 70€.
 - Prix moyen de revient pour une capsule de 0,2g : 3,50€.
- Composite universel PM Recharge Capsules Proclinic.
 - Prix moyen de revient pour 20 capsules de 0,25g : 50€.
 - Prix moyen de revient pour une capsule de 0,25g : 2,50€.

2.4.2.7. Protocole d'utilisation

Il est nécessaire de respecter le protocole d'utilisation, les composites étant des matériaux très sensibles à la technique de manipulation (Roulet, 1997 ; Wilson et coll., 1997).

Protocole mordançage et rinçage en 3 temps (M&R3).

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Préparer la cavité d'obturation selon les principes d'économie tissulaire.
3. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2 %.
4. Sécher sans assécher.
5. Mordancer l'émail et la dentine en respectant la durée recommandée par le fabricant.
6. Rincer.
7. Sécher sans assécher.
8. Appliquer le *primer* ou primaire d'adhésion.
9. Sécher sans assécher.
10. Appliquer la résine adhésive.
11. Evaporer le solvant par un jet d'air à faible puissance.
12. Photopolymériser.
13. Faire des apports incrémentiels de résine composite.
14. Photopolymériser après chaque incrément selon les recommandations du fabricant.
15. Polir la restauration.
16. Déposer le champ opératoire.
17. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

Le système M&R2 réduit le nombre d'étapes par incorporation simultanée de l'adhésif et du *primer*.

Protocole système auto-mordançant en 2 temps (SAM2)

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Préparer la cavité d'obturation selon les principes d'économie tissulaire.
3. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2%.
4. Sécher sans assécher.
5. Appliquer le *primer* auto-mordançant.

6. Sécher sans assécher.
7. Appliquer la résine adhésive.
8. Évaporer le solvant du primer par un jet d'air à faible puissance.
9. Photopolymériser.
10. Faire des apports incrémentiels de résine composite.
11. Photopolymériser après chaque incrément en respectant la durée recommandée par le fabricant.
12. Polir la restauration.
13. Déposer le champ opératoire.
14. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

Le système SAM1 regroupe les deux étapes, primer auto-mordant et résine adhésive, en une seule.

2.4.2.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 14 : tableau récapitulatif des propriétés des résines composites de viscosité moyenne

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa)	294-608	Longévité acceptable
Résistance à la traction (MPa)	60	Longévité acceptable
Résistance à la compression (MPa)	240-450	Longévité acceptable
Résistance à la flexion (MPa)	120-160	Longévité acceptable
Module d'élasticité (GPa)	4 -19	Longévité acceptable
Fatigue (MPa)	NR	
Résistance à l'usure en volume perdu (µm)	Correct	Longévité acceptable
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	20-30	Bonne étanchéité
Adhésion à la dentine (MPa)	20-30	Bonne étanchéité
Contraction de prise volumétrique (%)	2,5 à 5%	Étanchéité acceptable mais risque de hiatus
Coefficient de conductibilité thermique	2,6	Sensibilité post-opératoire faible
Coefficient de dilatation thermique (ppm/°C)	30	Contrainte interface tissu dentaire/matériau.
PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire	Correct	Toxicité pulpaire possible
Biocompatibilité parodontale	Correct	Toxicité parodontale possible
Bio-activité : libération de fluor (µg/g)	Faible voir inexistante	Pas de reminéralisation Pas d'effet antibactérien
PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES		
Opacité	Bonne	Esthétique
Rugosité de surface (µm)	Bonne	Esthétique
Radio-opacité (%)	3-5	Limites non visibles à la radio

ERGONOMIE ET COÛT		
Aptitude à la manipulation	Mauvaise	Champ opératoire obligatoire, adhésif nécessaire, opérateur dépendant, très sensible à l'humidité...
Temps de travail	Variable selon mode de prise auto ou photopolymérisable	
Coût	Élevé	

2.4.2.9. Indications et contre-indications

2.4.2.9.1. Indications des résines composites de viscosité moyenne

- Obturation de cavité importante en site occlusal (classe I) et en site proximal (classe II).
- Demande esthétique.

2.4.2.9.2. Contre-indications des résines composites de viscosité moyenne

- Allergies aux composants.
- Restauration avec un risque carieux individuel élevé.
- Restauration avec difficulté d'isolation.
- Coiffage pulpaire.

2.4.3. Les résines composites fluides et ultra-fluides

2.4.3.1. Définition et classification

2.4.3.1.1. Composition

L'obtention de résines composites fluides par opposition aux résines composites de viscosité moyenne se fait soit par diminution du taux de charges, soit par augmentation du pourcentage des abaisseurs de viscosité, soit en combinant les deux procédés.

2.4.3.1.2. Réaction de prise

La réaction de prise des résines composites fluides est identique à celle développée en 4.1.1.2. pour les résines composites de viscosité moyenne.

2.4.3.1.3. Classification

La classification est la même que celle décrite en 4.1.1.3.

2.4.3.1.4. Présentation commerciale

Les résines composites fluides existent sous plusieurs formes :

- en capsule
- en seringue

2.4.3.2. Propriétés mécaniques

2.4.3.2.1. Dureté

La dureté des résines composites dépend essentiellement du pourcentage de charges en poids (Manhart et coll., 2000). Les résines fluides, généralement moins chargées, présentent fréquemment une dureté inférieure à celle des résines composites de viscosité moyenne.

2.4.3.2.2. Résistance à la traction

La résistance à la traction des résines composites fluides varie globalement entre 30 et 60 MPa. Ces résultats sont inférieurs aux résines composites de viscosité moyenne (Bayne et coll., 1998).

2.4.3.2.3. Résistance à la compression

La résistance à la compression des résines composites fluides est bien inférieure à celle des résines composites de viscosité moyenne avec des valeurs variant de 160 à plus de 320 MPa.

2.4.3.2.4. Résistance à la flexion

L'ensemble des résultats obtenus concernant les propriétés mécaniques des composites fluides est très variable. Ainsi, on obtient des valeurs comprises entre 100 et 160 Mpa pour les résines fluides. Ces résultats sont encore inférieurs à ceux des résines composites de viscosité moyenne.

2.4.3.2.5. Module d'élasticité

En moyenne, le module d'élasticité d'une résine composite fluide est de 4,5 GPa contre 9,3 GPa pour les résines de viscosité moyenne (Raskin et coll., 2007).

2.4.3.2.6. Résistance à l'usure

Selon Bayne et coll., la résistance à l'usure des résines composites fluides est proche des résines composites de viscosité moyenne. D'après ces mêmes auteurs, l'usure de ce matériau est relativement faible.

2.4.3.3. Propriétés physiques

2.4.3.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

Le processus d'adhésion aux tissus dentaires résiduels est identique aux résines composites de viscosité moyenne (4.1.3.1).

2.4.3.3.2. Contraction de prise

La contraction de prise des résines composites fluides est généralement supérieure à celle des résines composites de viscosité moyenne. Ceci s'explique par la présence de charge en moindre quantité.

2.4.3.3.3. Solubilité

Les résines composites fluides, généralement moins chargées par rapport aux résines composites de viscosité moyenne, présentent une solubilité supérieure (Örtengren et coll., 2001).

2.4.3.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique des résines composites fluides est en moyenne supérieur à celui des résines composites de viscosité moyenne (Raskin et coll., 2007).

2.4.3.3.5. Coefficient de conductibilité thermique

Le coefficient de conductibilité thermique des résines composites fluides est relativement faible ($2 \cdot 10^{-3} \text{ Cal. cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$).

2.4.3.4. Propriétés biologiques

2.4.3.4.1. Biocompatibilité

À l'heure actuelle, on trouve très peu d'études concernant spécifiquement la biocompatibilité des résines composites fluides. Mais la composition de ce matériau étant très proche de celle des résines composites de viscosité moyenne, on peut en déduire que leurs caractéristiques sont très proches.

2.4.3.4.2. Bioactivité

Les résines composites fluides peuvent contenir du fluor dans la matrice. La présence de fluor a une action sur le métabolisme bactérien, sur le pH du biofilm et sur la reminéralisation de l'émail (Van Loveren, 2001 ; Wiegand et coll., 2007).

2.4.3.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.4.3.5.1. Esthétique

Les résines composites fluides présentent une grande résistance de la teinte (Powers et Burgess, 1996). Les bonnes propriétés optiques de ces résines tend à les utiliser davantage que les CVI pour les restaurations antérieures en site cervical.

2.4.3.5.2. Radio-opacité

La majorité des résines composites fluides présentent un indice de radio-opacité compris entre les valeurs de radio-opacité de l'émail et de la dentine.

2.4.3.6. Ergonomie et coût

L'évaluation du coût d'un matériau étant difficile à chiffrer, nous nous limiterons ici à citer quelques exemples de matériaux commercialisés.

- Grandio® So Heavy Flow seringue Voco.
 - Prix moyen de revient de la seringue : 30€
- Filtek™ Supreme XTE Fluide 3M ESPE.
 - Prix moyen de revient de la seringue : 30€
- G-aenial universal flow GC.
 - Prix moyen de revient de la seringue : 50 €
- Tetric Evoflow seringue Ivoclar Vivadent.
 - Prix moyen de revient de la seringue : 28 €
- Grandio® Flow seringue Voco.
 - Prix moyen de revient de la seringue : 30€

2.4.3.7. Protocole d'utilisation

Le protocole d'utilisation des résines composites fluides est assez proche de celui des résines composites de viscosité moyenne.

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Préparer la cavité d'obturation selon les principes d'économie tissulaire.
3. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2%.
4. Sécher sans assécher.
5. Conditionnement tissulaire M&R ou SAM.
6. Appliquer la résine composite fluide.
7. Laisser correctement fluier.
8. Photopolymériser selon les recommandations du fabricant.
9. Faire éventuellement une seconde apposition de résine composite fluide.
10. Laisser correctement fluier.
11. Photopolymériser selon les recommandations du fabricant.
12. Déposer le champ opératoire.
13. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

2.4.3.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 15 : tableau récapitulatif des propriétés des résines composites fluides

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa)	10-70	Dégradation du matériau
Résistance à la traction (MPa)	30-60	Dégradation du matériau
Résistance à la compression (MPa)	160-320	Dégradation du matériau
Résistance à la flexion (MPa)	100-160	Dégradation du matériau
Module d'élasticité (GPa)	4,5	Bon joint tissu dentaire/ matériau
Fatigue	NR	
Résistance au fluage	NR	
Résistance à l'usure en volume perdu (μm)	Bonne	Longévité
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	20-30	Bonne étanchéité immédiate
Adhésion à la dentine (MPa)	20-30	Bonne étanchéité immédiate
Contraction de prise volumétrique (%)	NR	Étanchéité immédiate correcte
Solubilité	Supérieure aux résines de viscosité moyenne	Étanchéité dégradée
Coefficient de dilatation thermique ($\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$)	NR	Bonne étanchéité immédiate ou retardée
PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire		Compatible avec l'odonte
Biocompatibilité parodontale		Compatible avec le parodonte
Bio-activité : libération de fluor ($\mu\text{g/g}$)	Faible voir inexistant	Absence de reminéralisation Absence d'activité bactéricide

PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES		
Opacité	Bonne	Très esthétique
Rugosité de surface	Lisse	Très esthétique
Radio-opacité	Equivalent émail et dentine	Limites non précises tissu dentaire/matériau
ERGONOMIE ET COÛT		
Aptitude à la manipulation	Mauvaise	Champs opératoire obligatoire, opérateur dépendant....
Temps de travail	Manipulation acceptable	
Coût	Élevé	

2.4.3.9. Indications et contre-indications

2.4.3.9.1. Indications des résines composites fluides

- Scellement des sillons, puits et fissures.
- Obturation des cavités occlusales de faible profondeur.
- Lésions cervicales ou cavités de classe V.
- Substitut dentinaire.

2.4.3.9.2. Contre-indications des résines composites fluides

- Obturation de cavité importante en site occlusal (classe I) et en site proximal (classe II).
- Patients allergiques aux résines composites.
- Restauration avec un risque carieux individuel élevé.
- Restauration avec difficulté d'isolation.
- Coiffage pulpaire.

2.5. Les amalgames

2.5.1. Définition et classification

L'amalgame est le résultat du mélange entre une poudre d'alliage métallique et du mercure liquide (Johnson et coll., 1992).

C'est en 1826 que le dentiste français Auguste Taveau utilise pour la toute première fois un amalgame d'argent comme matériau de restauration coronaire mais le résultat est médiocre.

À la fin du XIXème siècle, Black améliore les propriétés de l'amalgame et développe en parallèle les principes de préparation des cavités d'obturation.

2.5.1.1. Composition

L'amalgame dentaire utilisé actuellement est un biomatériau composé de :

- **poudre**
 - argent (40 à 70 %),
 - étain (22 à 32 %),
 - cuivre (2 à 40 %)
 - zinc (2%),
 - cadmium, indium, palladium, or, nickel (état de traces).

La poudre d'alliage métallique peut être composée de particules de type sphérique ou limaille ou d'un mélange de particules.

Les particules de type sphérique présentent de nombreux avantages ; l'amalgamation nécessite moins de mercure qu'une poudre de type limaille, l'état de surface obtenu est plus lisse, la manipulation est plus facile car plus modelable et avec moins de pression nécessaire à la condensation. En contrepartie, les particules sphériques engendrent un plus grand retrait de prise ainsi qu'un temps de prise court réduisant le temps de travail mais permettant d'obtenir rapidement des propriétés mécaniques satisfaisantes (Berry et coll., 1998).

La composition chimique de l'alliage permet de distinguer plusieurs catégories :

- les alliages conventionnels à faible teneur en cuivre, moins de 6% ; ce sont les plus anciens,
- les alliages actuels à haute teneur en cuivre, supérieure à 12% dont on différencie deux sous catégories :
 - à phase dispersée,
 - à composition unique : High Copper Single Composition (HCSC).

La composition moyenne des alliages commercialisés est donnée dans le tableau de Craig de 1993.

Tableau 16 : composition moyenne de la poudre d'alliage des amalgames dentaires
(par Craig en 1993)

Alliage	Forme des particules	Éléments (%)					
		Argent	Étain	Cuivre	Zinc	Indium	Palladium
Faible teneur en cuivre	-	60-70	26-28	2-5	0-2	0	0
Teneur élevée en cuivre							
Mixtes	Limaille	40-70	26-30	2-30	0-2	0	0
	Sphérique	40-65	0-30	20-40	0	0	0-1
Composition unique	Sphérique	40-60	22-30	13-30	0	0	0-1

- **liquide**

La quantité de mercure nécessaire pour obtenir un amalgame varie entre 43 et 50 % du poids du mélange (Berry et coll., 1998).

2.5.1.2. Réaction de prise

La réaction de prise des amalgames s'effectue en plusieurs étapes (Mount, 2002).

- **L'imprégnation**

L'imprégnation correspond à la diffusion du mercure dans la poudre d'alliage métallique.

- **L'amalgamation**

L'amalgamation correspond au début du processus chimique entre les différents constituants pour aboutir à une structure cristalline.

- **La cristallisation**

La cristallisation correspond à l'arrangement de la structure cristalline pour aboutir au durcissement du matériau.

2.5.1.3. Classification

Classification des amalgames selon Stoian et Meyer en 1980 :

- amalgames de type I ou « conventionnels »,
- amalgames de type II ou « conventionnels modifiés »,
- amalgames de type III ou « non γ_2 »,

- amalgames de type IV ou « non γ_2 à haute teneur en cuivre » ou High Copper Single Composition (HCSC).

2.5.1.4. Présentation commerciale

Depuis les années 2000, seule la présentation sous forme de capsules pré-dosées est autorisée (Journal officiel de la république française, 2001).

2.5.2. Propriétés mécaniques

(Iglesias, 1984 ; Chung, 1992 ; Craig, 1996).

2.5.2.1. Dureté

La dureté Vickers de l'amalgame conventionnel est de 980 MPa, celle de l'amalgame à phase dispersée de 1275 MPa et l'amalgame HCSC 1569 MPa (Powers et coll., 1996).

2.5.2.2. Résistance à la traction

La résistance à la traction à 7 jours d'un amalgame conventionnel est de 50 MPa, celle de l'amalgame à phase dispersée de 45 MPa et de 55 MPa pour l'amalgame HCSC.

La résistance à la traction de l'ensemble des amalgames ne varie que de très peu. Cependant il est important de noter que les HCSC ont une obtention plus rapide de cette résistance.

2.5.2.3. Résistance à la compression

La résistance à la compression à 7 jours d'un amalgame conventionnel est de 250 MPa, pour un amalgame à phase dispersée de 380 MPa, pour un amalgame HCSC de 500 MPa.

La résistance à la compression de ce matériau d'obturation est bien supérieure à celle des matériaux précédemment développés.

2.5.2.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion à 7 jours des amalgames à haute teneur en cuivre est comprise entre 120 et 200 MPa.

2.5.2.5. Module d'élasticité

Le module d'élasticité des amalgames à haute teneur en cuivre varie entre 50 et 60 GPa. Or celui de la dentine est de 18 GPa. Les tissus dentaires et l'amalgame ne se déformeront pas de la même façon.

2.5.2.6. Résistance à l'usure

La résistance à l'usure des amalgames à haute teneur en cuivre est excellente.

2.5.3. Propriétés physiques

2.5.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

L'amalgame ne présente aucune adhésion aux tissus dentaires. En effet, il n'y a aucune liaison de type ionique ou hydrogène entre le matériau d'obturation et les tissus résiduels.

Seule une préparation cavitaire très mutilante selon les principes de Black assure une rétention

mécanique de l'amalgame dans la cavité d'obturation.

2.5.3.2. Contraction de prise

La composition de l'amalgame va influencer les variations dimensionnelles du matériau lors de la prise. Selon Berry et coll., plus la teneur en cuivre et en argent augmente, plus l'expansion de prise est importante. A l'inverse, plus la proportion de zinc et d'étain augmente et plus l'expansion de prise diminue.

2.5.3.3. Sensibilité hydrique

Lors de l'obturation d'une cavité à l'amalgame d'argent, il est préférable d'être à l'abri de toute contamination salivaire si l'on veut obtenir une plus grande stabilité dimensionnelle du matériau.

2.5.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique des amalgames dentaires varie entre 22 et 28 ppm/°C. Nous avons vu précédemment que le coefficient de dilatation thermique de l'émail est de 11,4 ppm/°C et celui de la dentine, de 8,6 ppm/°C. Ainsi toute variation thermique engendrera un problème à l'interface tissu dentaire/matériau.

2.5.3.5. Coefficient de conductibilité thermique

Le coefficient de conductibilité thermique des amalgames est de 55 Cal.cm⁻¹.sec⁻¹.°C⁻¹. Ce résultat est très supérieur à celui de l'émail et de la dentine. Une restauration juxta-pulpaire nécessitera par conséquent la mise en place d'un isolant.

2.5.3.6. Corrosion

- Corrosion électrochimique

Les amalgames dentaires sont sujets à la corrosion en bouche du fait que la salive est un milieu électrolytique (Burdaïron, 1990). Ce phénomène électrochimique s'initie à la surface du matériau d'où l'importance de l'état de surface. Une surface polie sera moins sensible à la corrosion qu'une surface rugueuse.

- Corrosion galvanique

Une corrosion électrochimique par polymétallisme peut exister en bouche. Ainsi, une restauration à l'amalgame placée à proximité d'une couronne en or pourra engendrer une corrosion de celle-ci du fait du potentiel d'oxydoréduction supérieur de l'or (Cohen, 1988).

- Conséquences

Les phénomènes de corrosion vont entraîner une altération marginale de l'obturation mais les débris de la corrosion vont partiellement combler l'interface tissu dentaire/matériau.

2.5.4. Propriétés biologiques

2.5.4.1. Biocompatibilité

- Biocompatibilité dentaire

Selon Schmalz en 1998, il n'existe aucune réaction inflammatoire de la pulpe en présence d'amalgame si l'interface est exempte de bactéries.

- **Biocompatibilité parodontale**

Les ions métalliques libérés par les amalgames peuvent être à l'origine de tatouages muqueux mais sans conséquences sur la santé parodontale.

De plus, la libération d'ions lors des phénomènes de corrosion favoriserait l'état de santé du parodonte par leur effet bactéricide.

Le lichen plan buccal, dermatose inflammatoire chronique, peut être provoqué par l'amalgame. Thornhill et coll. en 2003 ont constaté que la dépose et le remplacement de l'amalgame par une résine composite permettaient une amélioration des lésions lichénoïdes chez la plupart des patients.

2.5.4.2. Bioactivité

Les ions métalliques libérés lors des phénomènes de corrosion vont se recombinaison sous forme d'oxydes qui ont une action bactéricide et bactériostatique.

2.5.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.5.5.1. Esthétique

L'amalgame d'argent a un aspect métallique, ce qui rend son intégration sur le plan esthétique mauvaise. Par conséquent son utilisation doit être réservée à l'obturation de cavités peu visibles.

2.5.5.2. Radio-opacité

Il est important que le matériau de restauration mis en place ait une radio-opacité supérieure à celle des tissus dentaires résiduels afin de visualiser radiologiquement la bonne adaptation de la restauration ainsi qu'une éventuelle zone radio-claire limitrophe, correspondant à une déminéralisation tissulaire.

L'amalgame d'argent a une radio-opacité bien supérieure à l'émail et la dentine.

2.5.6. Ergonomie et coût

Les amalgames d'argent présentent un coût et un temps de travail faible.

Les amalgames présentent le meilleur rapport coût/efficacité, comparé à l'ensemble des autres matériaux de restauration (Osborne et Summitt, 1993).

Exemples de produits commercialisés :

- Amalcap® Plus Non Gamma 2.
 - Temps de malaxage : 10 secondes.
 - Temps de travail : 3 minutes environ.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 115 €
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 2,30 €
- Permite® regular capsules n°1.
 - Temps de malaxage : 10 secondes.
 - Temps de travail : 9 minutes.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 95 €
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 1,90 €

2.5.7. Protocole d'utilisation

Le respect du protocole d'utilisation est indispensable pour bénéficier au mieux des propriétés du matériau.

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Réaliser la cavité d'obturation selon les principes de Black.
3. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide de chlorhexidine à 2%.
4. Sécher.
5. Réaliser la trituration à l'aide d'un vibreur en respectant la vitesse et la durée préconisée par le fabricant.
6. Déposer le contenu de la capsule pré-dosée dans un godet en verre à amalgame.
7. Charger le porte amalgame.
8. Déposer le contenu du porte amalgame dans la cavité d'obturation.
9. Condenser.
10. Renouveler les apports et condenser jusqu'au comblement total de la cavité d'obturation.
11. Réaliser un premier brunissage de pré-modelage en utilisant un gros brunissoir.
12. Modeler à l'aide d'instrument à sculpter.
13. Réaliser le brunissage final.
14. Déposer le champ opératoire.
15. Vérifier l'occlusion en statique et dynamique.
16. Polir l'amalgame avec des fraises en carbure de tungstène au moins 48 heures après la pose.

2.5.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 17 : tableau récapitulatif des propriétés des amalgames

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa) - Amalgame conventionnel - Amalgame à phase dispersée -Amalgame HCSC	980 1275 1569	Longévité importante
Résistance à la traction (MPa) - Amalgame conventionnel - Amalgame à phase dispersée -Amalgame HCSC	50 45 55	Longévité importante
Résistance à la compression (MPa) - Amalgame conventionnel - Amalgame à phase dispersée -Amalgame HCSC	250 380 500	Longévité importante
Résistance à la flexion (MPa)	120-200	Dégradation de la restauration
Module d'élasticité (MPa)	50000-60000	Dégradation de la restauration
Résistance au fluage - Amalgame conventionnel - Amalgame à phase dispersée -Amalgame HCSC	6% 0,45% 0,05%	Dégradation de la restauration (fracture marginale)
Résistance à l'usure en volume perdu (µm)	Bonne	Longévité importante
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	0	-
Adhésion à la dentine (MPa)	0	-
Contraction de prise volumétrique (%)	0	-
Coefficient de dilatation thermique (ppm/°C)	22-28	-
Coefficient de conductibilité thermique (Cal.cm-1.sec-1.°C-1)	55	Sensibilité post-opératoire

PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire	Compatible avec l'odonte mais toxicité possible.	
Biocompatibilité parodontale	Compatible avec l'odonte mais toxicité possible.	
Bio-activité : Libération de fluor ($\mu\text{g/g}$)	0	Pas de reminéralisation
Bio-activité : Corrosion		Bactéricide, bactériostatique
PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES		
Opacité		Contre-indiqué en zone esthétique
Rugosité de surface (μm)		Contre indiqué en zone esthétique
Radio-opacité (%)	21	Limites précises de l'obturation à l'examen radiologique
ERGONOMIE ET COÛT		
Temps de travail	Acceptable	
Aptitude à la manipulation	Facile à manipuler	
Coût	Acceptable	

2.5.9. Indications et contre-indications

2.5.9.1. Indications de l'amalgame

- Restauration des dents temporaires.
- Restauration avec un risque carieux individuel élevé.
- Restauration en proximal.
- Restauration en occlusal.
- Restauration avec difficulté d'isolation.

2.5.9.2. Contre-indications de l'amalgame

- Allergie à l'un des composants.
- Patient avec une pathologie rénale.
- Demande esthétique compatible avec la situation clinique.
- Lichen plan oral.

2.6. Les eugénolates renforcés

2.6.1. Définition et classification

Les eugénolates également appelés eugénates ou ciments oxyde de zinc-eugénol sont des ciments organo-minéraux. À l'heure actuelle, les praticiens utilisent principalement des eugénolates renforcés par des charges polymériques dans la poudre et de l'acide Ortho-Ethoxy-Benzoïque dans le liquide. Ces eugénolates renforcés permettent d'améliorer les propriétés mécaniques, de réduire le temps de prise ainsi que la cytotoxicité de ce matériau.

2.6.1.1. Composition

• La poudre

La poudre est généralement composée de :

- oxyde de zinc (ZnO) et oxyde de magnésium (MgO)(74%),
- oxyde d'aluminium (Al₂O₃)(20-30%),
- poudre de silice (SiO₂)(20%),
- colophane hydrogène (6%),
- charges polymériques.

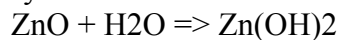
• Le liquide

Le liquide est principalement composé de :

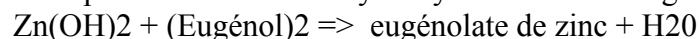
- eugénol (45%),
- acide Ortho-Ethoxy-Benzoïque (50-66%).

2.6.1.2. Réaction de prise

La réaction de prise des eugénolates se fait obligatoirement en présence d'eau. Dans un premier temps il va y avoir formation d'hydroxyde de zinc :



Puis formation d'un chélate après réaction entre l'hydroxyde de zinc et l'eugénol :



Les facteurs influençant la prise sont :

- l'humidité,
- la granulométrie de la poudre,
- la conservation de l'eugénol,
- la température,
- le rapport poudre-liquide.

2.6.1.3. Classification

Les eugénolates sont classés en quatre types :

- type I : ciment de scellement temporaire,
- type II : ciment de scellement d'usage,
- type III : ciment d'obturation temporaire,
- type IV : ciment de fond de cavité.

2.6.1.4. Présentation commerciale

Les eugénolates existent sous plusieurs formes :

- poudre-liquide,
- en capsule pré-dosée.

2.6.2. Propriétés mécaniques

2.6.2.1. Résistance à la traction

La résistance à la traction des eugénolates varie entre 0,3 et 2,1 MPa (Virendra Dhuru, 2004). Pour rappel, la résistance à la traction de l'émail est de 10 MPa et de 99 MPa pour la dentine.

2.6.2.2. Résistance à la compression

La résistance à la compressions des eugénolates est de l'ordre de 5 à 25 MPa (Virendra Dhuru, 2004). Ces résultats sont bien inférieurs à ceux de l'émail (384 MPa) et de la dentine (297 MPa).

2.6.2.3. Conclusion

Les eugénolates présentent des propriétés mécaniques bien trop faibles pour permettre la réalisation de restauration d'usage.

2.6.3. Propriétés physiques

2.6.3.1. Adhésion aux tissus dentaires

L'adhésion des eugénolates est très faible. Certaines études concluent qu'ils n'assurent qu'une faible étanchéité marginale et donc qu'il existe un risque de contamination bactérienne.

2.6.3.2. Contraction de prise

Ce matériau présente une contraction de prise faible.

2.6.3.3. Sensibilité hydrique

Les eugénolates présentent une faible solubilité dans l'eau ce qui permet d'augmenter la longévité de ce matériau.

2.6.3.4. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique des eugénolates est similaire aux tissus dentaires.

2.6.3.5. Coefficient de conductibilité thermique

La conductivité thermique des eugénolates est proche de celle de la dentine ce qui permet d'assurer une bonne protection de la pulpe face aux variations thermiques. C'est pour cela que les eugénolates sont souvent utilisés en fond de cavité lors de restauration coronaire à l'amalgame. Cependant, il est important de souligner que l'eugénol présent dans ce matériau va empêcher la polymérisation des résines composites. Il ne devra donc pas être utilisé avant ou en même temps que la réalisation de la restauration coronaire à partir de résines composites ou de ciments à base de résine (Mount et Hume, 2002).

L'utilisation des eugénolates en fond de cavité est donc réservée lors d'obturation à l'amalgame.

2.6.4. Propriétés biologiques

2.6.4.1. Biocompatibilité

- **Biocompatibilité dentaire**

De nombreuses études démontrent que l'eugénol représente une toxicité pour les cellules constituant la pulpe. Or lors de la réaction de prise des eugénolates, on observe un relargage très important d'eugénol.

Les eugénolates doivent donc être utilisés à distance de la pulpe afin de réduire tout risque de nécrose.

- **Biocompatibilité parodontale**

Les eugénolates peuvent être à l'origine de brûlures au niveau du parodonte superficiel.

2.6.4.2. Bioactivité

L'eugénol présent dans les eugénolates possède une action anti-inflammatoire, anti-bactérienne et une activité analgésique (Markovitz et coll., 1992).

2.6.5. Propriétés optiques et esthétiques

2.6.5.1. Esthétique

Les eugénolates présentent un aspect inesthétique.

2.6.5.2. Radio-opacité

Les eugénolates ne sont pas naturellement radio-opaques mais l'ajout de certains constituants radio-opaques pendant leur fabrication est possible.

2.6.6. Ergonomie et coût

L'évaluation du coût d'un matériau étant difficile à chiffrer, nous nous limiterons ici à citer quelques exemples de matériaux commercialisés.

- IRM ciment Dentsply.
 - Coffret poudre 40g et liquide 15ml.
 - Prix moyen de revient : 50 €.
- IRM ciment capsules Dentsply.
 - Prix moyen de revient pour 50 capsules : 90 €.
 - Prix moyen de revient pour une capsule : 1,8 €.
- Ciment oxyde de zinc Proclinic.
 - Coffret poudre 40g et liquide 20ml.
 - Prix moyen de revient : 20 €

2.6.7. Protocole d'utilisation

1. Mettre en place le champ opératoire.
2. Décontaminer la surface dentinaire à l'aide d'hypochlorite de sodium (NaClO) à 2,5% ou de chlorhexidine à 2%.

3. Rincer.
4. Sécher sans assécher.
5. Pour les eugénolates « poudre-liquide » :
 - respecter le rapport poudre-liquide (3-4),
 - spatuler vigoureusement jusqu'à obtenir une consistance mastic.
6. Mettre en place le matériau dans la cavité d'obturation en tassant à l'aide d'une boulette de coton imbibée de sérum physiologique.
7. Déposer le champ opératoire.
8. Vérifier l'occlusion en statique et en dynamique.

2.6.8. Avantages et inconvénients

LÉGENDE DU TABLEAU
Inconvénients
Avantages
Informations non renseignées

Tableau 18 : tableau récapitulatif des propriétés des eugénolates

Propriétés	Résultats	Conséquences
PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES		
Dureté Vickers (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Résistance à la traction (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Résistance à la compression (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Résistance à la flexion (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Module d'élasticité (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Résistance au cisaillement	NR	Dégradation du matériau
Fatigue (MPa)	NR	Dégradation du matériau
Résistance au fluage	NR	Dégradation du matériau
Résistance à l'usure en volume perdu (μm)	NR	Dégradation du matériau
PROPRIÉTÉS PHYSIQUES		
Adhésion à l'émail (MPa)	Faible	Étanchéité mauvaise
Adhésion à la dentine (MPa)	Faible	Étanchéité mauvaise
Contraction de prise volumétrique	Faible	Étanchéité correct
Solubilité	Faible	Longévité améliorée
Coefficient de dilatation thermique ($\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$)	Valeurs proche du tissu dentinaire	Utilisation en fond de cavité pour asseoir une restauration à l'amalgame.
PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES		
Biocompatibilité dentaire	Compatible	Mais nécrose pulpaire possible.
Biocompatibilité parodontale	Compatible	Mais brûlures possibles.
Bio-activité	Libération d'eugénol	Anti-bactérien Anti-inflammatoire Analgésique

PROPRIÉTÉS OPTIQUES ET ESTHÉTIQUES	
Esthétique	Mauvais
Radio-opacité	Possible
ERGONOMIE ET COÛT	
Temps de travail	Manipulation facilitée
Temps de prise	Manipulation facilitée
Coût	Correct

2.6.9. Indications et contre-indications

2.6.9.1. Indications des eugénolates

- Obturation temporaire.
- Fond de cavité.
- Scellement de coiffe pédiatrique.
- Obturation canalaire.

2.6.9.2. Contre-indications des eugénolates

- Fond de cavité sous une restauration en résine composite.
- Obturation d'usage si utilisé seul et donc avec un contact direct avec la cavité buccale.
- Allergies à l'eugénol.

3. Critères de choix pour un matériau de restauration coronaire en odontologie pédiatrique

Nous avons vu précédemment que le praticien dispose d'un arsenal de biomatériaux de restauration coronaire avec chacun ses avantages et ses inconvénients.

Nous allons maintenant nous intéresser aux critères permettant de choisir le matériau de restauration coronaire le plus adapté en fonction des différentes situations cliniques, rencontrées en odontologie pédiatrique.

3.1. Coopération de l'enfant

Chaque enfant est unique. Le praticien doit donc s'adapter à chacun. Le chirurgien-dentiste doit tenir compte, non seulement de l'âge, mais aussi des composantes caractérielles de l'enfant (Thery Hugly et coll., 1998). La coopération se définit comme une action commune de deux individus ou plus, efficace du fait de la communication qu'ils ont établie entre eux (Pinkham, 1995).

L'alliance thérapeutique entre praticien et enfant n'est possible que si la coopération de ce dernier est suffisante (Pasini et Haynal, 1992).

L'absence de coopération correspond à l'impossibilité de l'enfant de faire face à une situation, ce qui traduit un comportement négatif rendant le traitement difficile voire impossible.

On définit plusieurs types d'enfants non coopérants (Harper, 2004) :

- les enfants non coopérants liés à l'anxiété ou à la peur du dentiste,
- les enfants non coopérants de nature : hyperactifs, handicapés...
- les enfants non coopérants du fait de problèmes sociaux ou familiaux : divorce des parents, décès...

Il est important d'évaluer en per-opératoire la coopération de l'enfant car cela représente un critère de choix du matériau.

L'échelle développée par Frankl et coll. en 1962 permet de classer très subjectivement le comportement de l'enfant en 4 stades :

- stade 1 : l'enfant refuse le traitement, pleure comme un forcené, tremble de peur et manifeste toutes les évidences d'un extrême négativisme,
- stade 2 : l'enfant éprouve de la répugnance à accepter le traitement, n'est pas coopératif, fait preuve d'une attitude négative évidente,
- stade 3 : l'enfant a une attitude positive, il accepte le traitement. Parfois méfiant, il fait alors un effort pour se conformer au désir du praticien,
- stade 4 : l'enfant a une attitude extrêmement positive ; il a de bons rapports avec le dentiste, s'intéresse au traitement, plaisante, séduit.

En l'absence de coopération de l'enfant (stade 1 et stade 2), il faudra orienter le choix vers un matériau ergonomique et rapide à utiliser. La réalisation d'une restauration coronaire par un matériau collé est exclue d'emblée du fait d'un protocole de mise en œuvre stricte (champ opératoire, apports successifs d'incréments...) et d'un temps d'exécution 2,5 fois plus long par rapport à l'amalgame (Mair, 1998).

Deux matériaux se détachent naturellement pour soigner l'enfant en stade 1 et 2 :

- Les CVIMAR pour leur adhésion naturelle aux tissus dentaires et leur plus grande tolérance à la mise en œuvre dans des conditions difficiles par rapport aux résines composites. Il faut souligner que malgré une plus grande tolérance à la mise en œuvre, les CVIMAR restent sensibles à l'humidité. Cependant les CVI renforcés comme TRIAGE® de GC présentent une

sensibilité réduite à l'humidité, un temps de prise de 3 minutes 30 et un très haut niveau de libération de fluor représentant une alternative intéressante en odontologie pédiatrique. Le ciment EQUIA® moins sensible à l'humidité également sera plus recommandé pour des restaurations durables.

- Les amalgames HCSC qui sont moins sensibles aux techniques de mise en œuvre que les restaurations adhésives.

3.2. Le risque carieux individuel

Le risque carieux individuel (RCI) doit être évalué à l'occasion de la première consultation et sera ensuite périodiquement ré-évalué car il peut varier au cours du temps (HAS, 2005).

L'interrogatoire, l'examen clinique et le bilan radiologique permettent de déterminer si le RCI est élevé ou faible.

Plusieurs facteurs de risque peuvent être à l'origine d'un RCI élevé (HAS, 2005) :

- **les facteurs de risques individuels :**
 - absence de brossage quotidien avec du dentifrice fluoré,
 - ingestions sucrées régulières en dehors des repas ou du goûter :
 - ◆ aliments sucrés,
 - ◆ boissons sucrées,
 - ◆ bonbons.
 - prise au long cours de médicaments sucrés ou générant une hyposialie,
 - sillons anfractueux au niveau des molaires,
 - indice de plaque auquel on peut préférer, par accord professionnel, la présence de plaque visible à l'œil nu sans révélation,
 - présence de caries et/ou de lésions initiales réversibles (atteinte de l'email).

La présence d'un seul de ces facteurs chez un enfant suffit pour le classer dans la catégorie des enfants à RCI élevé.

- **les facteurs de risques collectifs :**
 - période post-éruptive,
 - niveau socio-économique et/ou niveau d'éducation faible de la famille,
 - mauvais état de santé bucco-dentaire des parents ou de la fratrie,
 - maladie et handicap entraînant des difficultés de brossage,
 - antécédents de caries,
 - présence d'éléments favorisant la rétention de la plaque (restaurations défectueuses, appareils orthodontiques ou prothétiques).

En présence d'un risque carieux individuel élevé, plusieurs matériaux de restauration peuvent être conseillés de part leur action antiseptique, cariostatique ou reminéralisante. On peut citer :

- Les CVI et les CVIMAR qui libèrent des fluorures.
- Les amalgames HCSC qui libèrent des ions antiseptiques lors de phénomènes de corrosion.
- Les résines composites fluides ou ultra-fluides pour le scellement des sillons anfractueux

mais seulement si une isolation satisfaisante est possible, en cas de défaut d'isolation les CVI TRIAGE® de GC peuvent être utilisés pour le scellement des sillons.

3.3. Pérennité requise de l'obturation

3.3.1. En denture temporaire

La pérennité du matériau de restauration coronaire n'est pas un critère de choix fondamental en denture temporaire car ces dents sont sur l'arcade pour une durée limitée.
L'ensemble des matériaux peut donc être utilisé.

- L'amalgame HCSC.
- Les résines composites.
- Les CVI.
- Les CVIMAR.

3.3.2. En denture permanente

Au contraire, la pérennité du matériau de restauration coronaire est un critère de choix essentiel en denture permanente.

Les amalgames HCSC sont les matériaux qui présentent la meilleure longévité, les résines composites de viscosité moyenne et fluide présentent également une bonne résistance dans le temps mais inférieure aux amalgames.

Les CVI et CVIMAR auraient une longévité trop faible pour pouvoir être utilisés exclusivement comme matériaux de restauration coronaire même si des progrès sont en cours.

3.4. Le secteur concerné

3.4.1. La classification de Black

Au début du XXème siècle, Black a été un des premiers à proposer une classification des lésions carieuses. Cette classification, strictement topographique, est restée longtemps la référence en cariologie. Les différentes classes sont (Black, 1908) :

- classe I : carie des puits et sillons,
- classe II : carie proximale des molaires et prémolaires,
- classe III : carie proximale des incisives et canines sans atteinte des bords incisifs,
- classe IV : carie proximale des incisives et canines avec atteinte des bords incisifs,
- classe V : carie des collets dentaires.

Les principes de préparation de Black implique (Black, 1908) :

- de retirer toute la structure dentaire permettant d'avoir un accès direct à la lésion avec une bonne visibilité,
- de retirer toute la dentine infectée du fond de la cavité,
- de réaliser une cavité permettant l'insertion du matériau restaurateur,
- de réaliser une cavité rétentive,
- d'étendre la cavité au niveau des zones de nettoyage naturel pour éviter les reprises de caries.

Les principes de Black permettent d'assurer une bonne rétention des matériaux d'obturation de par la forme de préparation mais il est nécessaire de sacrifier une quantité relativement importante d'émail et de dentine. Les connaissances de l'époque ne permettaient pas de prendre en compte les possibilités de reminéralisation grâce aux fluorures et par conséquent le principe d'économie tissulaire ne pouvait pas s'appliquer.

3.4.2. La classification SiSta

Les concepts de préparation en odontologie conservatrice ont considérablement évolué à partir des années 1970. Aujourd'hui, la tendance est davantage aux principes d'économie tissulaire grâce à l'apparition de nouveaux biomatériaux.

Mount et Hume en 1998 ont proposé une classification capable de définir avec précision le site et le volume de la carie, et de préciser l'attitude thérapeutique à adopter. Mais cette classification ne concerne que les lésions carieuses ayant dépassées toute possibilité de reminéralisation.

C'est Lasfargues en 2000 qui inclut le traitement par reminéralisation de l'émail avec le concept SiSta.

La classification SiSta détermine :

- **un site de cariosusceptibilité (Si) :**
 - site 1: en occlusal,
 - site 2 : en proximal,
 - site 3 : en cervical.
- **un stade d'évolution de la lésion carieuse (Sta) :**
 - stade 0 : lésion initiale amélaire ou atteignant la jonction amélo-dentinaire,
 - stade 1 : lésion ayant atteint le 1/3 externe de la dentine,
 - stade 2 : lésion de taille modérée ayant atteint le 1/3 médian de la dentine, ne fragilisant pas les structures cuspidiennes,
 - stade 3: lésion étendue ayant atteint le 1/3 profond de la dentine, fragilisant les structures cuspidiennes,
 - stade 4 : lésion atteignant les zones dentinaires juxtapulpaire et ayant détruit une partie des cuspides.

Cette prise en charge thérapeutique est définie dans les tableaux suivants :

Tableau 19 : guide de décision thérapeutique en fonction du stade évolutif des lésions carieuses (d'après Lasfargues et coll. en 2000)

Stades évolutifs	Diagnostic clinique	Indications thérapeutiques	Ratio matériau-dent
Stade 0	Lésion initiale amélaire ou atteignant la jonction amélo-dentinaire	Reminéralisation	0/5
Stade 1	Lésion ayant atteint le 1/3 externe de la dentine	Préparation cavitaire ultra conservatrice en vue d'une restauration adhésive	1/5
Stade 2	Lésion de taille modérée ayant atteint le 1/3 médian de la dentine, ne fragilisant pas les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte	2/5
Stade 3	Lésion étendue ayant atteint le 1/3 profond de la dentine, fragilisant les structures cuspidiennes	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration collée, directe ou indirecte	3/5
Stade 4	Lésion atteignant les zones dentinaires juxtapulpaires et ayant détruit une partie des cuspides	Préparation cavitaire conservatrice en vue d'une restauration indirecte protégeant par recouvrement les structures dentinaires résiduelles.	4/5

Tableau 20 : guide de décision thérapeutique en fonction du stade évolutif et du site des lésions carieuses (d'après Lasfargues et coll. en 2000)

SiSta 1	
1-0	Application de vernis fluoré et/ou sealant
1-1	CVI, composite après accès ponctuel limité aux zones cariées
1-2	Composite après accès limité aux zones cariées (biseautage non recommandé au niveau des zones supports d'occlusion)
1-3	Composite en technique directe avec restauration stratifiée ou laminée en fonction de l'évolution de la lésion. Accès occlusal large impliquant l'élimination de l'émail non soutenu en conservant si possible l'enveloppe amélaire au niveau des cuspides et des crêtes marginales
1-4	Composite fluide en comblement interne puis onlay collé (parois légèrement divergentes)
SiSta 2	
2-0	Vernis fluoré ou antibactérien
2-1	Composite fluide injecté, CVI et application topique de vernis fluoré ou antibactérien après accès à <i>minima</i> (ne touchant pas les crêtes marginales) ou préparation sono-abrasive
2-2	Composite en technique directe après accès occlusal atteignant la fossette marginale, biseau recommandé
2-3	Privilégier les techniques indirectes, sinon composite stratifié ou laminé avec accès occlusal en préservant au maximum l'émail cervical résiduel. Biseau recommandé.
2-4	Comblement préalable des zones de contre-dépouille par composite fluide puis onlay
SiSta 3	
3-0	Vernis fluoré
3-1	CVI, composite avec biseautage optionnel
3-2	CVI, composite avec biseau et gorge dentinaire apicale optionnels
3-3	CVI ou restauration laminée (composite fluide + CVI)

La classification SiSta développée par Lasfargues permet de choisir le matériau d'obturation coronaire adéquat en fonction du site et du stade d'évolution de l'atteinte carieuse. Cependant, cette classification ne tient pas compte des propriétés mécaniques des matériaux. Or, les contraintes mécaniques s'exerçant sur le matériau ne sont pas les mêmes suivant le secteur.

3.4.3. La classification ICDAS

Une nouvelle classification est apparue récemment : la classification ICDAS (*International Caries Detection and Assessment System*) que l'on peut traduire par système international de détection et d'évaluation des lésions carieuses. L'objectif de ce nouveau modèle d'évaluation est de relier l'aspect clinique macroscopique au statut histologique de la lésion carieuse. 7 stades sont décrits :

- ICDAS 0 : surface dentaire saine, pas de changement de translucidité et de coloration,
- ICDAS 1 : changements visibles après séchage,
- ICDAS 2 : changements visibles sans séchage,
- ICDAS 3 : rupture localisée de l'émail sans déminéralisation de la dentine sous-jacente visible,
- ICDAS 4 : dentine cariée visible par transparence sans ou avec rupture localisée de l'émail,
- ICDAS 5 : microcavité avec dentine visible du fait de la perte d'intégrité de la surface,
- ICDAS 6 : cavité dentinaire étendue avec complication pulpaire.

À chaque dent correspond un indice ICDAS, les plus faibles seront traités par une thérapeutique de reminéralisation tandis que les indices les plus élevés nécessiteront l'éviction de la carie et la mise en place d'un matériau de restauration.

3.4.4. Les cavités de classe I ou site I

- **Les scellements prophylactiques**

Il est recommandé de sceller dès que possible les sillons des premières et deuxième molaires permanentes. En effet, ces dents évoluent dans la majorité des cas à bas bruit, sans avoir été annoncées par la perte d'une dent temporaire, à un âge où l'enfant réalise souvent seul un brossage rarement efficace. De plus, depuis l'apparition des pointes cuspidiennes dans la cavité buccale jusqu'à la mise en place d'une occlusion fonctionnelle, la dent ne participe pas à la mastication et l'absence de contact avec l'antagoniste offre des conditions favorables à l'accumulation de la plaque bactérienne (Droz et coll, 2004).

Le scellement des sillons a pour objectif de prévenir le risque de carie occlusale (HAS, 2005).

Le matériau de scellement recommandé est :

- une résine composite fluide ou ultra-fluide à condition de pouvoir assurer une isolation satisfaisante de la dent. En cas d'isolation imparfaite plusieurs solutions sont possibles :
 - soit proposer un matériau de scellement à base de verre ionomère,
 - soit proposer un vernis fluoré qui, même s'il est efficace, reste moins efficace que le matériau de scellement à base de verre ionomère,
 - soit différer le scellement et renforcer les autres moyens de prévention (HAS, 2005).

- **Les cavités de classe I ou site 1**

Pour l'obturation d'une cavité de classe I ou en site 1 les matériaux de choix sont ceux présentant de bonnes propriétés mécaniques, on peut donc privilégier :

- un amalgame HCSC,
- une résine composite de viscosité moyenne.

Les amalgames HCSC présentent de meilleures propriétés mécaniques que les résines composites de viscosité moyenne mais les principes de préparation cavitaire sont beaucoup plus mutilants. Cependant, les résines composites de viscosité moyenne voient leur utilisation limitée par les contraintes internes liés à la polymérisation. On pourra les utiliser en combinaison avec un CVIMAR ou une résine composite fluide afin de limiter ces contraintes (technique sandwich fermé).

3.4.5. Les cavités de classe II ou site 2

Les restaurations de cavité de classe 2 ou en site 2 reconstituent le point de contact avec la dent adjacente ainsi que l'occlusion. C'est pour cette raison que la restauration nécessite un matériau présentant les caractéristiques suivantes (Vreven et coll., 1996) :

- une bonne résistance au fluage,
- une bonne résistance à l'abrasion,
- une bonne résistance à la compression,
- une bonne résistance à la flexion et à la traction.

À l'heure actuelle, aucun matériau ne possède de les propriétés mécaniques requises pour restaurer parfaitement une cavité de classe II. Cependant deux matériaux sont à préférer:

- un amalgame HCSC,
- une résine composite de viscosité moyenne.

3.4.6. Les cavités de classe III ou IV ou site 2

Les restaurations de cavité de classe III ou IV ou en site 2 reconstituent le point de contact avec les dents adjacentes. Ces restaurations ne sont pas soumises à des contraintes occlusales importantes. Leur localisation en secteur antérieur orientera le choix vers un matériau esthétique.

Le matériau de choix est :

- une résine composite de viscosité moyenne si les conditions d'isolation sont favorables.

3.4.7. Les cavités de classe V ou site 3

L'intensité des contraintes augmente depuis la face occlusale jusqu'en cervicale, et se concentre dans le tiers cervical de la dent (Kaewsuriyathumrong et Soma, 1993).

Les restaurations coronaires localisées dans le tiers cervical de la dent devront donc supporter de très fortes contraintes, entraînant de très fortes déformations.

Pour garantir la pérennité du joint tissu dentaire/matériau, celui-ci devra se déformer de façon analogue à la dent. Il faudra donc utiliser un matériau présentant un module de Young proche de celui des structures dentaires résiduelles.

Les matériaux à privilégier pour les cavités de classe V ou en site 3 sont :

- un CVIMAR,
- une résine composite fluide.

3.4.8. Forme de la cavité.

Lorsque la perte de substance coronaire est profonde et sous gingivale, ou les parois coronaires absentes ou de faible hauteur, il est difficile de réaliser une restauration coronaire d'usage étanche. Cette situation clinique va nécessiter la mise en place d'un dispositif prothétique fixe : une coiffe pédiatrique préformée en nickel-chrome.

Il s'agit d'une solution transitoire en attendant l'exfoliation de la dent temporaire ou lorsqu'elle est réalisée sur une dent permanente, la réalisation d'une prothèse conjointe à l'âge adulte.

Indications et contre-indications de la coiffe pédiatrique préformée (Morrier et coll., 2009).

- Indications :
 - molaires temporaires ou définitives,
 - dents très délabrées c'est à dire 2 faces au moins atteintes par la carie,
 - dents fracturées,
 - dents piliers de mainteneur d'espace,
 - anomalies localisées ou généralisées des structures dentaires (MIH, amélogénèse imparfaite, dentinogénèse imparfaite à un stade avancé...),
 - prévention des polycaries et des récides de caries chez les enfants avec un RCI élevé,
 - restauration et protection des dents présentant une grande perte tissulaire en raison de l'attrition, l'abrasion et l'érosion.
- Contre-indications :
 - dent proche de l'exfoliation,
 - allergie au nickel connu,
 - patient peu coopérant,
 - demande esthétique.

3.5. La vitalité pulpaire :

Black en 1908 prônait l'éviction carieuse avec des extensions prophylactiques afin de prévenir toute récurrence. Aujourd'hui, le processus carieux étant mieux compris, la prévention et l'hygiène bucco-dentaire de la population française étant en amélioration, les traitements proposés se sont logiquement orientés sur le principe de l'économie tissulaire.

Si le réseau vasculo-nerveux de la dent est toujours présent, le praticien doit prendre en compte ce facteur et ne pas utiliser de matériau pouvant engendrer une agression trop importante du complexe dentino-pulpaire.

3.5.1. En denture temporaire

L'éviction carieuse sur une dent temporaire peut conduire à une proximité pulpaire voire à l'exposition de celle-ci plus rapide que sur la dent permanente du fait de son anatomie spécifique.

3.5.1.1. Le coiffage pulpaire indirect

Le coiffage pulpaire indirect en denture temporaire a pour objectif d'induire la reminéralisation de la dentine affectée à proximité de la pulpe tout en conservant l'intégrité pulpaire. Cette thérapeutique n'est possible que si la dent est vitale et asymptomatique.

Lors d'un coiffage pulpaire indirect, on procède dans un premier temps à l'éviction de la carie puis mise en place en fond de cavité d'un biomatériau bactéricide et permettant la dentinogénèse.

Actuellement deux matériaux se détacheraient des autres :

- les CVI ou CVIMAR,
- les ciments oxyde de zinc eugénol.

Le fond de cavité est ensuite recouvert d'un second matériau permettant un bon joint dent/matériau, une bonne résistance aux charges occlusales et non soluble. Plusieurs matériaux semblent réunir ces critères :

- les amalgames HCSC,
- les CVI ou CVIMAR,
- les résines composites de viscosité moyenne.

Il est important de souligner que les résines composites de viscosité moyenne ne pourront être utilisées que si le matériau placé en fond de cavité est un CVI ou un CVIMAR. En effet, les ciments oxyde de zinc eugénol provoquent une inhibition de prise des restaurations adhésives.

3.5.1.2. La pulpotomie (Chafaie)

La pulpotomie en denture temporaire a pour objectif d'éliminer la pulpe camérale légèrement enflammée ou partiellement envahie par des micro-organismes au niveau de dents atteintes de lésions carieuses profondes et juxta pulpaire.

Après éviction de la pulpe camérale et obtention de l'hémostase, il est recommandé de placer un ciment oxyde de zinc eugénol dans la chambre pulpaire au contact de la pulpe radiculaire sectionnée. Le reste de la cavité d'obturation peut être restauré par plusieurs matériaux permettant un bon joint dent/matériau et une bonne résistance aux charges occlusales. On peut utiliser comme matériau :

- un amalgame HCSC,
- un CVI ou un CVIMAR,

3.5.2. En denture permanente immature

L'objectif de maintenir la vitalité pulpaire est de permettre la fin de la maturation radiculaire. La dent vivante est sensible et face à une agression extérieure, elle va réagir. Ainsi cette sensibilité pulpaire va constituer un signal d'alarme qui amène le patient à consulter, limitant ainsi l'évolution de la pathologie (Hess et coll., 1990).

3.5.2.1. La pulpotomie

La pulpotomie en denture permanente immature a comme objectif d'éliminer la pulpe camérale enflammée tout en conservant la vitalité pulpaire radiculaire afin de permettre la fin de l'édification des racines.

Les matériaux utilisés au contact de la pulpe radiculaire sont les mêmes que ceux décrits précédemment c'est à dire l'hydroxyde de calcium mais également le MTA, la Biodentine...

Puis une restauration coronaire d'usage est ensuite réalisée avec :

- un amalgame HCSC,
- un CVI ou un CVIMAR.

Après une pulpotomie, de nombreux auteurs évoquent le traitement endodontique comme une suite logique mais en l'absence de lésion apicale et si la dent conserve sa vitalité pulpaire, il apparaît injustifié de réaliser une telle thérapeutique (Simon et coll., 2012).

3.6. Pathologies de l'enfant :

3.6.1. Allergies

Toute substance mise au contact de l'organisme est susceptible de provoquer des réactions tissulaires dont certaines de type allergique (Association Dentaire Française, 2009).

Les CVI conventionnels semblent être le matériau le plus biocompatible. En effet, tous les matériaux à base de résine sont potentiellement allergisants et susceptibles d'engendrer des réactions de contact.

Les restaurations à l'amalgame dentaire sont susceptibles également de présenter des réactions allergiques mais cette proportion est comprise entre 0,00001% et 0,04 %, ce qui est 40 fois moins que les matériaux à base de résine (Association Dentaire Française, 2009).

3.6.2. Pathologies systémiques

L'utilisation de l'amalgame est contre indiquée chez les patients présentant des glomérulonéphrites ou une pathologie rénale avérée selon le conseil national de l'ordre des chirurgiens dentistes.

3.6.3. Anomalies de structure des tissus dentaires

3.6.3.1. Hypominéralisations molaires-incisives (MIH)(Sociétés d'odontologie pédiatrique des pays méditerranéens, 2010)

Les défauts de minéralisation molaires-incisives sont apparus dans les années 1970 en Suède. Ce sont des anomalies de structure qualitative de l'émail dentaire localisées principalement sur les premières molaires et les incisives permanentes pouvant entraîner des troubles fonctionnels et esthétique importants.

Les chiffres de la prévalence des MIH sont compris entre 3 % et 25 %, ce qui est loin d'être négligeable et l'absence d'une étiologie clairement démontrée empêche la mise en place d'une prévention ciblée et adaptée. Il semblerait que les MIH soient d'origine multifactorielle (génétique, hypoxie, maladies de l'enfance,...).

On distingue 3 types d'atteintes :

- légère : modifications de la couleur des tissus amélaire,
- modérée : perte de tissus exclusivement amélaire,
- sévère : perte de tissus amélaire et dentinaire.

Pour diagnostiquer une MIH, il est important de savoir différencier cette pathologie des autres anomalies structurelles comme l'amélogénèse imparfaite, l'hypoplasie de l'émail ou la fluorose dentaire.

La prise en charge de cette anomalie nécessite la mise en place d'une véritable stratégie thérapeutique car le praticien va se retrouver confronté à de nombreuses difficultés (Willmott et coll., 2008) :

- hypersensibilités dentaires (Jälevik et Klingberg, 2002 ; Weerheijm, 2003),
- lésions carieuses à évolution rapide (Beentjes et coll., 2002 ; Weerheijm, 2003),
- difficultés anesthésiques (Jälevick et Klingberg, 2002),
- échec des restaurations (Kotsanos et coll., 2005).

Une prise en charge thérapeutique a été proposée par William et coll. en 2006, cette approche se divise en 6 étapes :

1. identification du risque,
2. diagnostic précoce,
3. reminéralisation et désensibilisation,
4. prophylaxie de la maladie carieuse,
5. restaurations et extractions,
6. maintenance.

Concernant l'étape de restauration, les amalgames dentaires ne sont pas adaptés à la restauration de ce type de lésion. En effet, ce matériau nécessite une préparation de la cavité d'obturation selon les principes de Black qui ne correspond pas à la topographie des lésions atypiques observées.

Les CVIMAR peuvent être utilisés comme substitut dentinaire ou comme matériau de restauration transitoire mais ne sont pas nécessairement indiqués pour une restauration d'usage (William et coll., 2006).

Des études montrent une force d'adhésion beaucoup plus faible des matériaux adhésifs sur l'émail hypominéralisé, ce qui explique la majoration des risques d'échec (William et coll., 2006). Mais ces techniques adhésives restent fiables même en présence d'une atteinte amélaire (Gerdolle et coll., 2015).

Les résines composites restent un matériau de choix pour les dents hypominéralisées quand les limites de la préparation sont supra-gingivales, situées au niveau d'un émail sain ou peu poreux, et pour des restaurations intéressant une ou deux faces (Fayle, 2003 ; Lygidakis et coll., 2003).

En cas de délabrement coronaire important, des couronnes pédiatriques préformées peuvent être utilisées pour rétablir la fonction.

3.6.3.2. Amélogénèse imparfaite (Chafaie, 2010)

L'amélogénèse imparfaite constitue une anomalie du développement de l'organe dentaire affectant la structure de l'émail de toutes ou quasiment toutes les dents temporaires et/ou permanentes. La prévalence de cette pathologie avoisine 1/14000 personnes.

Cette maladie d'origine génétique, de transmission autosomique dominant, récessif ou lié à l'X peut être isolée ou associée à d'autres symptômes dans le cadre de syndromes ou de maladies rares.

Il existe plusieurs formes de l'amélogénèse imparfaite :

- la forme hypoplasique,
- la forme hypominéralisée,
- la forme hypomature.

Tout comme la MIH, il est important de bien différencier cette pathologie des autres anomalies structurales (hypoplasie, fluorose,...).

La restauration des pertes de substances amélaire en présence d'une amélogénèse imparfaite se fera grâce à :

- une résine composite de viscosité moyenne,
- un CVIMAR,
- un élément prothétique.

Tout comme la MIH, le praticien va se retrouver confronté à de nombreuses difficultés lors de la restauration coronaire par un matériau collé du fait d'une force d'adhésion beaucoup plus faible aux tissus amélaire.

3.6.3.3. Dentinogénèse imparfaite

La dentinogénèse imparfaite est une anomalie héréditaire à transmission autosomique dominante qui se caractérise par un défaut de minéralisation dentinaire touchant les deux dentures.

La dent présente alors des anomalies de forme, de teinte et est fragilisée dans son ensemble. La prévalence de cette pathologie avoisine 1/8000 personnes.

Différentes formes de dentinogénèse ont été décrites (Shields et coll., 1973) :

- la dentinogénèse imparfaite de type I,
- la dentinogénèse imparfaite de type II,
- la dentinogénèse imparfaite de type III.

Cette maladie doit être prise en charge le plus tôt possible (Piette et Goldberg, 2001) et les critères de diagnostics différentiels doivent être bien pris en compte.

Les matériaux de restauration les plus adéquats à utiliser dans le cadre d'une dentinogénèse imparfaite sont les mêmes que ceux décrits précédemment :

- une résine composite de viscosité moyenne,
- un CVIMAR,
- un élément prothétique.

3.7. Récapitulatif

CRITÈRES DE CHOIX

Légende :

CHOIX CONSEILLÉ	
CHOIX DÉCONSEILLÉ	
CHOIX POSSIBLE	

		Amalgame	CVI	CVIMAR	Résine composite de viscosité moyenne	Résine composite fluide
Coopération	Bonne coopération					
	Absence de coopération					
R.C.I.	Faible					
	Élevé					 Pour scellement si isolation satisfaisante.
Pérennité	En denture temporaire					
	En denture permanente		 Sauf en fond de cavité.	 Sauf en fond de cavité.		
Secteur concerné En denture temporaire (DT) et en denture permanente (DP).	Secteur 1			 Sauf en fond de cavité.		 Si isolation satisfaisante.
	Secteur 2	  (DT) (DP)				
	Secteur 3					
Pathologies de l'enfant	Anomalies de structure					

Tableau 21 : Tableau récapitulatif des critères de choix

Conclusion

En France, la santé bucco-dentaire des enfants et des adolescents s'est considérablement améliorée ces dernières années grâce aux nombreuses actions de prévention mises en place. Chaque praticien doit jouer un rôle dans le maintien de la santé bucco-dentaire des enfants.

Toutefois malgré une diminution de la prévalence des lésions carieuses, il est admis que 20 % de la population concentre 80% des besoins en soins dentaires (Lasfargues et Colon, 2009). D'où l'importance de persévérer pour permettre une meilleure prise en charge contre cette maladie qui affecte 95% de la population mondiale (Sixou et coll., 2004). Cet accompagnement passe par une motivation à l'hygiène bucco-dentaire, une éducation à l'hygiène alimentaire, une information des parents et de toutes les personnes en lien avec des enfants.

Nous avons vu qu'un matériau de restauration coronaire doit répondre à un cahier des charges très exigeant : propriétés mécaniques, propriétés physiques, propriétés biologiques, propriétés optiques et esthétiques...

Nous pouvons rappeler qu'un matériau de restauration coronaire a comme objectif de compenser la destruction tissulaire afin de rétablir fonctions et esthétique de la dent.

Cette perte tissulaire n'est pas exclusivement d'origine infectieuse mais peut également être d'origine traumatique, ceux-ci étant très fréquents en denture temporaire ou liée à des anomalies tissulaires.

Malgré la grande diversité des biomatériaux proposés, à ce jour, le matériau de restauration coronaire idéal n'existe pas.

En odontologie pédiatrique, la spécificité des soins fait que le choix de celui-ci est encore plus complexe et doit être effectué à partir de différents paramètres. Nous avons développé dans ce travail plusieurs critères de choix dont le praticien devrait tenir compte dans sa pratique clinique comme les caractéristiques de l'enfant (sa coopération, son risque carieux individuel, ses pathologies), le secteur et la vitalité des dents concernées...

La liste développée dans la dernière partie n'est pas exhaustive mais propose une base de réflexion en fonction des différentes situations cliniques auxquelles le praticien devrait faire face dans sa pratique quotidienne.

Il est évident que la diversité des biomatériaux de restauration coronaire ne va cesser d'augmenter dans les années à venir permettant de répondre au mieux aux différentes situations cliniques mais rendant également le choix encore plus complexe.

Bibliographie

1. Revues périodiques

1. AKINMADE A.O.

Adhesion of glass polyalkenoate cements to collagen.
J Dent Res. 1994 ; 73(Spec Iss) : 181-123456.

2. ALBERS H.

Tooth-Colored Restoratives : Principles and Techniques. 9^e édition.
Shelton : B. C. Decker Inc ; 2002. p. 111-125.

3. BAILON J.P., DORLOT J.M.

Des matériaux. 3^e édition.
Montréal : Presses internationales polytechniques ; 2004. p. 467.

4. BAJAJ N., GREWAL N., MONGA P., GREWAL S.

Association of physical properties and maintenance of sterility of primary teeth in human tooth bank.
J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2014 ; 32(4) : 279-285.

5. BAKOR S., ENLOW D., PONTES P., DE BIASE N.

Craniofacial growth variations in nasal-breathing, oral-breathing, and tracheotomized children.
Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 ; 140(4) : 486-492.

6. BASS W.M.

Human osteology : a laboratory and field manual of the Human Skeleton.
Columbia : Missouri Archaeological Society ; 1971. p. 35-42.

7. BAYNE S.C., THOMPSON J.Y., SWIFT E.J., STAMATIADES P., WILKERSON M.

A characterization of first-generation flowable composites.
J Am Dent Assoc 1998 ; 129(5) : 567-577.

8. BEAUTHIER J.P.

Traité de médecine légale.
Bruxelles : Editions De Boeck université ; 2007. p. 41-45.

9. BERRY T.G., SUMMITT J.B., CHUNG A.K.H., OSBORNE J.W.

Amalgam at the new millennium.
Am. Dent. Assoc. 1998 ; 129(11) : 1547-1556.

10. BLACK G.V.

A work on operative dentistry, volume 2 : the technical procedures in filling teeth.
Chicago : Medico dental publishing co ; 1908. p. 421-436.

11. BLACKWELL G., KASE R.

Technical characteristics of light-curing glass-ionomers and compomers.
Aca. Dent. Mater. 1996 ; 9 : 77-88.

12. BURDAIRON G.

Abrégé de biomatériaux dentaires. 2^e édition.
Paris : Masson ; 1990. p. 56-67.

13. BURGESS J., NORLING B., SUMMITT J.

Resin ionomer restorative materials. The new generation.
J Esthet Dent. 1994 ; 6(5) : 207-215.

14. CAUWELS R.

Therapy improvement of traumatized immature teeth.
Belgium : Ghent University, Faculty of Medicine and Health Sciences ; 2012. p. 64-72.

15. CHEN M.H.

Update on dental nanocomposites.
Journal of Dental Research. 2010 ; 89(6) : 549-560.

16. CHUNG K.

Effects of palladium addition on properties of dental amalgams.
Dent Mater. 1992 ; 8(3) : 190-192.

17. COHEN F.

Corrosion électrochimique des amalgames dentaires. Incidences secondaires sur la flore buccale.
Thèse Université Paris V – René Descartes ; 1988.

18. COURSON E., LANDRU M.M.

Odontologie pédiatrique au quotidien. 2^e édition.
Rueil-Malmaison : Edition CDP ; 2005. p. 76-82.

19. COURSON F., MULLER BOLLA M.

Vernis fluoré et scellement des sillons.
L'information dentaire. 2010 ; 92(9) : 73-76.

20. COURSON F., VITAL S., MULLER BOLLA M.

Gradient thérapeutique de la dent permanente en odontologie pédiatrique.
Revue francophone d'odontologie pédiatrique. 2012 ; 7(1) : 34-40.

21. CRAIG R.G.

Restorative dental materials. 9^e édition.
Mosby Elsevier 1993. p. 332-340.

22. CRISP S., et WILSON A.D.

Reactions in glass ionomer cements : The precipitation reaction.
J Dent Res. 1974 ; 53(6) : 1420-1424.

23. CRISP S., KENT B.E., LEWIS B.G., FERNER A.J., WILSON A.D.

Glass-ionomer cement formulations : The synthesis of novel polycarboxylic acids.
J Dent Res. 1980 ; 59(6) : 1055-1063.

24. DEAN, AVERY, MCDONAL.

Dentistry for the child and adolescent. 9^e édition.
Indianapolis : Mosby Elsevier ; 2011. p. 41-46.

25. DEGRANGE M.

Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires.

Dans : LASFARGUES J.J. Les résines composites : applications en dentisterie restauratrice ; 2007.
p. 3-20.

26. DE MOOR R.

La formulation des ionomères de verre et leur teneur en fluor.

Rev Belge Med. Dent. 1996 ; 51(3) : 9-21.

27. DE MUNCK J., VAN LANDUYT K.L., PNEUMANS M., POITEVIN A.

A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue : methods and results.

J Dent Res. 2005 ; 84(2) : 118-132.

28. DIETSCHI D.

Free-hand composites resin restorations : A key to anterior aesthetics.

Pract Periodont Aesthet Dent. 1995 ; 7(7) : 15-25.

29. DIETSCHI D.

Free-hand bonding in the esthetic treatment of anterior teeth : creating the illusion.

J Esthet Dent. 1997 ; 9(4) : 156-164.

30. DIETSCHI D.

Layering concepts in anterior composite restorations.

J Adhes Dent. 2001 ; 3(1) : 71-80.

31. DIETSCHI D.

Progrès significatifs dans la technique stratifiée des restaurations antérieures en composite.

Inf Dent. 2002 ; 84(3) : 127-131.

32. DIVYA K., SATISH G., SRINIVASA T., REDDY V., UMASHANKAR K., MOHANRAO B.

Comparative Evaluation of Sealing Ability of Four Different Restorative Materials Used as Coronal Sealants : An in Vitro Study.

Journal of International Oral Health. 2014 ; 6(4) : 12-17.

33. DROZ D., BLIQUE M.

Réflexions sur le scellement des puits et fissures.

Journal d'odonto-stomatologie pédiatrique. 2004 ; 11(4) : 207-218.

34. DROZ D., COURSON F., MULLER M., NANCY J., TERRIE B.

Recommandations SFOP : recommandations sur la pratique de scellement des puits et fissures.

Journal d'odonto-stomatologie pédiatrique. 2004 ; 2(3) : 223-228.

- 35. DUPAS C., GAUDIN A., PERRIN D., MARION D.**
Étanchéité des obturations coronaires.
Dans : EMC-Odontologie[en ligne] 2008. 8p. Article 23-063-F-10.
- 36. ENLOW D.H.**
Facial Growth. 3^e édition.
Philadelphie : Saunders Co ; 1990. p. 184-187.
- 37. FAYLE S.A.**
Molar Incisor Hypomineralisation : restorative management.
Eur J Paediatr Dent. 2003 ; 4(3) : 121-126.
- 38. FELTON D.A., COX C.F., ODOM M., KANOY B.E.**
Pulpal response to chemically cured and experimental light cured glass ionomer cavity liners.
Journal of prosthetic dentistry. 1991 ; 65(5) : 704-712.
- 39. FERRACANE J.L.**
Materials in dentistry : principles and applications.
Portland, Oregon : J.B. Lippincott Company : 1995. p. 56-69.
- 40. FORTIER J.P.**
Abrégé de pédodontie. 2^e édition.
Paris : Édition Masson ; 1987. p. 242-249.
- 41. FRANKL S.N., SHIERE F.R., FOGELS H.R.**
Should the parent remain with the child in the operatory ?
J dent Child. 1962 ; 29(1) : 150-163.
- 42. FUNG E.Y., EWOLDSEN N.O., St-GERMAIN H.A.**
Pharmacokinetics of bisphenol-A released from a dental sealant.
The journal of the american dental association. 2000 ; 131(1) : 51-58.
- 43. GERDOLLE D., MORTIER E., RICHARD A., VAILATI F.**
Full-mouth adhesive rehabilitation in a case of amelogenesis imperfecta : a 5 year follow-up case report.
The international journal of esthetic dentistry. 2015 ; 10(1) : 12-31.
- 44. GOLDBERG M., AYANOGLU C.**
Tissus non minéralisés et milieu buccal : histologie et biologie.
Paris : Édition Elsevier Masson 1997. p. 157-158.
- 45. HAYNAL W., PASINI A.**
Manuel de psychologie odontologique.
Paris : Édition Elsevier Masson 1992. p. 26-32.
- 46. HICKEL R., DASCH W., JANDA R., TYAS M., ANUS AVICE K.**
New direct restorative materials.
International dental journal. 1998 ; 48(1) : 3-16.

47. HORSTED BINDSLEV P., LARSEN M.J.

Release of fluoride from conventional and reinforced glass ionomer cements.
Journal of dental research. 1990 ; 98(5) : 451-455.

48. IGLESIAS A.M., SORENSEN S.E., CARTER T.M., WILKO R.A.

Some properties of high-copper amalgam alloys comparing hand and mechanical trituration.
Journal of prosthetic dentistry. 1984 ; 52(2) : 194-198.

49. JÄLEVIK B., KLINGBERG A.

Dental treatment, dental fear and behavior management problems in children with severe enamel hypo-mineralization of their permanent first molars.
Int J Paediatr Dent. 2002 ; 12(1) : 24-32.

50. JASMIN J.R., COUTON MAZET F.

Aspects psychologiques de l'enfant au cabinet dentaire.
Dans : EMC-Stomatologie. 1979.

51. JOHNSON G.H., POWELL L.V.

Effect of admixed Indium on properties of a dispersed-phase High-Copper dental amalgam.
Dent Mat. 1992 ; 8(6) : 366-369.

52. JOHNSON L.B., PAFFENBARGER G.C.

The role of zinc in dental amalgam.
J dent Res. 1980 ; 59(8) : 1412-1419.

53. JONAS P., AZZAB B., PICCARD B.

Étanchéité comparative des ciments polyalkénoates conventionnels et modifiés par adjonction de résine.
J Biomat Dent. 1995 ; 770 : 27-32.

54. KAEWSURIY A THUMRONG C., SOMA K.

Stress of tooth and PDL structure created by bite force.
Bull Tokyo Med Dent Univ. 1993 ; 40(4) : 217-232.

55. KATSUYAMA S., ISHIKAWA T, FUJII B.

Glass ionomer dental cement : the materials and their clinical use.
Ishiyaku EuroAmerica. 1993 ; 1(3) : 120-128.

56. KAVALOGLU CILDIR S., SANDALLI N.

Compressive strength, surface roughness, fluoride release and recharge of four new fluoride-releasing fissure sealants.
Dent Mater J. 2007 ; 26(3) : 335-341.

57. KIDD E.A.M., FEJERSKOV O.

What constitutes dental caries ? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms.
J Dent Res. 2004 ; 83(Spec No) : C35-C38.

58. KNIGHT G., BERRY T.C., BARGHI N., BURNS T.

Effects of Two Methods of Moisture Control on Marginal Microleakage Between Resin Composite and Etched Enamel : A Clinical Study.

International Journal of Prosthodontics. 1993 ; 6(5) : 475-479.

59. KODAKA T., SANO T., HIGASHI S.

Structural and calcification patterns of the neonatal line in the enamel of human deciduous teeth.

Scanning Microscopy. 1996 ; 10(3) : 737-743.

60. KOGA H., KAMEYAMA H., MATSUKUBO T., HIRAI Y., TAKAESU Y.

Comparison of short-term in vitro fluoride release and recharge from four different types of pit-and-fissure sealants.

Bull Tokyo Dent Coll. 2004 ; 45(3) : 173-179.

61. KOTSANOS N., KAKLAMANOS E.G., ARAPOSTATHIS K.

Treatment management of first permanent molars in children with Molar-Incisor-Hypomineralization.

Eur J Paediatr Dent. 2005 ; 6(4) : 179-184.

62. KOUBI S.A., BROUILLET J.L., PIGOLY C.

Restaurations esthétiques postérieures en technique directe.

Dans : EMC Odontologie [en ligne]. 2005 : 42-49.

63. KOVARIK R.E., HAUBENREICH J.E., GORE D.

Glass ionomer cements : a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material.

J Long Term Eff Med Implants. 2005 ; 15(6) : 655-671.

64. LASFARGUES J.J., BONTE E., GOLBERG M., JONAS P., TASSERY H.

Ciments verres ionomères et matériaux hybrides.

Dans : EMC Odontologie [en ligne] 1998. 18p. Article 23-065-K-10.

65. LASFARGUES J.J., KALEKA R., LOUIS J.J.

Le concept SiSta, un nouveau guide thérapeutique en cariology.

Réalité clinique. 2000 ; 11(1) : 103-122.

66. LASFARGUES J.J., COLON P.

Odontologie conservatrice et restauratrice tome 1 : une approche médicale globale.

Rueil-Malmaison : Éditions CdP ; 2009. p. 147-176.

67. LIN A., MCINTYRE N.S., DAVIDSON R.D.

Studies on the adhesion of glass ionomer cements to dentin.

Journal of dental research. 1992 ; 71(11) : 1836-1841.

68. LOBO M.M., PECHARKI G.D., TENGAN C., DA SILVA D.D., DA TAGLIAFERRO E.P., NAPIMOGA M.G.

Fluoride-releasing capacity and cariostatic effect provided by sealants.

J Oral Sci 2005 ; 47(1) : 35-41.

69. LOGAN W.H.G., KRONFELD R.

Development of the human jaws and surrounding structures from birth to the age of fifteen years.
American Dental Association. 1933 ; 20(3) : 379-428.

70. LOMBARDINI M., CHIESA M., SCRIBANTE A., COLOMBO M., POGGIO C.

Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness.
Dent Res J. 2012 ; 9(6) : 735-740.

71. LYGIDAKIS N.A., CHALIASOU A., SIOUNAS G.

Evaluation of composite restorations in hypomineralised permanent molars : a four year clinical study.
Eur J Paediatr Dent. 2003 ; 4(3) : 143-148.

72. LYGIDAKIS N.A., DIMOU G., MARINOU D.

Molar incisor hypomineralisation : A retrospective clinical study in Greek children.
Eur Arch Paediatr Dent. 2008 ; 9(4) : 200-206.

73. MAINARD, LOUIS.

Actualités en biomatériaux, volume 2.
Paris : Romillat 1993. p. 236-259.

74. MAIR L.H.

Ten years clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams.
Quintessence International. 1998 ; 29(8) : 483-490.

75. MANHART J., KUNZELMANN K.H., CHEN H.Y., HICKEL R.

Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins.
Dent Mater. 2000 ; 16(1) : 33-40.

76. MARKOWITZ K., MOYNIHAN M., LIU M., KIM S.

Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. A clinically oriented review.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992 ; 73(6) : 729-737.

77. MAROUF N., SIDHU S.K.

A study on radiopacity of different shades of resin-modified glass-ionomers restorative materials.
Oper Dent. 1998 ; 23(1) : 10-14.

78. MARSHALL G.W., CHANG Y.J., GANSKY S.A., MARSHALL S.J.

Demineralization of caries-affected transparent dentin by citric acid : an atomic force microscopy study.
Dent Mater. 2001 ; 17(1) : 45-52.

79. MC CABE J. B., YAN Z., AL NAIMI O.T., MAHMOUD G., ROLLAND S.L.

Smart materials in dentistry.
Aust Dent J. 2011 ; 56(Suppl 1) : 3-10.

80. MCDONALD, RALPH E.

Pedodontia Pedodontics Pediatric Dentistry.
Pediatric Dentistry. 2014 ; 36(5) : 48-65.

81. MERCIER J.P., ZAMBELLI G., KURSZ W.

Traité des matériaux I : Introduction à la science des matériaux.
Presses polytechniques. 1999. p. 78-87.

82. MEYER J.

Les ciments verres ionomères.
Réalités Cliniques 1991.

83. MITRA S.B.

Adhesion to dentin and physical properties of a light cured glass ionomer liner base.
J Dent Res.1991 ; 70(1) : 72-74.

84. MORRIER J.J., LEHEIS B., MILLET C.

Prothèses chez l'enfant.
Dans : Encycl. Med. Chir. Paris [en ligne] 2009. Article 28-755-T-10.

85. MOUNT G.J.

An atlas of glass ionomer cements : a clinician's guide. 2^e édition.
London : Martin Dunitz ; 1994. p. 170-178.

86. MOUNT G.J.

A new classification and techniques for simple restorative dentistry.
Ann R Aust Coll Dent Surg. 1998 ; 14 : 94-98.

87. MOUNT G.J.

A new cavity classification.
Aust Dent J. 1998 ; 43(3) : 153-159.

88. MOUNT G. J., TYAS M.J., DUKE E.S., LASFARGUES J.J., KALEKA R., HUME W.R.

A proposal for a new classification of lesions of exposed tooth surfaces.
Int Dent J. 2006 ; 56(2) : 82-91.

89. MUSANI I., PRABHAKAR AR.

Biomechanical stress analysis of mandibular first permanent molar restored with.
International journal of clinical pediatric dentistry. 2010 ; 3(1) : 7-9.

90. NAASAN M., WATSON T.F.

Conventional glass-ionomers as posterior restorations.
Am J Dent. 1998 ; 11(1) : 36-45.

91. NAULIN C.

Odontologie pédiatrique clinique.
Paris : Édition CdP ; 2011. p. 285-293.

92. O'BRIEN W.J., PhD, F.A.D.M.

Dental materials : Properties and selection. 4^e édition.
Michigan : Quintessence ; 1989. p. 56-87.

93. OPDAM N., VAN DE SANDE FH., BRONKHORST E., CENCI M., BOTTENBERG P., PALLESEN U., et al.

Longevity of posterior composite restorations : A systematic review and meta-analysis.
J Dent Res. 2014 ; 93(10) : 943-949.

94. ÖRTENGREN U., WELLENDORF H., KARLSSON S., RUYTER I.E.

Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment.

Journal of Oral Rehabilitation. 2001 ; 28(12) : 1106-1115.

95. OSBORNE J.W., SUMMITT J.B.

Cavity preparations that extend the clinical longevity of amalgam restorations.
J Ala Dent Assoc. 1993 ; 77(3) : 12-18.

96. PAMEIJER C.H., SEGAL E., RICHARDSON E.

Pulpal response to a glass-ionomer cement in primates.
J Prosthet Dent. 1981 ; 46(1) : 36-40.

97. PASINI W et HAYNAL A.

Manuel de psychologie odontologique.
Paris : Masson ; 1992. p. 57-65.

98. PIETTE E., GOLDBERG M.

La dent normale et pathologique.
Paris : Boeck supérieur ; 2001. p. 218-298.

99. PINKHAM J.R., CASAMASSIMO P.S., SAUNDERS W.B.

Pediatric dentistry : infancy through adolescence. 3^e édition.
Paris : Elsevier ; 1999. p. 87-99.

100. POSKUS L., PLACIDO E., CARDOSO P.

Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations.

Dent. Mat. 2004 ; 20(8) : 726-732.

101. POWERS J.M., BURGESS J.O.

Performance standards for competitive dental restorative materials.
Trans Acad Dent Mater. 1996 ; 9(5) : 68-76.

102. QVIST V., LAURBERG L., POULSEN A., TEGLERS P.

Longevity and canostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth : three-years results.

J Dent Res. 1997 ; 76(7) : 1387-1396.

103. RASKIN A., SALOMON J.P., SABBAGH J.

Les résines composites : classification-évolution.
Réalités Cliniques. 2005 ; 16(4) : 297-312.

104. ROULET J.F., DEGRANGE M..

Collages et adhésion : la révolution silencieuse.
Paris : Quintessence international ; 2001. p. 254-268.

105. SAYGILI G., SAHMALI S.

Comparative study of the physical properties of core materials.
Int J Periodontics Restorative Dent. 2002 ; 22(4) : 355-363.

106. SHIELDS E.D., BIXLER D., EL-KAFRAWY M.

A proposed classification for heritable human dentine defects with description of a new entity.
Archives of oral biology. 1973 ; 18(4) : 543-553.

107. SCHMALZ G.

The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials.
Eur Oral Sci. 1998 ; 106(2 Pt 2) : 696-706.

108. SCHOUR I.

Development and growth of teeth.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1948 ; 1(4) : 346-354.

109. SIXOU J.L., BAILLEUL FORESTIER I., DAJEAN TRUTAUD S., VAYSEE F.

Recommandations sur la prescription des fluorures de la naissance à l'adolescence.
J Odont Stomatol Pediatr. 2004 ; 11(3) : 157-167.

110. SKINNER E., PHILLIPS R.

Science des matériaux dentaires. 6^e édition.
Paris : Julien PRÉLAT ; 1971. p. 66-89.

111. TAVERNIER B.

Morphologie des dents temporaires.
Dans : EMC Médecine Buccale [en ligne] 1994. Article 28-005-I-10.

112. THERY HUGLY M., TODOROVA I.

La relation praticien-patient.
Dans : EMC-Odontologie [en ligne] 1998. 6p. Article 23-840-C-10.

113. TYAS M.J., PRENTICE L., BURROW M.

The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement.
Dent Mat. 2005 ; 21(6) : 505-510.

114. VAN LOVEREN C.

Antimicrobial activity of fluoride and its in vivo importance : Identification of research questions.
Caries Res. 2001 ; 35(suppl 1) : 65-70.

115. VAN NOORT R.

Introduction to dental materials. 3^e édition.
Paris : Mosby Elsevier 2007. p. 44-52.

116. VIRENDRA DHURU B.

Contemporary Dental Materials.
Oxford : Oxford University Press ; 2004. p.130-144.

117. VITAL S.

Formation et physiologie de la dent permanente immature : les répercussions cliniques.
Réalités Cliniques. 2012 ; 23 : 24-29.

118. VÖLKE W., COLNOT T., CSANADY G.A., FILSER J.G. et DEKANT W.

Metabolism and kinetics of bisphenol A in humans at low doses following oral administration.
Chem Res Toxicol. 2002 ; 15(10) : 1281-1287.

119. VREVEN J., RASKIN A., SABBAGH J., VERMEERSCH G., LELOUP G.

Obturation par un matériau : résines composites.
Dans : EMC-Odontologie [en ligne] 2005. 21p. Article 23-065-E-10.

120. WEERHEIJM K.L., JÄLEVIK B., ALALUUSUA S.

Molar-Incisor-Hypomineralization.
Caries Res. 2001 ; 35(5) : 390-391.

121. WENDL B., MUCHITSCH P., PICHELMAYER M., DROSCHL H., LANKMAYR E., MAIER E.

In vitro release of phosphoric acid ester from self-etching primer.
Journal of Dental Research. 2009 ; 88(5) : 439-442.

122. WIEGAND A., BUCHALLA W., ATTIN T.

Review on fluoride-releasing restorative materials : Fluoride release and influence on caries formation.
Dent Mater. 2007 ; 23(3) : 343-362.

123. WILLEM G., LAMBRECHT P., BRAEM M., VAN HERLE G.

Composite resins in the 21st century.
Quintessence international. 1993 ; 24(9) : 641-658.

124. WILLIAMS J.K., GOWANS A.J.

Hypomineralized first permanent molars and the orthodontist.
Eur J Paediatr Dent. 2003 ; 4(3) : 120-132.

125. WILLMOTT N.S., BRYAN R.A.E., DUGGAL M.S.

Molar Incisor Hypomineralisation : a literature review.
Eur Arch Paediatr Dent 2003 ; 4(9) : 114-120.

126. WILSON A.D., PROSSER H.J., POWIS D.M.

Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite.
Journal of dental research. 1983 ; 62(5) : 590-592.

127. WILSON A.D., MC LEAN J.W.

Glass ionomer cement.
Chicago : Quintessence international ; 1988. p. 224-234.

128. WILSON N.H.F.

Long-term performance of resin-bonded tooth-coloured restorations.
Academy of dental materials. 1996 ; 9 : 216-228.

129. WOELFEL J.B., SCHEID R.C.

Anatomie dentaire : Application à la pratique de la chirurgie dentaire.
Paris : Maloine ; 2007. p. 245-257.

130. ZUNZAREN R.

Guide clinique d'odontologie. 2^e édition.
Paris : Elsevier Masson ; 2014. p. 165-186.

2. Références électroniques

1. Medicalcul.

Schéma dentaire [en ligne]. (consulté le 07/02/15).
Disponible à partir de : <http://medicalcul.free.fr/schemdent.html>

2. Cabinet dentaire des Drs Verley et Bres.

Schéma de la denture permanente [en ligne]. 2010 (consulté le 08/02/15).
Disponible à partir de : <http://www.selarl-dr-bres-stephane.chirurgiens-dentistes.fr/conseils-les-differents-types-de-dents-6>

3. Wikipédia.

Durété Brinell [en ligne]. (modifié le 18/01 /2016 ; consulté le 15/02/15).
Disponible à partir de : http://fr.wikipedia.org/wiki/Durété_Brinell

4. Wikipédia.

Durété Vickers [en ligne]. 2015 (consulté le 15/02/15).
Disponible à partir de : http://fr.wikipedia.org/wiki/Durété_Vickers

5. Wikipédia.

Durété Rockwell [en ligne]. 2015 (consulté le 15/02/15).
Disponible à partir de : http://fr.wikipedia.org/wiki/Durété_Rockwell

6. TPE son et verre.

Courbe de traction [en ligne]. (consulté le 16/02/15).
Disponible à partir de : <http://tpeson-verre.weebly.com/deacuteformation-et-contraintes.html>

7. Campus cerimes.

Propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en odontologie [en ligne]. (consulté le 28/02/15).

Disponible à partir de :

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap4/site/html/cours.pdf>

8. Campus cerimes.

Les ciments verres ionomères [en ligne]. (consulté le 28/02/15).

Disponible à partir de :

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>

9. Campus cerimes.

Les ciments dentaires [en ligne]. (consulté le 21/03/15).

Disponible à partir de :

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap19/site/html/cours.pdf>

10. Scribd.

Diagramme de la cinétique de libération du fluor par les CVIc [en ligne]. (consulté le 01/04/15).

Disponible à partir de :

<http://fr.scribd.com/doc/51045519/Ciments-verres-ionomeres-et-materiaux-hybrides-23-065-K-10#scribd>

11. 3M France.

Ketac™ Molar Aplicap™ [en ligne]. (consulté le 05/04/15).

Disponible à partir de :

[http://solutions.3mfrance.fr/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?](http://solutions.3mfrance.fr/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1409708591000&locale=en_EU&assetType=MMM_Image&assetId=1361814996145&blobAttribute=ImageFile)

[lmd=1409708591000&locale=en_EU&assetType=MMM_Image&assetId=1361814996145&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.3mfrance.fr/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1409708591000&locale=en_EU&assetType=MMM_Image&assetId=1361814996145&blobAttribute=ImageFile)

12. Dentalelite.

Coffret GC Fuji II poudre et liquide [en ligne]. (consulté le 05/04/15).

Disponible à partir de :

<http://www.dentalelite.fr/verre-ionomere-51/fuji-ii-coffret-poudre-liquide-774.html>

13. GC Asia.

50 capsules GC Fuji II CAPSULE [en ligne]. (consulté le 05/04/15).

Disponible à partir de : <http://www.gcasia.info/proddet.asp?prodid=101>

14. Gordonengland.

Conversion HVN en MPa [en ligne]. (consulté le 08/04/15).

Disponible à partir de : <http://www.gordonengland.co.uk/hardness/hvconv.htm>

15. CHU Lyon.

Amalgame capsules pré-dosées [en ligne]. (consulté le 08/04/15).

Disponible à partir de : <http://nosobase.chu-lyon.fr/Reglementation/2000/Decision/141200.pdf>

16. Université Tlemcen.

Convertisseur des conductivités thermiques [en ligne]. (consulté le 08/04/15).

Disponible à partir de :

<http://www.univ-tlemcen.dz/~dep-gm/Convertisseur%20des%20Conductivites%20Thermiques.html>

17. HAS Santé.

Le risque carieux individuel [en ligne]. (consulté le 16/05/15).

Disponible à partir de :

http://has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/Puits_Sillons_recos.pdf

18. ADF.

Allergies amalgames [en ligne]. (consulté le 25/05/15).

Disponible à partir de : <http://www.adf.asso.fr/fr/presse/fiches-pratiques/amalgames-dentaires>

19. Forum Eugénol.

MIH [en ligne]. (consulté le 25/05/15).

Disponible à partir de : http://www.eugenol.com/attachments/0012/0619/RFOP_MIH.pdf

20. Orange.

La pulpotomie [en ligne]. (consulté le 26/05/15).

Disponible à partir de : <http://vay.pagesperso-orange.fr/ppo.PDF>

21. Université Nantes.

Les CVI par COLAT PARROS J. et coll. [en ligne]. (consulté le 10/06/15).

Disponible à partir de : <http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap19/.../cours.pdf>

22. Université Nantes.

Les CVI par ATTAL J.P. [en ligne]. (consulté le 10/06/15).

Disponible à partir de :

<http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>

23. Ordre chirurgiens dentistes.

Conseil national de l'ordre des chirurgiens dentistes, recommandations amalgames [en ligne]. (consulté le 16/06/15).

Disponible à partir de :

http://www.ordre-chirurgiens-dentistes.fr/actualites/annee-en-cours/actualites.html?tx_ttnews%5Btt_news%5D=519&cHash=cc9f80013e3f325d51e32297e3ad5654

24. TF1.

Smileys utilisés pour les tableaux « bilan » [en ligne]. (consulté le 02/01/2016).

Disponible à partir de : <http://m.mytflnews.fr/article/5143798>

25. ICDAS

Classification ICDAS [en ligne]. (consulté le 08/02/2016).

Disponible à partir de :

<http://www.icdas.org/iploads/French%20Criteria%manual%20ANNEXE%20DE%20ICDAS%2011-final.pdf>

Liste des tableaux

Tableau 1 : âges d'éruption des dents temporaires (d'après Logan et Kronfeld en 1935).....	13
Tableau 2 : âges d'éruption des dents permanentes (d'après Logan et Kronfeld en 1935 modifiés par Schour en 1960).....	15
Tableau 3 : dureté Vickers des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	18
Tableau 4 : dureté Knoop des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	18
Tableau 5 : module de Young des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	19
Tableau 6 : résistance à la rupture des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	20
Tableau 7 : résistance à la compression des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	20
Tableau 8 : résistance au cisaillement des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	20
Tableau 9 : coefficient de conductibilité thermique des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	21
Tableau 10 : coefficient de dilatation thermique des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	22
Tableau 11 : radio-opacité des tissus durs de la dent (d'après Vreven et coll. en 1996).....	24
Tableau 12 : tableau récapitulatif des propriétés des CVI.....	34
Tableau 13 : tableau récapitulatif des propriétés des CVIMAR.....	40
Tableau 14 : tableau récapitulatif des propriétés des résines composites de viscosité moyenne.....	50
Tableau 15 : tableau récapitulatif des propriétés des résines composites fluides.....	55
Tableau 16 : composition moyenne de la poudre d'alliage des amalgames dentaires	58
Tableau 17 : tableau récapitulatif des propriétés des amalgames.....	63
Tableau 18 : tableau récapitulatif des propriétés des eugénolates.....	69
Tableau 19 : guide de décision thérapeutique en fonction du stade évolutif des lésions carieuses (d'après Lasfargues et coll. en 2000).....	76
Tableau 20 : guide de décision thérapeutique en fonction du stade évolutif et du site des lésions carieuses (d'après Lasfargues et coll. en 2000).....	77
Tableau 21 : Tableau récapitulatif des critères de choix.....	86

Liste des figures

Figure 1 : schéma de la denture temporaire	13
Figure 2 : schéma de la denture permanente.....	15
Figure 3 : schéma de l'essai Vickers	17
Figure 4 : courbe de traction	19
Figure 5 : coffret 15g de poudre et 8ml de liquide	28
Figure 6 : 50 capsules GC Fuji II CAPSULE.....	28
Figure 7 : diagramme de la cinétique de libération du fluor par les CVI	31
Figure 8 : évolution des résines composites au fil des années	44

Table des matières

1. Caractéristiques du matériau de restauration coronaire idéal en odontologie pédiatrique.....	12
1.1. Rappels.....	13
1.1.1. Caractéristiques des dents temporaires.....	13
1.1.2. Caractéristiques des dents permanentes.....	15
1.2. Cahier des charges requis pour un matériau de restauration coronaire.....	17
1.2.1. Les propriétés mécaniques.....	17
1.2.1.1. La dureté.....	17
1.2.1.2. La résistance à la traction.....	18
1.2.1.3. La résistance à la compression.....	20
1.2.1.4. La résistance à la flexion	20
1.2.1.5. La résistance au cisaillement.....	20
1.2.1.6. La fatigue.....	21
1.2.1.7. La résistance au fluage.....	21
1.2.1.8. La résistance à l'usure.....	21
1.2.2. Les propriétés physiques.....	21
1.2.2.1. Le coefficient de conductibilité thermique.....	21
1.2.2.2. Le coefficient de conductivité électrique.....	22
1.2.2.3. Le coefficient de dilatation thermique.....	22
1.2.3. Étanchéité.....	22
1.2.4. Biocompatibilité	23
1.2.5. Longévité.....	23
1.2.6. Esthétique.....	23
1.2.7. Ergonomie.....	23
1.2.8. Coût.....	24
1.2.9. Compatibilité avec la procédure thérapeutique.....	24
1.2.10. Bioactivité.....	24
1.2.11. Propriétés radiographiques.....	24
2. Les matériaux de restauration coronaire.....	25
2.1. Introduction.....	26
2.2. Les ciments verres ionomères conventionnels.....	26
2.2.1. Définition et classification.....	26
2.2.1.1. Composition.....	26
2.2.1.2. Réaction de prise.....	27
2.2.1.3. Classification.....	27
2.2.1.4. Présentations commerciales.....	27
2.2.2. Propriétés mécaniques.....	28
2.2.2.1. Dureté.....	28
2.2.2.2. Résistance à la traction.....	29
2.2.2.3. Résistance à la compression.....	29
2.2.2.4. Résistance à la flexion.....	29
2.2.2.5. Module d'élasticité.....	29
2.2.2.6. Conclusion.....	29
2.2.3. Propriétés physiques.....	29
2.2.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	29
2.2.3.2. Contraction de prise.....	30
2.2.3.3. Solubilité.....	30

2.2.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	30
2.2.4. Propriétés biologiques.....	30
2.2.4.1. Biocompatibilité.....	30
2.2.4.2. Bioactivité.....	30
2.2.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	31
2.2.5.1. Esthétique.....	31
2.2.5.2. Radio-opacité.....	32
2.2.6. Ergonomie et coût.....	32
2.2.7. Protocole d'utilisation.....	33
2.2.8. Avantages et inconvénients.....	34
2.2.9. Indications et contre-indications.....	35
2.2.9.1. Indications du CVI.....	35
2.2.9.2. Contre-indications du CVI.....	35
2.3. Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine.....	36
2.3.1. Définition et classification.....	36
2.3.1.1. Composition	36
2.3.1.2. Réaction de prise.....	36
2.3.1.3. Classification.....	36
2.3.1.4. Présentation commerciale.....	36
2.3.2. Propriétés mécaniques.....	36
2.3.2.1. Dureté.....	36
2.3.2.2. Résistance à la traction.....	36
2.3.2.3. Résistance à la compression.....	37
2.3.2.4. Résistance à la flexion.....	37
2.3.2.5. Module d'élasticité.....	37
2.3.2.6. Fatigue en flexion	37
2.3.2.7. Résistance à l'usure.....	37
2.3.3. Propriétés physiques.....	37
2.3.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	37
2.3.3.2. Contraction de prise.....	37
2.3.3.3. Solubilité.....	37
2.3.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	38
2.3.4. Propriétés biologiques.....	38
2.3.4.1. Biocompatibilité.....	38
2.3.4.2. Bioactivité.....	38
2.3.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	38
2.3.5.1. Esthétique.....	38
2.3.5.2. Radio-opacité.....	38
2.3.6. Ergonomie et coût.....	38
2.3.7. Protocole d'utilisation.....	39
2.3.8. Avantages et inconvénients.....	40
2.3.9. Indications et contre-indications.....	41
2.3.9.1. Indications du CVIMAR.....	41
2.3.9.2. Contre-indications du CVIMAR.....	41
2.4. Les résines composites.....	42
2.4.1. Introduction.....	42
2.4.2. Les résines composites de viscosité moyenne.....	42
2.4.2.1. Définition et classification.....	42

2.4.2.1.1. Composition	42
2.4.2.1.2. Réaction de prise.....	43
2.4.2.1.3. Classification.....	43
2.4.2.1.4. Présentation commerciale.....	45
2.4.2.2. Propriétés mécaniques.....	45
2.4.2.2.1. Dureté.....	45
2.4.2.2.2. Résistance à la traction.....	45
2.4.2.2.3. Résistance à la compression.....	45
2.4.2.2.4. Résistance à la flexion.....	45
2.4.2.2.5. Résistance à l'usure.....	45
2.4.2.3. Propriétés physiques.....	45
2.4.2.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	45
2.4.2.3.2. Contraction de prise	46
2.4.2.3.3. Sensibilité hydrique	46
2.4.2.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	47
2.4.2.3.5. Coefficient de conductibilité thermique.....	47
2.4.2.4. Propriétés biologiques.....	47
2.4.2.4.1. Biocompatibilité	47
2.4.2.4.2. Bioactivité.....	47
2.4.2.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	47
2.4.2.5.1. Esthétique.....	47
2.4.2.5.2. Radio-opacité.....	47
2.4.2.6. Coût.....	48
2.4.2.7. Protocole d'utilisation.....	48
2.4.2.8. Avantages et inconvénients.....	50
2.4.2.9. Indications et contre-indications.....	51
2.4.2.9.1. Indications des résines composites de viscosité moyenne.....	51
2.4.2.9.2. Contre-indications des résines composites de viscosité moyenne.....	51
2.4.3. Les résines composites fluides et ultra-fluides.....	52
2.4.3.1. Définition et classification.....	52
2.4.3.1.1. Composition	52
2.4.3.1.2. Réaction de prise.....	52
2.4.3.1.3. Classification.....	52
2.4.3.1.4. Présentation commerciale.....	52
2.4.3.2. Propriétés mécaniques.....	52
2.4.3.2.1. Dureté.....	52
2.4.3.2.2. Résistance à la traction.....	52
2.4.3.2.3. Résistance à la compression.....	52
2.4.3.2.4. Résistance à la flexion.....	52
2.4.3.2.5. Module d'élasticité.....	53
2.4.3.2.6. Résistance à l'usure.....	53
2.4.3.3. Propriétés physiques.....	53
2.4.3.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	53
2.4.3.3.2. Contraction de prise.....	53
2.4.3.3.3. Solubilité.....	53
2.4.3.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	53
2.4.3.3.5. Coefficient de conductibilité thermique.....	53
2.4.3.4. Propriétés biologiques.....	53

2.4.3.4.1. Biocompatibilité.....	53
2.4.3.4.2. Bioactivité.....	53
2.4.3.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	54
2.4.3.5.1. Esthétique.....	54
2.4.3.5.2. Radio-opacité.....	54
2.4.3.6. Ergonomie et coût.....	54
2.4.3.7. Protocole d'utilisation.....	54
2.4.3.8. Avantages et inconvénients.....	55
2.4.3.9. Indications et contre-indications.....	56
2.4.3.9.1. Indications des résines composites fluides.....	56
2.4.3.9.2. Contre-indications des résines composites fluides.....	56
2.5. Les amalgames.....	57
2.5.1. Définition et classification.....	57
2.5.1.1. Composition.....	57
2.5.1.2. Réaction de prise.....	58
2.5.1.3. Classification.....	58
2.5.1.4. Présentation commerciale.....	59
2.5.2. Propriétés mécaniques	59
2.5.2.1. Dureté.....	59
2.5.2.2. Résistance à la traction.....	59
2.5.2.3. Résistance à la compression.....	59
2.5.2.4. Résistance à la flexion.....	59
2.5.2.5. Module d'élasticité.....	59
2.5.2.6. Résistance à l'usure.....	59
2.5.3. Propriétés physiques.....	59
2.5.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	59
2.5.3.2. Contraction de prise.....	60
2.5.3.3. Sensibilité hydrique.....	60
2.5.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	60
2.5.3.5. Coefficient de conductibilité thermique	60
2.5.3.6. Corrosion.....	60
2.5.4. Propriétés biologiques.....	60
2.5.4.1. Biocompatibilité.....	60
2.5.4.2. Bioactivité.....	61
2.5.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	61
2.5.5.1. Esthétique.....	61
2.5.5.2. Radio-opacité.....	61
2.5.6. Ergonomie et coût.....	61
2.5.7. Protocole d'utilisation.....	62
2.5.8. Avantages et inconvénients.....	63
2.5.9. Indications et contre-indications.....	64
2.5.9.1. Indications de l'amalgame.....	64
2.5.9.2. Contre-indications de l'amalgame.....	64
2.6. Les eugénolates renforcés.....	65
2.6.1. Définition et classification.....	65
2.6.1.1. Composition.....	65
2.6.1.2. Réaction de prise.....	65
2.6.1.3. Classification.....	65

2.6.1.4. Présentation commerciale.....	66
2.6.2. Propriétés mécaniques.....	66
2.6.2.1. Résistance à la traction.....	66
2.6.2.2. Résistance à la compression.....	66
2.6.2.3. Conclusion.....	66
2.6.3. Propriétés physiques.....	66
2.6.3.1. Adhésion aux tissus dentaires.....	66
2.6.3.2. Contraction de prise.....	66
2.6.3.3. Sensibilité hydrique.....	66
2.6.3.4. Coefficient de dilatation thermique.....	66
2.6.3.5. Coefficient de conductibilité thermique.....	66
2.6.4. Propriétés biologiques.....	67
2.6.4.1. Biocompatibilité.....	67
2.6.4.2. Bioactivité.....	67
2.6.5. Propriétés optiques et esthétiques.....	67
2.6.5.1. Esthétique.....	67
2.6.5.2. Radio-opacité.....	67
2.6.6. Ergonomie et coût.....	67
2.6.7. Protocole d'utilisation.....	67
2.6.8. Avantages et inconvénients.....	69
2.6.9. Indications et contre-indications.....	70
2.6.9.1. Indications des eugénolates.....	70
2.6.9.2. Contre-indications des eugénolates.....	70
3. Critères de choix pour un matériau de restauration coronaire en odontologie pédiatrique.....	71
3.1. Coopération de l'enfant	72
3.2. Le risque carieux individuel.....	73
3.3. Pérennité requise de l'obturation.....	74
3.3.1. En denture temporaire.....	74
3.3.2. En denture permanente.....	74
3.4. Le secteur concerné.....	74
3.4.1. La classification de Black.....	74
3.4.2. La classification SiSta.....	75
3.4.3. La classification ICDAS.....	78
3.4.4. Les cavités de classe I ou site I.....	78
3.4.5. Les cavités de classe II ou site 2.....	79
3.4.6. Les cavités de classe III ou IV ou site 2.....	79
3.4.7. Les cavités de classe V ou site 3.....	79
3.4.8. Forme de la cavité.....	80
3.5. La vitalité pulpaire :	80
3.5.1. En denture temporaire.....	80
3.5.1.1. Le coiffage pulpaire indirect.....	81
3.5.1.2. La pulpotomie (Chafaie).....	81
3.5.2. En denture permanente immature.....	81
3.5.2.1. La pulpotomie	82
3.6. Pathologies de l'enfant :	82
3.6.1. Allergies.....	82
3.6.2. Pathologies systémiques.....	82
3.6.3. Anomalies de structure des tissus dentaires.....	82

3.6.3.1. Hypominéralisations molaires-incisives (MIH)(Sociétés d'odontologie pédiatrique des pays méditerranéens, 2010).....	82
3.6.3.2. Amélogénèse imparfaite (Chafaie, 2010).....	84
3.6.3.3. Dentinogénèse imparfaite.....	84
3.7. Récapitulatif.....	85