



HAL
open science

Les matériaux d'obturation coronaire temporaire en odontologie conservatrice

Lucas Bardot

► **To cite this version:**

Lucas Bardot. Les matériaux d'obturation coronaire temporaire en odontologie conservatrice. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. hal-01931955

HAL Id: hal-01931955

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01931955>

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 NANCY – METZ
UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2017

N° 9422

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Lucas BARDOT

Né le 24 mai 1991 à Metz (57)

**LES MATÉRIAUX D'OBTURATION
CORONAIRE TEMPORAIRE EN
ODONTOLOGIE CONSERVATRICE**

Présentée et soutenue publiquement le 17 février

Examineurs de la thèse :

Pr. J-M. MARTRETE	Professeur des universités	Président
Dr. E. MORTIER	<u>Maître de Conférences</u>	Directeur de thèse
Dr. R. BALTHAZARD	Maître de Conférences	Juge
Dr. M. VINCENT	Maître de Conférences	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 propre 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. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -
Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS
Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme	<u>DROZ Dominique</u>	Maître de Conférences *
	Mme	JAGER Stéphanie	Maître de Conférences *
	M.	PREVOST Jacques	Maître de Conférences
	Mme	HERNANDEZ Magali	Assistante *
	M.	LEFAURE Quentin	Assistant
	M.	MERCIER Thomas	Assistant *
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u>	Professeur des Universités *
	M.	EGLOFF Benoît	Maître de Conférences *
	Mme	GREGOIRE Johanne	Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme	<u>CLEMENT Céline</u>	Maître de Conférences *
	Mme	LACZNY Emily	Assistante
	Mme	NASREDDINE Greyce	Assistante
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	<u>AMBROSINI Pascal</u>	Professeur des Universités *
	Mme	BISSON Catherine	Maître de Conférences *
	M.	JOSEPH David	Maître de Conférences *
	M.	PENAUD Jacques	Maître de Conférences
	Mme	MAYER-COUPIN Florence	Assistante
	Mme	PAOLI Nathalie	Assistante *
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation	Mme	<u>GUILLET-THIBAUT Julie</u>	Maître de Conférences *
	M.	BRAVETTI Pierre	Maître de Conférences
	Mme	PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences *
	M.	DELAITRE Bruno	Assistant
	Mme	KICHENBRAND Charlène	Assistante *
	Mme	NACHIT Myriam	Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	<u>YASUKAWA Kazutoyo</u>	Maître de Conférences *
	M.	MARTRETTE Jean-Marc	Professeur des Universités *
	Mme	EGLOFF Claire	Assistante*
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	<u>MORTIER Éric</u>	Maître de Conférences *
	M.	AMORY Christophe	Maître de Conférences
	M.	BALTHAZARD Rémy	Maître de Conférences *
	M.	ENGELS-DEUTSCH Marc	Maître de Conférences
	M.	GEVREY Alexis	Assistant
	Mme	GEBHARD Cécile	Assistante
	M.	VINCENT Marin	Maître de Conférences Associé
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	<u>DE MARCH Pascal</u>	Maître de Conférences
	M.	SCHOUVER Jacques	Maître de Conférences
	Mme	VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences *
	Mme	CORNE Pascale	Maître de Conférences Associé *
	M.	GILLET Marc	Assistant
	M.	HIRTZ Pierre	Assistant *
	M.	KANNENGIESSER François	Assistant
	Mme	MOEHREL Bethsabée	Assistante*
	M.	VUILLAUME Florian	Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u>	Professeur des Universités *
	Mme	MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences *
	M.	SALOMON Jean-Pierre	Maître de Conférences
	M.	HARLE Guillaume	Assistant Associé

Souligné : responsable de la sous-section * temps plein

Mis à jour le 16.11.2016

Monsieur le Docteur 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

Habilité à diriger des Recherches

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

Vous nous faites le grand honneur de présider notre thèse, votre pédagogie et vos qualités humaines envers les étudiants ont une valeur inestimable. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de notre sincère reconnaissance et profonde gratitude.

**À notre 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 Responsable de la sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse, pour votre aide et votre disponibilité quant à ce travail.

Veillez trouver ici le témoignage de ma sympathie et de ma profonde estime, tant pour vos qualités humaines que pédagogiques.

À notre jury,
Monsieur le Docteur Remy Balthazard

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences des Matériaux
Maître de Conférences de Universités - Praticien Hospitalier
Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous vous remercions chaleureusement d'avoir accepté de siéger dans ce jury. Nous vous sommes particulièrement reconnaissants pour vos qualités humaines, votre expérience clinique, votre gentillesse et votre humour nous ont donné goût. Veuillez trouver ici le témoignage de notre profonde reconnaissance.

**À notre jury,
Monsieur le Docteur Marin VINCENT**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences Associé - Praticien Hospitalier
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous vous remercions d'avoir gentiment accepté de siéger dans ce jury. Vous avez contribué à enrichir nos années d'études par votre disponibilité, votre patience et votre confiance. Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de notre sincère estime.

Sommaire

Introduction

1. Objectifs des obturations temporaires

1. 1. Étanchéité

- 1. 1. 1. Adaptation marginale
- 1. 1. 2. Stabilité dimensionnelle
- 1. 1. 3. Propriétés visco-élastiques
- 1. 1. 4. Adhérence
- 1. 1. 5. Conséquences défauts d'étanchéité
- 1. 1. 6. Moyens d'étude de l'étanchéité

1. 2. Propriétés mécaniques et physiques

1. 2. 1. Propriétés mécaniques

- Dureté
- Résistance à la traction
- Résistance à la compression
- Résistance à la flexion
- Résistance au cisaillement
- Résistance au fluage
- Fatigue
- Résistance à l'abrasion

1. 2. 2. Propriétés physiques

- Coefficient de conductivité thermique
- Coefficient de conductivité électrique
- Coefficient de dilatation thermique

1. 2. 3. Longévité

1. 2. 4. Comportement biologique

1. 2. 5. Propriétés optiques

1. 2. 6. Facilité d'emploi et de mise en œuvre

1. 2. 7. Compatibilité avec les autres matériaux

1. 2. 8. Coût

2. Les différents matériaux disponibles

2. 1. Les ciments minéraux

2. 1. 1. Les ciments au phosphate de zinc ou oxyphosphates

2. 1. 2. Les silicates

- 2. 1. 3. Les silico-phosphates
- 2. 1. 4. Ciment prêt à l'emploi à base de sulfate de calcium
- 2. 1. 5. Biodentine

2. 2. Les ciments organo-minéraux ou hybrides

- 2. 2. 1. Les ciments polycarboxyliques
- 2. 2. 2. Les ciments oxyde de zinc – eugéol ou eugénates ou eugénolates
- 2. 2. 3. Les ciments oxyde de zinc - eugéol modifiés par adjonction
- 2. 2. 4. Les ciments verre ionomeres
- 2. 2. 5. Les ciments verres ionomères hybrides ou ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine.
- 2. 2. 6. Les résines composites

2. 3. Récapitulatif

3. Critères de choix

- 3. 1. Vitalité pulpaire
- 3. 2. Durée temporisation
- 3. 3. Restauration future
- 3. 4. Localisation de la restauration
- 3. 5. Forme de la cavité
- 3. 6. Mise en œuvre et facilité d'utilisation

4. Indications des obturations temporaires

4. 1. Indication sur dent vivante

- 4. 1. 1. Patients poly cariés
- 4. 1. 2. Dents vitales au pronostic incertain
- 4. 1. 3. Inlay, onlay, overlay
- 4. 1. 4. Classe IV selon Black

4. 2. Indication sur dent non vivante

- 4. 2. 1. La temporisation au cours du traitement endodontique
- 4. 2. 2. L'éclaircissement interne

Conclusion

Liste des figures :

- Figure 1 : facteurs influençant le comportement biologique des matériaux de restauration (Colon et coll., 2010)
- Figure 2 : machine de traction réalisant un test de traction sur une éprouvette (source : <http://www.irstea.fr/la-recherche/unites-de-recherche>)
- Figure 3 : test de compression simple (Jacquot, 2010)
- Figure 4 : Schéma général des ciments (d'après Colat-Parros et coll., 2010)
- Figure 5 : pH des ciments au phosphate de zinc, après malaxage (d'après Colat-Parros et coll., 2010)
- Figure 6 : conditionnement Caviton®
(source : http://www.gceurope.com/pid/5/pic/pack_5.jpg)
- Figure 7 : conditionnement des différents Cavit®
(source : <http://www.smartpractice.com>)
- Figure 8 : présentation commerciale Biodentine® (Septodont) (d'après <http://www.infowebdental.com/dental/uploads/cp/2180431050e9ddb498178.png>)
- Figure 9 : IRM® de chez Dentsply présentation poudre/liquide (<http://www.dentaltix.com/fr/sites/default/files/irm-adhesivo.jpg>)
- Figure 10 : IRM® de chez Dentsply sous forme de capsule pré-dosée (http://www.dentalelite.fr/upload/050511_225808_PEEL_ED6DJh.jpg)
- Figure 11 : présentation du CVI en poudre/liquide et capsule pré-dosée (source : http://www.dentaleco.com/Product/Catalog/Verres_ionomeres)
- Figure 12 : deux formes de présentation des CVIMAR (Fuji I)
(source : http://www.megadental.fr/ecommercio/images/boutique/article/article_7223-088-bd.jpg)
- Figure 13 : Clip-F® (Voco) exemple de résine composite souple
- Figure 14 : bouche polycariée (d'après <http://www.toothandteeth.com>)

Liste des tableaux :

- Tableau 1 : Dureté Knoop des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 2 : module d'élasticité et résistance à la rupture des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 3 : résistance à la compression des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 4 : résistance au cisaillement des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 5 : conductibilité thermique des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 6 : coefficient linéaire de dilatation thermique linéaire des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)
- Tableau 7 : exemples de matériaux temporaires prêts à l'emploi. (d'après Loret, 2012)
- Tableau 8 : composition des différents Cavit® (Minkara, 2012)
- Tableau 9 : comparatif des propriétés des CVI conventionnels et des CVIMAR (d'après Lasfargues et coll., 1998)
- Tableau 10 : composition de différentes résines composites souples (Loret, 2012)
- Tableau 11 : comparatif des propriétés mécaniques des matériaux d'obturation temporaires (d'après Loret, 2012)
- Tableau 12 : récapitulatif des avantages/inconvénients des principaux matériaux d'obturations temporaires
- Tableau 13 : Activité inflammatoire de la pulpe et présence bactérienne à l'interface dent-restauration (Murray et coll., 2002)
- Tableau 14 : relation entre l'épaisseur de dentine résiduelle, la survie des odontoblastes et la sécrétion de dentine tertiaire (d'après Murray et coll., 2002)
- Tableau 15 : comparatif des différents matériaux temporaires en fonction des critères cliniques (d'après Minkara 2012)

Introduction

Le temps est une notion importante à prendre en compte dans le métier du chirurgien-dentiste. Parfois, il est nécessaire de savoir temporiser quand une situation clinique l'exige ; parfois au contraire, le praticien manque de temps pour parachever sa thérapeutique. Face à ce genre de situations, le praticien est amené quotidiennement à manipuler et à utiliser des matériaux ayant une vocation limitée dans le temps : les matériaux d'obturation temporaire. Le but de ces derniers est de permettre une transition adaptée vers une solution plus définitive, une restauration d'usage dans la majorité des cas.

Depuis plusieurs décennies, du fait de la recherche et des progrès réalisés, de nombreux matériaux émergent sur le marché avec des promesses de performances toujours accrues. Devant ce large panel, le chirurgien-dentiste se retrouve contraint à un choix parmi de multiples produits susceptibles de remplir le rôle d'obturation temporaire.

Cependant ces matériaux possèdent des propriétés différentes les uns par rapport aux autres que ce soit sur le plan mécanique, physico-chimique, optique et biologique. Il est donc important pour le chirurgien-dentiste de connaître ces dernières ainsi que de réaliser une analyse de la situation afin de déterminer quel matériau il pourra utiliser de façon la plus adaptée possible.

Pour tenter de comprendre le raisonnement que tout praticien doit avoir avant la réalisation d'une obturation temporaire, nous allons tout d'abord décrire le cahier des charges que doivent remplir ces obturations, avant de passer en revue les principaux matériaux disponibles. Nous étudierons ensuite les critères qui vont influencer le choix du praticien avant de conclure sur les indications des matériaux temporaires, que ce soit sur dents vitales ou non.

1. Objectifs des obturations temporaires

(Colon et coll., 2010)

Les matériaux d'obturations à vocation temporaire ont un cahier des charges à remplir de plus en plus complexe qu'aucun ne satisfait de façon exhaustive. Les objectifs à atteindre traités successivement dans cette partie sont l'étanchéité, les propriétés mécaniques et l'aspect esthétique. Les exigences annexes auxquelles doivent également répondre les matériaux de restauration coronaire seront ensuite abordées : mise en œuvre, coût, propriétés optiques, facilité de dépose et réparation.

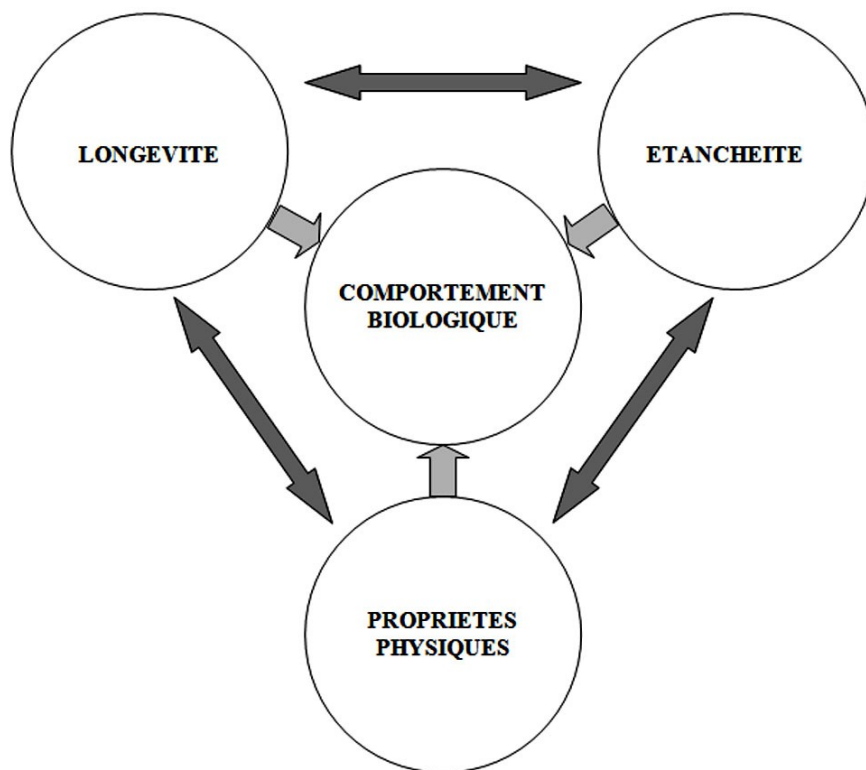


Figure 1 : facteurs influençant le comportement biologique des matériaux de restauration (Colon et coll., 2010)

1.1. Étanchéité

L'interface entre une paroi dentaire et un matériau d'obturation est dite étanche lorsque le joint matériau / dent s'oppose à toute infiltration de fluides et de bactéries (Lasfargues et Machtou, 2004), ce qui est à ne pas confondre avec l'herméticité, terme impropre en odontologie, qui caractérise la faculté d'un joint à être imperméable à tout corps, quelque soit son état (solide, liquide ou gazeux)

(Lasfargues et Machtou, 2004). L'étanchéité d'une restauration dépend de plusieurs facteurs développés ci-après.

1.1.1. Adaptation marginale

L'adaptation marginale peut être définie comme « le degré de proximité et d'engrènement entre le matériaux d'obturation et la paroi de la cavité de la dent » (Jablonski, 1982).

1.1.2. Stabilité dimensionnelle

Les variations dimensionnelles du matériau peuvent survenir lors de sa mise en place ou se produire *a posteriori* durant la fonction, de façon continue ou discontinue (McCabe et Walls, 2008).

Elles sont systématiques durant la phase de prise, que ce soit par expansion ou par rétraction, cette dernière étant toujours un facteur défavorable à l'étanchéité lors de l'obturation d'une cavité.

Après la prise, le matériau va être soumis aux conditions buccales (variations thermiques, « humidité », sollicitations mécaniques, ...). Des phénomènes de variations dimensionnelles plus ou moins significatifs sont susceptibles d'impacter les joints en fonction des coefficients de dilatation thermique et d'absorption hydrique secondaire du matériau (McCabe et Walls, 2008).

1.1.3. Propriétés viscoélastiques (Millet et Weiss, 2009 ; Zhi-Qiang, 2007)

La viscoélasticité est une réaction à la contrainte d'une matière se comportant comme si elle était composée d'un solide élastique et d'un fluide visqueux où l'écoulement serait dépendant de certains paramètres.

Ces derniers sont principalement la température, la charge, le gradient d'application de la charge. Cette caractéristique, différente suivant les matériaux, leur permet de se déformer plus ou moins légèrement lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique. Cette capacité favorise ainsi l'intégrité du joint périphérique.

1.1.4. Adhérence

L'adhésion est l'ensemble des phénomènes physico-chimiques et mécaniques qui contribuent à unir deux substances entre elles par leur surface. Il y a création d'une interface (Driessens, 1977) .

L'adhérence correspond à l'approche quantitative de l'adhésion (Driessens, 1977). Il s'agit d'une mesure, exprimée en Pascals (Pa) ou Méga-Pascals (MPa), représentant l'ensemble des phénomènes qui s'opposent à la séparation de deux corps en contact. Elle se traduit par la force à laquelle il faut soumettre un ensemble de deux corps « collés » pour les séparer. L'étanchéité augmente donc avec l'adhérence.

1.1.5. Conséquences d'un défaut d'étanchéité

Le défaut d'étanchéité d'une restauration génère des *hiatus* entre le matériau et les parois dentaires. La circulation du fluide buccal est alors permise au sein de ces discontinuités. Ces phénomènes dynamiques de percolation entraînent le passage de composants salivaires, d'ions, de molécules, de bactéries et des substances qu'elles libèrent, favorisant ainsi la contamination au niveau de l'interface dent /restauration. Une colonisation bactérienne peut s'observer dès que le *hiatus* mesure au moins 2 micromètres. La première conséquence de ces infiltrations est l'apparition de colorations marginales, puis rapidement les toxines et enzymes bactériennes sont responsables du développement de récives carieuses ou de pathologies pulpaires (Dupas, 2009).

1.1.6. Moyens d'étude de l'étanchéité (Gonzalez et coll., 1997)

Selon les études cliniques, la pérennité du joint entre la dent et l'obturation joue un rôle primordial dans la longévité des restaurations. Il est important de différencier les moyens d'investigations dans le milieu buccal et les études *in vitro*.

In vivo, les paramètres observés sont la sensibilité, la visibilité de micro-infiltrations et la présence de hiatus sur des radiographies rétro-alvéolaires. Il est important de noter que ces travaux ne présentent que peu d'intérêt pour comparer différents

matériaux entre eux mais permettent de suivre le comportement des obturations dans le milieu buccal.

Les nombreux moyens d'investigations *in vitro*, fondés pour la plupart sur l'utilisation de traceurs (comme les isotopes radioactifs, les colorants, les bactéries et leurs produits de dégradation) observés aux microscopes optiques et électroniques permettent de mettre en évidence l'interface dent/obturation.

La méthode par pénétration de colorant associée à différentes techniques d'imagerie est simple, rapide et la plus répandue. Il s'agit d'évaluer l'importance de la pénétration du colorant à l'interface dent/matériau après éventuel vieillissement artificiel par thermocyclage et mécanocyclage. L'inconvénient principal de ce procédé est que la mesure en deux dimensions ne rend pas compte de la densité de l'infiltration dans un modèle tridimensionnel (Dupas et coll., 2009).

D'autre part, ces évaluations de pénétration des bactéries à travers les obturations coronaires, destinées à comparer différents matériaux, ne reflètent que partiellement les conditions réelles du milieu buccal.

Les méthodes électriques permettent quant à elles, un enregistrement dynamique sur la dent entière. La mesure de l'impédance du circuit électrique formé fait apparaître les interférences liées aux infiltrations. Cette opération est effectuée à plusieurs reprises dans le temps pour évaluer le vieillissement des obturations.

Les micro-infiltrations peuvent également être étudiées par la technique des isotopes radioactifs (notamment le calcium sous forme de chlorure de calcium). Cette méthode est très sensible car les molécules d'isotope sont trois fois plus petites que les particules de colorants. De plus, la présence des isotopes peut être aisément détectée même à très faibles concentrations (Dupas et coll., 2009).

1.2. Propriétés mécaniques et physiques

1.2.1. Propriétés mécaniques

Les différentes propriétés mécaniques influent à la fois sur la résistance du matériau et donc sa longévité, mais également sur leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires calcifiés, de la dent traitée, mais aussi des dents proximales ou

antagonistes. Pour rappel, les valeurs de contraintes durant la fonction s'élèvent à environ 220N pour les incisives, 450N pour les prémolaires et 665N pour les molaires (Craig 1996). Les propriétés mécaniques successivement développées, jouent donc un rôle important notamment en ce qui concerne la pérennité de la restauration.

□ Dureté (Colon et coll., 2010)

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à une déformation plastique. En odontologie, les tests de dureté les plus utilisés sont les mesures de microdureté Vickers ou Knoop. Ils consistent à mesurer l'empreinte réalisée par un pénétrateur en diamant à base losange (Knoop) ou carrée (Vickers). La dureté va influencer la résistance à l'abrasion, la transmission des contraintes occlusales (au sein du matériau, à la dent traitée de même qu'aux dents antagonistes) et l'aptitude au polissage. A titre de comparaison, voici la dureté des tissus durs dentaires selon le test de Knoop (tableau 1).

Tableau 1 : Dureté Knoop des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Dureté Knoop (kg/mm²)	340	60

□ Résistance à la traction (Jacquot, 2010)

L'essai de traction nécessite la réalisation d'une éprouvette, barreau cylindrique ou de section rectangulaire. Cette dernière doit répondre à une géométrie et une calibration rigoureuses pour que le test ait du sens. Le principe est de placer cette éprouvette entre les mâchoires d'une machine de traction, qui tire dessus jusqu'à rupture de cette dernière.



Figure 2 : machine de traction réalisant un test de traction sur une éprouvette

(Source : <http://www.irstea.fr/la-recherche/unites-de-recherche>)

Plusieurs aspects du comportement mécanique d'un matériau peuvent être caractérisés grâce au test de traction :

- le module de Young (rigidité du matériau définit par son module d'élasticité longitudinal)
- l'existence ou non d'un domaine de déformation plastique
- la résistance à la rupture d'un matériau (tableau 2)

Tableau 2 : module d'élasticité et résistance à la rupture des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Module d'élasticité (module de Young) (GPa)	84	18
Résistance à la rupture (MPa)	10,3	98,7

- Résistance à la compression (Jacquot, 2010 ; Colon et coll., 2010)

La résistance à la compression correspond à la valeur de résistance maximale enregistrée lors de la rupture d'un échantillon cylindrique soumis à une contrainte uni-axiale en compression (figure 3). Les contraintes en compression s'exercent essentiellement lors de la mastication sur les faces occlusales des prémolaires et des molaires (tableau 3).

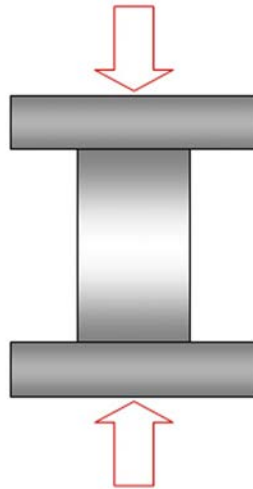


Figure 3 : test de compression simple (Jacquot, 2010)

Tableau 3 : résistance à la compression des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Résistance à la compression (MPa)	384	297

- Résistance à la flexion (Colon et coll., 2010)

La résistance à la flexion d'un matériau indique la capacité de résister à la fracture du corps testé. Les contraintes en flexion s'exercent essentiellement lors de la mastication sur le groupe incisivo-canin.

- Résistance au cisaillement (Sakaguchi et Powers, 2012)

Le cisaillement est une contrainte appliquée en deux points très proches mais dans des sens opposés. Ces contraintes en cisaillement s'exercent essentiellement à l'interface tissu dentaire/matériau de restauration. Le tableau 4 donne les valeurs de résistance de l'émail et de la dentine au cisaillement.

Tableau 4 : résistance au cisaillement des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Résistance au cisaillement (MPa)	90	138

- Résistance au fluage (Colon et coll., 2010)

Le fluage est une déformation plastique qui a pour conséquence une décohésion des bords de la restauration et donc une dégradation de l'adaptation marginale. En d'autres termes, il s'agit d'une déformation lente et retardée d'un corps soumis à une contrainte constante, provoquée par la durée d'application de cette contrainte (Larousse). Le fluage dépend notamment de la température, de la contrainte appliquée ainsi que de sa durée.

- Fatigue (Jacquot, 2010 ; Sakaguchi et Powers, 2012)

Les contraintes exercées sur les dents et plus particulièrement sur les restaurations temporaires n'ont pas de caractère constant mais varient dans le temps. Il existe en effet des cycles de contraintes pouvant induire la propagation de fissures au sein du matériau. Des phénomènes de rupture en relation avec des contraintes relativement faibles peuvent parfois être observés en présence d'un matériau préalablement fragilisé.

Ce phénomène de fatigue peut être généré par l'association ou non des différents types de contraintes (flexion, compression, cisaillement).

- Résistance à l'abrasion (Colon et coll., 2010)

Les surfaces de la dent et des matériaux de restauration vont subir des forces de frottements lors de la fonction masticatoire, voire lors d'éventuelles parafunctions telles que le bruxisme.

Ces dernières vont être responsables d'une perte de matériau à partir de la surface, d'une dégradation de l'état de surface du matériau et d'une altération de la forme de la restauration. Si la résistance à l'abrasion du matériau est plus faible que celle des tissus dentaires, une marche à l'interface dent/matériau marginal peut se créer. L'abrasion, résultat d'une friction entre les dents et un agent exogène ne doit pas être confondue avec l'attrition, usure des dents causées par leurs frottements mutuels (Ducharme, 2010).

1.2.2. Propriétés physiques

- Coefficient de conductivité thermique

La vitesse de transmission des variations thermiques progresse avec le coefficient de conductivité thermique du matériau. Le tableau 5 indique les valeurs de conductibilité thermique vers lesquelles les matériaux doivent tendre. Le manque de compatibilité thermique entre les matériaux et les tissus dentaires peut générer des sensibilités mais également des tensions mécaniques menant à des micro fractures (Bodzenta et coll., 2006).

Tableau 5 : conductibilité thermique des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Conductibilité thermique Cal.cm⁻¹. sec⁻¹. °C⁻¹	2,2. 10 ⁻³	1,5. 10 ⁻³

□ Coefficient de conductivité électrique

La conductivité électrique est la grandeur caractérisant la capacité d'un matériau à permettre le passage du courant électrique. Plus le coefficient de conductivité électrique est important plus les charges peuvent se déplacer librement en son sein. Le déplacement de ces dernières peut être à l'origine de phénomènes de sensibilité (Colon et coll., 2010).

□ Coefficient de dilatation thermique

La température dans la cavité buccale est susceptible de varier entre 5,6°C et 58,5°C environ (Moore et coll., 1999). Ces variations causent des phénomènes de dilatation et de rétraction tant sur les matériaux de restauration que sur les tissus dentaires. Si le coefficient de dilatation thermique du matériau de restauration temporaire est largement supérieur à celui des tissus dentaires (tableau 6), les joints dent/restauration sont fortement sollicités en traction et /ou en compression lors des variations de température. Ce phénomène est d'autant plus important que le volume du matériau augmente.

Tableau 6 : coefficient linéaire de dilatation thermique linéaire des tissus durs dentaires (Colon et coll., 2010)

	Émail	Dentine
Coefficient linéaire de dilatation thermique linéaire x 10⁻⁶/°C	11,4	8,6

1.2.3. Longévité (Schermann, 1999)

L'exigence de longévité des restaurations temporaires est moindre que celle des restaurations d'usage. Cependant, il reste primordial que les matériaux utilisés aient une durée de vie minimale durant laquelle leur étanchéité est conservée. De façon concomitante, plus la restauration est volumineuse ou vouée à une longue durée

(quelques semaines voire quelques mois), plus le matériau doit posséder des qualités mécaniques et physiques importantes.

1.2.4. Comportement biologique et biocompatibilité (Colon et coll., 2010)

La biocompatibilité d'un matériau a été définie par Exbrayat en 1998 comme «l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives ». La biocompatibilité peut être assimilée à la propriété du matériau d'agir avec une réponse appropriée de l'hôte dans une situation spécifique, en fonction du site ou de l'usage auquel il est destiné.

Les risques associés peuvent être de nature infectieuse, toxique, allergique ou mutagène.

L'interaction entre un biomatériau et son environnement se déroule au niveau l'interface tissu/matériau mais également à distance ou par voie tubulaire si le matériau se solubilise. La composition superficielle, les propriétés et l'état de surface d'un biomatériau sont donc des paramètres importants afin d'évaluer sa biocompatibilité. La présence d'éléments libres (produits de dégradation liés à des phénomènes d'usure ou électrochimiques) susceptibles de se déplacer dans les autres tissus ou dans le reste de la cavité buccale conditionne la toxicité éventuel du matériau utilisé. Ces produits peuvent également avoir un effet favorable comme une action antibactérienne ou anti-inflammatoire par exemple (Colon et coll., 2010). Un matériau dont l'état de surface est irrégulier ou présentant des porosités favorisant la rétention de plaque dentaire peut également être une cause d'agression du parodonte marginal (C. Wirth, 2005).

1.2.5. Propriétés optiques (Jensen et coll., 2007 ; Colon et coll., 2010)

Même si l'esthétique un facteur non négligeable pour le patient, il reste un critère de choix subsidiaire dans la réflexion pour la sélection d'un matériau destiné à une restauration au caractère temporaire. Le choix final ne doit donc pas privilégier ce critère.

1.2.6. Facilité d'emploi et de mise en œuvre

Elle reste une des propriétés requises primordiales pour un matériau de restauration temporaire (Jensen, et coll., 2007).

Il est important d'avoir une facilité relative de mise en œuvre. Les qualités du matériau ne doivent pas être trop « dépendantes » d'un contrôle strict des proportions d'un mélange à réaliser, de l'homogénéité d'une spatulation, d'une éventuelle contamination salivaire, de l'évaporation d'un solvant ou d'une réaction de prise s'initiant plus ou moins rapidement.

Ainsi, certains matériaux connaissent une dégradation importante de leurs propriétés intrinsèques en cas d'écart, même infime, par rapport aux paramètres de mise en œuvre indiqués alors que d'autres profitent de marges de tolérances accrues.

Le temps de prise doit également être compatible avec l'utilisation clinique en question.

Il importe aussi qu'un matériau de restauration temporaire puisse être déposé rapidement, éventuellement sans recours aux instruments rotatifs s'il s'agit de matériaux placés en inter-séance dans le cadre d'une restauration indirecte par exemple (Jensen et coll., 2007).

1.2.7. Compatibilité avec les autres matériaux

Le matériau d'obturation temporaire mis en place ne doit pas présenter de problèmes de compatibilité avec les médications canalaires temporaires et définitives ainsi qu'avec les matériaux utilisés ensuite pour la restauration d'usage (Jensen et coll., 2007).

1.2.8. Coût

Le coût du matériau de la restauration transitoire doit rester raisonnable et acceptable. Il ne doit pas dépasser celui de la restauration d'usage qui le remplacera.

2. Les différents matériaux disponibles

Il existe un large panel de matériaux susceptibles de reconstituer temporairement une perte de tissu dentaire au niveau coronaire. Parmi eux figurent les ciments, définis classiquement dans le dictionnaire Larousse comme « *une matière pulvérulente formant avec l'eau, ou une solution saline, une pâte plastique liante, susceptible d'agglomérer, en durcissant, des substances variées* ». En odontologie, ils résultent de la réaction entre une base (poudre) et un acide, un alcool ou de l'eau (liquide). La classification selon la nature chimique de ces derniers permet de distinguer les ciments à matrice minérale et ceux à matrice organo-minérale.

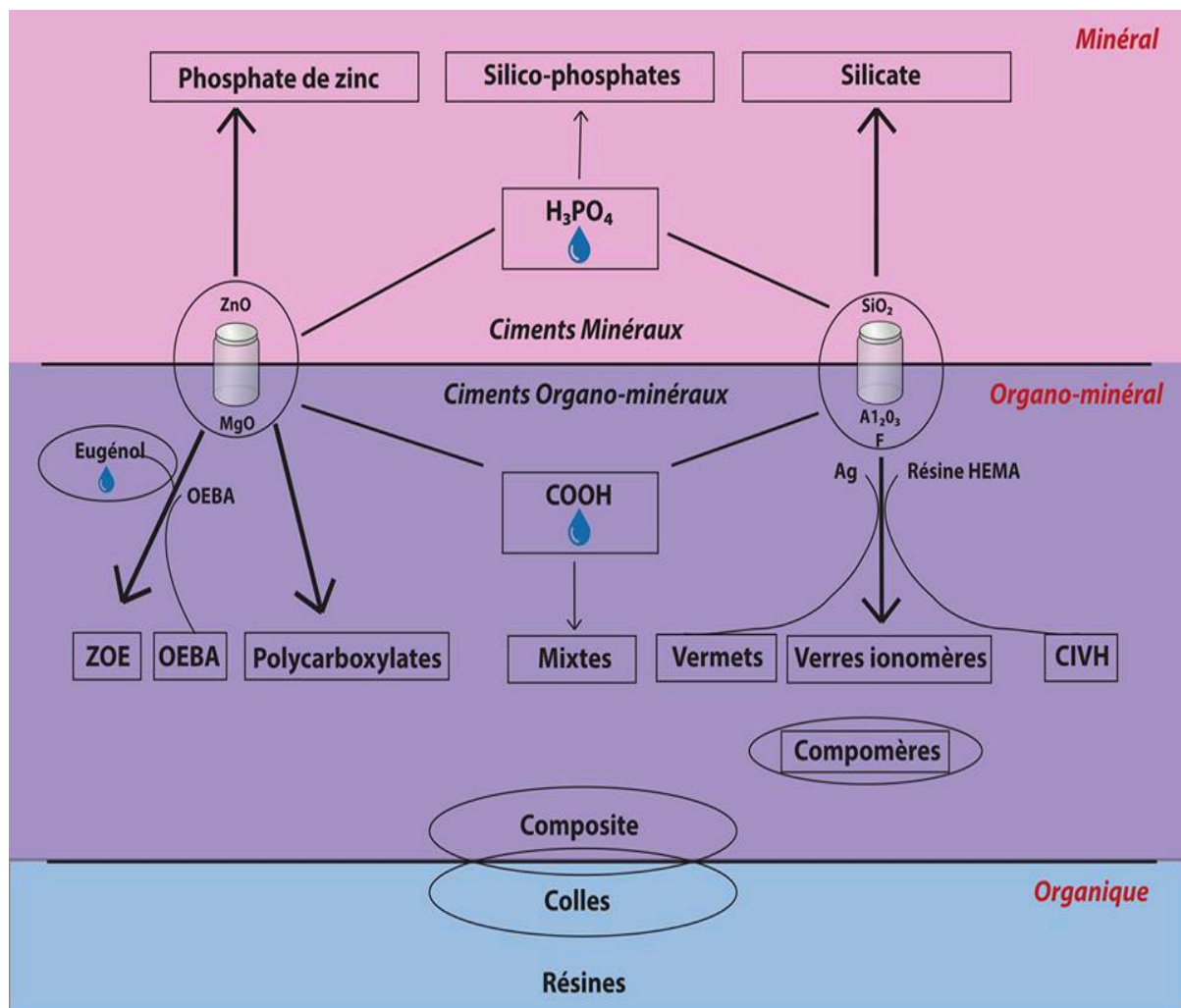


Figure 4 : Schéma général des ciments (d'après Colat-Parros et coll., 2010)

2.1. Les ciments minéraux

2.1.1. Les ciments au phosphate de zinc ou oxyphosphates

(Marzouk et coll., 1985 ; Scherman, 2000 ; Rifaï et coll., 2000)

□ Composition :

Ils sont obtenus par mélange extemporané d'une poudre et d'un liquide. La poudre est formée essentiellement :

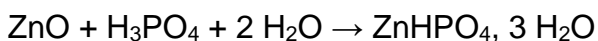
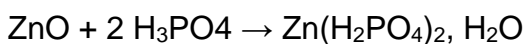
- d'oxyde de zinc ZnO (90 % environ)
- d'oxyde de magnésium, d'oxyde de bismuth, de dioxyde de silicium (10%)

Le liquide est lui composé :

- d'acide phosphorique (66 %)
- d'eau

L'action de l'acide phosphorique sur la poudre va se traduire par la formation de divers phosphates hydratés.

Il existe trois étapes lors de la réaction de prise :



L'action des phosphates provoque la prise en masse et le durcissement ultérieur. Après la prise la substance obtenue est dite « matrice à cœur », du fait de l'hétérogénéité des particules solides qu'elle contient.

□ Mise en œuvre :

Il convient tout d'abord d'homogénéiser le liquide car l'acide phosphorique est plus dense que l'eau. Prélever le liquide et la quantité de poudre nécessaire. Un rapport poudre liquide de 3,5 / 1 permet d'obtenir une consistance adaptée. La réduction du ratio poudre / liquide augmente le caractère soluble, fragile et irritant du matériau. Cette réaction étant exothermique, il est conseillé de mélanger lentement et de façon

incrémentielle pour limiter l'augmentation de température. Certains auteurs conseillent de réaliser la spatulation sur une plaque refroidie à 10°C (Marzouk et coll., 1985), à l'inverse d'autres considèrent que cela favorise la formation de condensation d'eau entraînant des modifications de l'hydrolyse des acides phosphoriques.

□ Avantages / inconvénients

Les ciments oxyphosphates présentent une bonne résistance à la compression (104 MPa) (Rifaï et coll., 2000).

Ces ciments permettent une « pseudo-adhésion » aux tissus dentaires de par l'action de l'acide orthophosphorique. Celui-ci provoque un auto mordantage sur les surfaces dentaires, créant ainsi une interaction mécanique par irrégularité de surface appelé micro-clavetage (Naoum et Chandler, 2002 ; Schermann, 2000)

Leur faible conductibilité thermique en fait de bons isolants aux variations de températures.

A contrario, leurs réactions de prise exothermique et leurs acidités résiduelles se révèlent être néfastes pour la pulpe. Le pH du ciment s'élève à environ 3,5 trois minutes après le malaxage pour atteindre la neutralité au bout de quelques jours (figure 5) (Colat-Parros et coll., 2010).

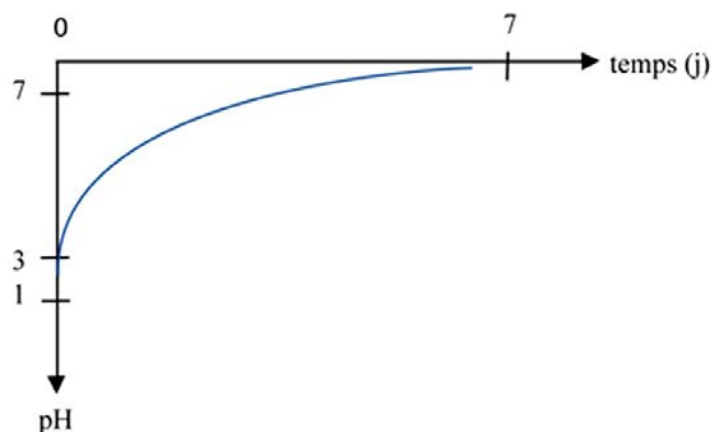


Figure 5 : pH des ciments au phosphate de zinc, après malaxage (d'après Colat-Parros et coll., 2010)

Certains auteurs ont considéré que ces ciments présentaient une bonne étanchéité comme nous le rapportent les travaux de Krakow (1977) et Bobotis (1989). Cependant, nombreuses sont les études contradictoires, comme celle de Marosky et

coll. (1977), montrant que les ciments oxyphosphates présenteraient en fait une mauvaise étanchéité au niveau des parois. Les ciments au phosphate de zinc engendrent des résultats inférieurs à ceux de deux matériaux prêts à l'emploi (Cavit® et Temp Seal®) et à l'eugénate en termes d'étanchéité. Les études les plus récentes vont également dans ce sens, mettant en évidence l'infériorité des oxyphosphates de zinc par rapport au Cavit® et à une résine composite à usage temporaire (Madaratiet coll., 2008).

De surcroît, le caractère inhomogène de la matrice entraîne une certaine solubilité et porosité de ce matériau dans les fluides buccaux. Elle autorise la pénétration progressive de molécules exogènes, limitant l'utilisation à long terme de ces ciments en tant que matériau d'obturation coronaire. (Scherman, 2000 ; Viennot et coll., 2008)

Même si les ciments au phosphate de zinc ont pu être conseillés en tant que matériau d'obturation temporaire, ils ne peuvent être désormais recommandés compte tenu de l'existence de matériaux dont l'étanchéité semble plus prédictible. Leur utilisation actuelle reste surtout indiquée dans le cadre d'un scellement définitif de prothèse fixe sur dents présentant un traitement endodontique.

2.1.2. Les silicates (Colat-Parros et coll., 2010)

Les ciments silicates résultent de la réaction d'une solution d'acide phosphorique H_3PO_4 tamponné et d' H_2O sur une poudre composée en majorité d'alumine Al_2O_3 et de fluoroalumine de sodium ou cryolithe Na_3AlF_6 , avec adjonctions de silice SiO_2 , de phosphate de sodium $NaPO_4$ et de calcium $Ca_3(PO_4)_2$, de fluorure de calcium CaF_2 et de sodium NaF.

Les ciments obtenus donnent des mélanges extrêmement acides évoluant difficilement vers un pH neutre. Ces matériaux d'obturation à visée esthétique, utilisés avant l'apparition des résines composites, sont aujourd'hui délaissés car ils sont agressifs pour la pulpe (Brännström et coll., 1979), colorent la dentine et se solubilisent relativement rapidement.

2.1.3. Les silico-phosphates (Colat-Parros et coll., 2010)

Les silico-phosphates sont générés par l'action de l'acide phosphorique sur une poudre composée d'oxyde de zinc ZnO et de verre silicaté $\text{Si}_2\text{O}_7\text{Al}_2$. Distribués sous plusieurs couleurs, ils étaient utilisés pour le scellement des couronnes et pour leurs propriétés esthétiques.

Du fait de leur insuffisance en termes d'adhésion ils sont aujourd'hui supplantés par les ciments verres ionomères, leurs dérivés hybrides et autres résines adhésives.

2.1.4. Ciment prêt à l'emploi à base de sulfate de calcium

(http://solutions.3mfrance.fr/wps/portal/3M/fr_FR/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/ ; Naoum et Chandler, 2002 ; Weston et coll., 2008 ; Ogura et Katsuumi, 2008 ; Raffin, 2012)

Cette classe de ciment englobe l'ensemble des matériaux à base de sulfate de calcium et d'oxyde de zinc. Ils se présentent sous la forme d'une pâte prête à l'emploi qui va durcir après sa mise en place.

Le Cavit®, étant le plus connu et le plus utilisé des matériaux d'obturation temporaire aux Etats-Unis selon une enquête de 2006 (Vail et Steffel, 2006), illustrera nos propos dans cette partie.

D'autres ciments de la même classe sont également présents sur le marché : Caviton® (figure 6), Coltosol F®, Cimavit™, Lumicon®, Hy-seal®, Canseal® ...



Figure 6 : conditionnement Caviton ®

(source : http://www.gceurope.com/pid/5/pic/pack_5.jpg)

- Composition :

L'hémi-hydrate de sulfate de calcium de type Cavit® possède une composition complexe à base de :

- oxyde de zinc
- sulfate de calcium
- sulfate de zinc
- acétate de glycol
- résines d'acétate de polyvinyle
- triéthanolamine
- pigments.

- Réaction de prise et mise en œuvre :

La prise hygroscopique de ce matériau se fait, comme son nom l'indique, par une absorption d'eau entraînant une dilatation importante (A.-L. Jensen et coll., 2007). Il peut absorber jusqu'à 9,6 % de son poids en liquide et présente une expansion de 14 % (Deveaux et coll., 1999). Dans la cavité buccale, cette eau provient de la salive.

- Avantages :

Ce type de matériau présente donc un coefficient d'expansion linéaire important. Celui-ci est presque deux fois plus important que pour les ZOE (Webber et coll., 1978). Associée à cette forte expansion de prise, la bonne stabilité dimensionnelle du Cavit® face aux variations de température lui confère une étanchéité immédiate correcte face à la percolation coronaire. Deveaux et coll. en 1992 considèrent que le Cavit® est plus étanche que l'IRM sur une période de 8 jours, étude confirmée par Balto (Balto, et coll., 2005). En 2006, une étude montre que le Cavit® est supérieur en termes d'étanchéité au Flow it® (résine composite fluide) et au Vitremener® (CVI) bien que tous trois montrent des signes d'infiltration (Sauáia et coll., 2006). De nombreuses études traitent ce sujet (Feliz Matos et coll., 2013 ; dos Santos et coll., 2014 ; Bello et coll., 2014).

Ce matériau présente également l'avantage d'être prêt à l'emploi, homogène et très facile à manipuler. Cette dernière caractéristique est intéressante car elle permet de réaliser la pose et la dépose du matériau d'obturation temporaire en peu de temps. Ce matériau ne présente en outre aucun pouvoir cytotoxique (Scherman, 2000).

- Inconvénients :

Le Cavit® possède des propriétés mécaniques limitées avec notamment une faible dureté (Naoum et Chandler, 2002). Ce matériau résiste donc très mal aux contraintes occlusales importantes ainsi qu'à l'abrasion.

La prise, par absorption d'eau, va également être à l'origine de divers inconvénients. Son important coefficient d'expansion linéaire va être responsable d'une porosité élevée par écartement des molécules du matériau. Une étude portant sur son étanchéité a révélé la présence de colorant dans le matériau lui-même, impliquant la possibilité d'une contamination au travers de ce dernier (Deveaux et coll., 1992). Ce phénomène d'expansion lui confère également une solubilité importante (Pieper et coll., 2009). En parallèle, la prise s'effectue par absorption d'eau provenant de la salive, dans laquelle les bactéries sont présentes en grand nombre mais peut également se faire au dépend du liquide intracanaliculaire. Ce dernier, aspiré vers le ciment, occasionne des mouvements hydriques intra-canaliculaires néfastes pouvant entraîner des lésions au niveau pulpaire (Scherman, 2000). Il est donc déconseillé d'utiliser le Cavit® et autres héli-hydrates de sulfate calcium au niveau de dents vivantes pour cette raison. En sus, le Cavit® présente une réaction de prise assez lente et son aspect est relativement inesthétique.

- Améliorations

Afin de répondre aux différentes indications cliniques, les fabricants ont élargi leur gamme en modifiant la composition des produits comme l'indique le tableau 7.

Tableau 7 : exemples de matériaux temporaires prêts à l'emploi. (d'après Loret, 2012)

Matériau	Fabricant	Composition
Cavidentin	Lazlo Laboratoire, Israël	= Cavit+ sulfates de potassium et d'aluminium(catalyseur)+ thynol (antiseptique)
Cavisol	Golchai co., Iran	Oxyde de zinc, sulfate de calcium, sulfate de zinc, acétate de glycol, polyvinyl, acétate autres
Cavit	3 M ESPE Dental AG, Allemagne	Oxyde de zinc, sulfate de calcium, sulfate de zinc, acétate de glycol, résines d'acétate de polyvinyle de chlorure, triethanolamine, pigments, talc, sulfate de barium
Cavit-G	3 M ESPE Dental AG, Allemagne	=Cavit-W avec une porportion moindre de résine d'acétate de polyvinyle
Cavit-W	3 M ESPE Dental AG, Allemagne	=Cavit avec une proportion moindre de polyvinyle
Cavition	GC Corporation, Tokyo, Japon	Plâtre de Paris, oxyde de zinc, acétate devynil, ethanol, autres
Cimavit	Pierre Rolland, France	Oxyde de zinc, plâtre, dibutyle phtalate
Cimpat N	Septodon NV-SA, Belgique	Oxyde de zinc, sulfate de zinc, talc, dibutyle phtalate
Cimpat S	Septodon NV-SA, Belgique	Oxyde de zinc, sulfate de zinc
Cina	Cina Bartar, Teheran, Iran	
Citodur	Dorident, Australie	Oxyde de zinc, sulfate de calcium, sulfate de zinc, acétate de glycol, polyvinyl acétate
Coltosol	Coltene Whaledent, USA	Sulfate de calcium hémi-hydraté, oxyde de zinc, sulfate de zinc
Detaferm	Detax GmbH et co, Allemagne	Fluorure de calcium, oxyde de zinc, sulfate de zinc
Fermin	Detax GmbH et co, Allemagne	Sulfate de zinc, oxyde de zinc
HY-Seal	SHOFU INC, Japon	Pierre dentaire, ester acétique de glycérine, chlorure polyvinylique, polymer acétate de vinyl, sulfate de calcium, dioxyde de titane, acide tannique, autres
Litrak	LASCOD Sesto, Italie	Oxyde de zinc, sulfate de zinc, sulfate de calcium, plastifiants, résines, arôme menthe, exipients
Lumicon	Hereaeus Kulzer Japan Co., Tokyo	Plâtre, oxyde de zinc, sulfate de zinc
Temp-Seal	Union Broach Co. Inc., USA	Oxyde de zinc , sulfate de calcium
Tempit	Beatpage, USA	



Figure 7 : conditionnement des différents Cavit®
(source : <http://www.smartpractice.com>)

Le Cavit W® et Cavit G® (figure 7) sont des variantes du Cavit®. Ils diffèrent de ce dernier par leur composition, entraînant notamment une modification de leur dureté. Ces deux produits sont constitués des mêmes éléments mais dans des proportions différentes.

Les indications figurant dans le tableau 8 sont fournies par le fabricant.

Tableau 8 : composition des différents Cavit® (Minkara, 2012)

	Cavit™ (rose)	Cavit™ W (blanc)	Cavit™ G (gris)
Composition	Sulfate de calcium Acétate de glycol Tri éthanol amine Acétate de polyvinyle Acétate de polychlorure de vinyle Pigments rouges	Oxyde de zinc Sulfate de calcium Diacétate de biséthylène (oxyéthylène) Sulfate de baryum Talc Sulfate de zinc Acétate de polyvinyle	
Indications	Obturation provisoire de restaurations occlusales	Obturation provisoire après traitement endodontique	Obturation provisoire de préparation d'inlay

La dureté et la stabilité dimensionnelle du Cavit® sont supérieures à celles du Cavit-W®, elles-mêmes supérieures à celles du Cavit-G®. Il a été montré que Cavit® et Cavit-W® ont une étanchéité équivalente, bien supérieure à celle du Cavit-G® (Jacquot et coll., 1996).

- Indications : (Raffin, 2012 ; Laslami et coll., 2014)

Au vu des propriétés préalablement décrites, les auteurs se sont intéressés aux indications de ces matériaux. Il en ressort que les ciments prêt à l'emploi de type sulfate de calcium doivent être utilisés dans des cavités, idéalement de faibles étendues, ayant une profondeur minimum de 3,5 mm (4mm pour certains auteurs comme Zmener en 2004) afin d'obtenir une bonne étanchéité coronaire (Naoum et Chandler, 2002). Leur utilisation est préférable dans les secteurs générant peu de contraintes occlusales comme par exemple au niveau des dents antérieures. Il est conseillé de ne l'utiliser que sur une période de plus de 14 jours (Hartwell et col., 2010). Certains auteurs repoussent cette limite à 21 jours (Deveaux et col., 1999).

2.1.5. Biodentine®

La Biodentine® est un matériau récent à base de silicate de calcium, à la composition très proche du MTA et disposant d'une granulométrie contrôlée.

La Biodentine® se présente sous la forme d'une capsule à usage unique contenant la poudre (figure 9) et de dosettes de chlorure de calcium. On ouvre la capsule et on y ajoute 5 gouttes de liquide. Cette dernière est alors mélangée dans un vibreur pendant 30 secondes. La prise, comprise entre 9 et 12 minutes, s'effectue en milieu humide.



Figure 8 : présentation commerciale Biodentine® (Septodont) (d'après <http://www.infowebdental.com/dental/uploads/cp/2180431050e9ddb498178.png>)

La Biodentine[®] possède une très bonne biocompatibilité, une absence de cytotoxicité envers le complexe dentino-pulpaire ainsi que la capacité d'induire l'apposition de dentine tertiaire ou réactionnelle (favorise l'étanchéité marginale)(Widbiller et coll., 2015).

Cette dernière faculté participe notamment à l'excellente étanchéité au niveau de l'interface avec l'émail et la dentine.

La Biodentine[®] possède également des propriétés mécaniques très favorables et proches de la dentine :

- une excellente résistance à la compression. Celle-ci passe de 120 MPa (après 1 heure) à 300 MPa au bout 28 jours, lui permettant d'être utilisé comme matériau d'obturation coronaire (Déjou et coll., 2005),

- une dureté de 25 HVN au bout de 24 heures évoluant à 90 HVN un mois après la pose (équivalent de la dureté de la dentine) (Nielsen et coll., 2016).

Ce matériau, de par ses propriétés biologiques et physiques, permet de remplacer les tissus dentaires endommagés tout en générant rapidement de la dentine réactionnelle. Elle peut ainsi être utilisée dans de nombreuses applications cliniques parmi lesquelles :

- réparation des résorptions internes et cervicales externes
- réparation des perforations radiculaires ou du plancher pulpaire
- création d'une barrière apicale
- obturation à rétro au cours de chirurgie endodontique
- coiffage pulpaire
- substitut dentinaire (fond de cavité)
- matériau d'obturation coronaire temporaire

Si dans la pratique, ce matériau peut très bien convenir pour les restaurations temporaires, son coût élevé rend son utilisation peu réaliste dans ce cadre.

2.2. Les ciments organo-minéraux ou hybrides

2.2.1. Les ciments poly-carboxyliques

(Scherman, 1999 ; Scherman, 2000 ; Rifaï et coll., 2000 ; McCabe et Walls, 2008 ; Colat-Parros et coll., 2011)

Les ciments poly-carboxyliques font partie de la famille des polyalkénoates. Ils peuvent être utilisés à la fois pour le scellement d'inlay-onlay, de prothèse implantoportée mais également pour les obturations temporaires ou en fond de cavité. Ils possèdent une opacité comparable aux eugénolates mais sont plus translucides (Colat-Parros et col., 2011). Le Durelon® (3M ESPE) en est un exemple commercial.

- Composition : (Colat-Parros et coll., 2011)

Ils se présentent sous la forme d'une poudre et d'un liquide.

La poudre contient :

- de l'oxyde de zinc (environ 55 % mais chiffre variable)
- de l'oxyde de magnésium : 1 à 5 %
- des charges siliciques (oxyde d'aluminium et fluorures stanneux notamment)

Le liquide est une solution visqueuse contenant :

- de l'acide polyacrylique
- de l'acide itaconique

- Réaction de prise :

Celle-ci résulte de la réaction de chélation aboutissant à un gel d'acides poly-carboxyliques hydratés contenant des particules d'oxyde de zinc, les acides étant reliés par des liaisons ioniques grâce au cation Zn^{2+} (Marzouk et coll., 1985).

- Mise en œuvre :

La prise étant exothermique, il est conseillé de réaliser la spatulation sur une plaque refroidie, la poudre étant incorporée en une seule fois puis spatulée 30 à 40 secondes. En effet, chaque apport d'oxyde de zinc donc de poudre accélère la réaction (Scherman, 2000).

Le prélèvement du liquide s'effectue juste avant utilisation pour éviter toute évaporation de l'eau présente dans ce dernier. Le rapport poudre/liquide peut varier de 1 à 2. Le ciment doit avoir un aspect « lustré » lors de son utilisation. Il ne doit pas être utilisé quand le mélange est devenu terne (signe de viscosité trop élevée) et éviter tout contact avec la salive lors de sa mise en place. Le temps de prise est d'environ 5 minutes.

- Avantages :

L'acide polyacrylique, semble procurer à ce matériau des propriétés adhésives intéressantes par formation de liaisons chimiques avec les protéines collagéniques de la dentine (Colat-Parros et coll., 2011).

La masse molaire élevée et le faible degré de dissociation de l'acide polyacrylique empêchent également le passage de ce dernier dans les tubulis dentinaires. Il en résulte une moindre irritation du complexe dentino-pulpaire par rapport au ciment orthophosphate (McCabe et Walls, 2008).

Ces ciments sont moins solubles dans l'eau que les eugénolates et ont une résistance à la compression équivalente aux oxyphosphates (Marzouk et coll., 1985). La faible conductibilité thermique des ciments polycarboxylates en font de bons isolants (Naoum et Chandler, 2002).

- Inconvénients :

Les ciments aux poly-carboxylates de zinc seraient poreux (Gadal 1992) et présenteraient une acidité initiale délétère (Gadal, 1992 ; Scherman, 2000).

Les études réalisées sur l'étanchéité de ces ciments proposent des résultats contradictoires. Pour Marosky, le ciment polycarboxylate est le moins performant pour prévenir l'infiltration d'un traceur radioactif comparé à 5 autres matériaux (Marosky, et coll., 1977). Une autre étude conclut en 1989 à des résultats semblables (Bobotis et coll., 1989). Pour Zmener, ce matériau présente des capacités similaires au Cavit®. Il ne présente donc pas les garanties suffisantes en termes d'étanchéité pour être utilisé (notamment au niveau des cavités d'accès) (Naoum et Chandler, 2002).

Malgré certaines propriétés intéressantes, les ciments au poly-carboxylate de zinc sont peu utilisés de nos jours pour l'obturation coronaire temporaire. Les études qui évaluent leur étanchéité apportant des résultats contradictoires, il semble plus sage d'utiliser des matériaux aux garanties supérieures.

2.2.2. Les ciments oxyde de zinc – eugénoles ou eugénates ou eugénolates (Scherman, 2000 ; Colat-Parros et coll., 2010)

Les ciments oxydes de zinc-eugénoles (ZOE) sont utilisés dans de très nombreuses indications : obturation provisoire, fond de cavité, obturation canalaire, scellement provisoire, pansement chirurgical, matériau à empreintes en prothèse amovible complète.

Les ciments oxyde de zinc-eugénoles utilisés dans le cadre d'obturations temporaires sont obtenus par mélange poudre et liquide. La poudre, insoluble dans l'eau et l'alcool, est constituée d'oxyde de zinc. Celui-ci doit être préparé à basse température afin d'être plus réactif. Le liquide est quant à lui obtenu par un mélange d'eugénoles (85 %) additionné d'huile d'olive notamment pour son rôle d'adoucissant et de plastifiant.

La présence d'eau, largement apportée par l'intermédiaire de la salive dans le milieu buccal, est indispensable au démarrage de la réaction. L'eau, également produit de la réaction, l'accélère à son tour. La prise entre l'oxyde de zinc et l'eugénoles résulte d'une chélation, fixation d'un ou plusieurs groupes de molécules organiques (eugénoles) sur un ion métallique (oxyde de zinc). Une molécule d'oxyde de zinc fixe 2 molécules d'eugénoles qu'elle relie entre elles :



Le caractère réversible de cette réaction explique l'hydrolyse de l'eugénolate aboutissant à une libération d'eugénoles lors du vieillissement. L'hydrolyse de l'eugénolate intervient à l'interface avec la dentine dès la mise en place du ciment. Une étude a d'ailleurs montré que la diffusion de l'eugénoles dépend plus de son hydrolyse que de la perméabilité dentinaire (Abou Hashieh et coll., 1998).

- Mise en œuvre :

Le rapport poudre/liquide recommandé est de 3 à 4. Cette proportion et le temps de spatulation influencent grandement les propriétés mécaniques et d'étanchéité du matériau. En effet, un rapport inférieur à celui recommandé par les fabricants va entraîner une diminution de l'étanchéité marginale, de sa qualité de résistance en augmentant sa solubilité. La résistance à la compression peut varier de 5 à 25 Mpa selon le ratio choisi (Dhuru, 2004). La spatulation doit être longue et vigoureuse jusqu'à l'obtention d'une consistance mastic.

- Avantage

Ce matériau présente un coefficient de variation thermique proche des tissus dentaires. Il bénéficie également de coefficients de conduction thermique et électrique qui en font un excellent matériau de protection vis-à-vis des chocs de cette nature (Smith, 1982). La présence d'eugénol confère à ces ciments des propriétés analgésiques et anti-inflammatoires à faible dose mais aussi bactéricides et antifongiques.

- Inconvénients :

L'eugénol est source d'inhibition de la polymérisation des résines composites (Hotz et coll., 1992). Son goût est désagréable pour le patient et peut générer allergie et agression de type brûlure au niveau des muqueuses buccales (Sarrami et coll., 2002). Enfin, le ciment oxyde de zinc eugénol est contre-indiqué en coiffage direct étant donné les particularités toxiques de l'eugénol vis-à-vis des cellules (Wennberg et Hasselgren, 1981 ; Anpo et coll., 2011).

D'autre part, la rétraction de prise est relativement importante puisqu'elle peut atteindre 0,9 % en milieu fortement humide (Terrier de la Chaise, 1974). Ces ciments sont également peu résistants à la compression (5 à 25 MPa) et à l'abrasion. Grâce à leurs qualités, les ciments oxyde de zinc eugénol apparaissent comme des matériaux de choix dans le cas d'obturation provisoire sur dents pulpées. Cependant leurs inconvénients (temps de prise long ; cytotoxicité cellulaire directe ; allergène potentiel ; mauvais vieillissement) ont poussé les fabricants à chercher à améliorer ce type de ciment.

2.2.3. Les ciments oxyde de zinc - eugénoles modifiés par adjonction (Rifai et coll., 2000 ; Scherman, 2000 ; Naoum et Chandler, 2002 ; Loret, 2012)

Malgré les avantages des ciments de type oxyde de zinc eugénoles classiques appelés ZOE, (cytotoxicité bactérienne, action sédative et anti-inflammatoire notamment), leurs inconvénients (cytotoxicité cellulaire directe, temps de prise long, propriétés mécaniques limitées, ...) ont incité les fabricants à améliorer ce type de ciment en modifiant sa composition tant au niveau de la poudre que du liquide.

Brauer, en remplaçant une grande quantité de l'eugénole par de l'acide ortho-éthoxybenzoïque, a obtenu un ciment dont la résistance à la compression et à la traction est beaucoup plus importante que celles des eugénates conventionnels (Colat-Parros et coll., 2011).

La toxicité des ZOE conventionnels est liée aux impuretés résiduelles de la préparation d'eugénole à partir du clou de girofle, parmi lesquels on trouve le furfural ($C_5H_4O_2$) et l'heptanone-2 (Wennberg et Hasselgren, 1981). Malgré des tentatives d'élimination ou d'adoucissement des impuretés par les chimistes, la solution au problème semble être de diminuer la libération d'eugénole libre en sursaturant le mélange en oxyde de zinc. Ce point est amélioré en utilisant une poudre exempte d'impuretés, aux cristaux les plus fins possibles (Gadal, 1992).

Afin d'améliorer le temps de prise de ces matériaux, différents accélérateurs ont été rajoutés dans les préparations. Il s'agit de l'acétate de zinc (ex : le Kalsogen plus), du propionate de zinc, du stéarate de zinc ainsi que de la colophane (Scherman, 2000).

Ces accélérateurs interviennent de la manière suivante :

- une libération d'eau plus grande, qui facilite la formation d'hydroxyde de zinc ainsi que la constitution d'ions eugénolates et permettant aussi d'obtenir un ZOE à prise rapide sans modifier les propriétés mécaniques

- une mise en solution d'un acide faible,

- l'utilisation d'un analogue de l'eugénole ayant des groupements hydroxyle ou hydroxyde plus nombreux ou plus accessible comme l'acide ortho-éthoxybenzoïque

L'augmentation de la résistance à la compression et la diminution de la solubilité de l'eugénolate sont obtenues le plus couramment par l'utilisation conjointe des

molécules d'EBA et d'alumine. Ces dernières modifient la structure tridimensionnelle du ciment lui conférant ainsi un meilleur vieillissement. De plus, l'alumine neutralise l'acidité du mélange lors de la réaction de prise (Graber, 1985).

La résine de type colophane est également utilisée pour améliorer la consistance de l'eugénolate tout en diminuant le temps de prise (Todd et Harrison, 1979).

Certaines molécules comme le poly-méthacrylate de méthyl, notamment présent dans l'IRM[®], vont être utilisées comme charges inertes et amélioreront la résistance à l'usure et à la compression par leur simple présence physique, sans qu'aucune réaction chimique particulière n'ait lieu (Scherman, 2000).



Figure 9 : IRM[®] de chez Dentsply présentation poudre/liquide (<http://www.dentaltix.com/fr/sites/default/files/irm-adhesivo.jpg>)

Le polystyrène peut être incorporé dans l'eugénol afin d'améliorer jusqu'à 25 % la résistance à la compression du matériau comme pour le Kalzinol[®] (Iqbal et Saad, 1998).

De nombreuses études sur l'étanchéité portent sur l'IRM[®] (figure 6), matériau à base de ZOE le plus fréquemment utilisé. Les résultats de celles-ci sont variables. De nombreux auteurs pensent que l'IRM[®] est moins performant que le Cavit[®] et ses dérivés pour prévenir la pénétration bactérienne ou aux autres colorants (Balto, 2002 ; Arna-Lee Jensen et Abbott, 2007 ; Ciftçi, et coll., 2009).

Les études réalisées in vivo par d'autres auteurs comme Beach, Zaia et Yamauchi mettent en exergue une étanchéité comparable entre le Cavit[®] et l'IRM[®] (Beach et coll., 1996 ; Zaia et coll., 2002 ; Yamauchi et coll., 2006).

L'étanchéité des ZOE renforcés, au caractère perfectible, semble toutefois être compensée par l'activité antibactérienne liée à la libération d'eugénol. Celle-ci est notamment dépendante de la mise en œuvre du matériau et de son rapport poudre/liquide.

- Mise en œuvre : (Naoum et Chandler, 2002)

Le mélange poudre/liquide est homogénéisé sur une plaque de verre dépoli à l'aide d'une spatule métallique (Scherman, 1999).

Le ratio poudre/liquide, facteur extrêmement important, influence les propriétés du matériau final. Un rapport poudre/liquide de 4 (0,4 g de poudre pour 1 ml de liquide) est conseillé afin d'obtenir le meilleur scellement au niveau de l'interface dentinaire tout en bénéficiant d'un effet bactéricide maximal (Pashley et coll., 1988). Un ratio poudre / liquide plus faible (2 pour 1) procure une meilleure étanchéité immédiate liée à un pouvoir antibactérien accru (présence de plus d'eugénol libre). Cependant, les propriétés mécaniques sont réduites et l'étanchéité diminue relativement vite. *A contrario*, un ratio poudre plus élevé (6 pour 1) favorise les propriétés mécaniques du matériau au détriment d'une moindre étanchéité.

L'insertion du matériau est réalisée lorsque celui-ci présente une consistance de type mastic. Une pression sur celui-ci est nécessaire afin d'obtenir une application intime au niveau des parois dentaires.

Ce matériau se présente également sous forme de capsules pré-dosées (figure 11) facilitant son utilisation et permettant un contrôle plus précis du ratio.



Figure 10 : IRM® de chez Dentsply sous forme de capsule pré-dosée (http://www.dentalelite.fr/upload/050511_225808_PEEL_ED6DJh.jpg)

Les ciments à base d'oxyde de zinc eugérol renforcé présentent donc les avantages propres aux ZOE tout en minimisant leurs points faibles (notamment une diminution du temps de prise et de la cytotoxicité). Malgré une étanchéité apparemment insuffisante, la combinaison de son activité antibactérienne et de ses propriétés mécaniques améliorées font de ce matériau un candidat approprié dans certains cas d'obturation temporaire et notamment dans les zones où les forces masticatoires s'exercent.

2.2.4. Les ciments verres ionomères (Attal, 2009)

En 1972, Wilson et Kent ont mis au point un nouveau matériau en utilisant la poudre des silicates et le liquide des ciments polycarboxylates de zinc : le premier ciment verre ionomère conventionnel était né (Attal, 2009). Ces ciments appartiennent à la famille des polyacrylates complexes ou polyalkénoates de verre.

- Composition :

Les CVI traditionnels sont composés d'une poudre et d'un liquide, le ciment étant le résultat d'une réaction acide-base entre ces deux éléments.

La poudre est un fluoro-alumino-silicate de calcium (Lasfargues et coll., 1998) composé comme son nom l'indique :

- d'alumine,
- de silice,
- de fluorure de calcium.

Celle-ci est obtenue par cuisson d'alumine et de silice avec un flux de fluorures de calcium et de sodium, d'aluminium et de phosphate. Le mélange est ensuite brutalement refroidi puis broyé.

Le liquide est une solution aqueuse d'acide polyacrylique contenant également : (Lasfargues et coll., 1998)

- de l'acide itaconique (durcisseur),
- de l'acide maléique (durcisseur),
- de l'acide tartrique (accélérateur de prise).

Il convient de retenir qu'il s'agit d'un acide polyakénoïque, c'est à dire possédant de nombreuses fonctions carboxyles qui sont notamment à l'origine des propriétés adhésives intrinsèques des CVI (Kovarik et coll., 2005).

Le liquide utilisé peut aussi être de l'eau distillée. Dans ce cas, l'acide est présent dans la poudre sous forme lyophilisée (Attal, 2009) afin de faciliter le dosage du liquide.

- Réaction de prise : (Attal, 2009)

Il s'agit d'une réaction de type acide-base. Lors du mélange, l'acide polyacrylique attaque le verre qui en retour libère des ions Ca^{2+} et Al^{3+} . Ces derniers vont se lier aux anions carboxyles pour former des polyacrylates de Ca^{2+} et d' Al^{3+} .

La réaction peut se schématiser de la façon suivante :

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

Le résultat obtenu est un ensemble de particules de verres enrobées dans une matrice de polyacrylate de Ca^{2+} et d' Al^{3+} .

- Présentations possibles :
 - poudre/liquide
 - poudre/eau
 - capsule pré-dosée (à privilégier pour des raisons de proportion)
- Avantages/inconvénients :

Les CVI présentent une bonne étanchéité immédiate. En effet, ils possèdent une capacité d'adhésion intrinsèque grâce à l'établissement de liaisons ioniques entre le calcium de l'hydroxyapatite et le groupement carboxylate de l'acide. De plus, la contraction de prise (comprise entre 3 à 5 %) n'entraîne que peu de contraintes au niveau de l'interface dent / matériau grâce à un temps de prise long (48h environ) et à la viscoélasticité du CVI non totalement pris. Ces deux dernières caractéristiques permettent au matériau de dissiper en son sein une partie des contraintes résultantes, favorisant ainsi le maintien de la qualité de l'étanchéité.

Les CVI possèdent un coefficient de dilatation thermique de l'ordre de $11.10^{-6} /^{\circ}\text{C}$, très proche de celui des tissus dentaires (émail $11.10^{-6} /^{\circ}\text{C}$, dentine $8.10^{-6} /^{\circ}\text{C}$). Ce facteur participe à la bonne étanchéité retardée (Attal, 2009).

Cependant, les ciments verre ionomères présentent une grande sensibilité à l'humidité mais aussi à la déshydratation lors de leur réaction de prise. Ainsi, l'eau présente dans la cavité buccale peut hydrolyser le sel de polyacrylate de Ca^{2+} . Celui-ci perd alors sa cohésion et se décompose. Le CVI en cours de prise est également très sensible à la déshydratation qui peut être à l'origine de contraction et de microfissures au sein du matériau. Cette « balance hydrique » est présente durant l'ensemble de la phase de prise du matériau (Attal, 2009).

Les faibles propriétés mécaniques de ces matériaux en résistance à la traction (15-17 MPa), à la flexion (20-30MPa) et à la compression (100-150MPa) sont leurs principaux inconvénients. Cependant si ces valeurs sont un handicap pour un matériau de restauration coronaire d'usage, elles restent tout à fait acceptables pour un matériau d'obturation temporaire (Lasfargues et coll., 1998).

Les CVI sont également bioactifs car capables de libérer localement des ions fluorures mais aussi de se recharger, dans une certaine mesure, grâce aux fluorures topiques. La libération de ces ions est à l'origine de l'effet cariostatique et de l'activité anti-bactérienne des CVI conventionnels, tout en permettant un renforcement de la structure hydroxyapatite de la dent et une reminéralisation des parois dentaires. Le pic de libération des ions fluorures a lieu dans les premières heures de la mise en place du CVI (Attal, 2009).

En termes de biocompatibilité, les CVI possèdent une tolérance pulpaire acceptable grâce à la haute masse molaire de l'acide polyacrylique qui l'empêche de se diffuser dans les tubulis dentinaires. Il est toutefois déconseillé de les placer trop près de la pulpe du fait de l'acidité présente dans le ciment avant sa prise. Ils sont également compatibles avec une bonne santé parodontale (Lasfargues et coll., 1998).

D'un point de vue esthétique, les CVI présentent des propriétés optiques insuffisantes pour un matériau d'usage mais sont acceptables dans le cadre d'une obturation temporaire.

- Indications :

Ces propriétés permettent l'utilisation des CVI dans les indications suivantes :

- en prothèse fixée en tant que matériaux de scellement,
- en orthodontie pour le scellement des braquets orthodontiques,
- en odontologie conservatrice dans les cas de situations délicates (cas à risques majorés d'échec, technique ART, utilisation en tant que matériau d'obturation primaire ou temporaire, comme substitut dentinaire dans les obturations sandwiches ouvertes et fermées ou encore pour le scellement des puits et des fissures).

- Mise en œuvre :

Il est conseillé de réaliser un traitement de surface préalable afin d'optimiser l'adhésion du CVI aux tissus dentaires en supprimant les boues de fraisage. Il est effectué à l'aide d'acide polyacrylique (Lasfargues et coll. ; 1998). La préparation est faite de préférence sur un bloc à spatuler non absorbant. Le strict respect des doses préconisées par le fabricant est indispensable pour optimiser les propriétés finales du CVI. La poudre doit être mélangée avec le liquide sur une surface limitée et en un minimum de temps, idéalement moins de trente secondes. La spatulation n'a pas pour vocation d'écraser la poudre pour la dissoudre dans le liquide mais uniquement de mouiller chaque particule par ce dernier. Il est recommandé aujourd'hui d'utiliser des capsules pré-dosées plus aptes à assurer un mélange de qualité (Attal, 2009).



Figure 11 : présentation du CVI en poudre/liquide et capsule pré-dosée
(Source : http://www.dentaleco.com/Product/Catalog/Verres_ionomeres)

Le mélange doit être d'aspect brillant avant mise en place. La protection de

l'obturation peut être réalisée avec un vernis ou un adhésif afin de minorer les problèmes liés à la balance hydrique. Le polissage éventuel doit être différé d'au moins 24 heures (Lasfargues, 1998). Une autre classe de CVI a vu le jour dans les années 90. Il s'agit des ciments verres ionomères dit condensables ou de haute viscosité, qui se différencient des CVI traditionnels par une nouvelle distribution de la taille des particules ainsi que par l'addition d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre. La réaction de prise demeure une réaction acide-base. Ils semblent cependant moins sensibles que les CVI conventionnels à l'équilibre hydrique et possèdent des propriétés mécaniques améliorées par rapport à ces derniers (Attal, 2009 ; Olegário et coll., 2015). Leur manipulation est également facilitée et sont donc indiqués dans les situations difficiles comme la technique ART notamment (Hilgert et coll., 2014).

2.2.5. Les ciments verres ionomères hybrides ou ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine

(Katsuyama et coll., 1993 ; Brouillet et coll., 1994 ; Goldberg et Lasfargues 1995 ; Bonte 1997 thèse ; Tarim b et coll., 1997 ; Lasfargues et coll., 1998 ; Bougrier 2011)

Les ciments verres ionomères hybrides ou modifiés par adjonction de résine ont été mis au point pour pallier les principaux inconvénients des CVI conventionnels.

Les CVIMAR se présentent généralement sous forme poudre/liquide et sont photopolymérisables, le principe étant de renforcer la matrice acide/base par une matrice résineuse.

La poudre est un mélange de particules de verre de fluoroaluminosilicate autorisant la libération d'ions Ca^{2+} , Al^{3+} , Na^+ , F^- associé à un complexe polyacide.

Le liquide est composé d'une solution aqueuse, contenant notamment de l'HEMA (2-hydroxy-ethyl-métacrylate, monomère hydrophile) associé à des photo-initiateurs de type camphroquinone (Lasfargues et coll., 1998).

Il existe également des formes plus complexes de CVIMAR dans lesquelles les chaînes de polyacides ont été modifiées afin de présenter un site de polymérisation inter-chaînes (Attal, 2009). La réaction de prise est double :

- une réaction acide-base identique à celle des CVI conventionnels,
- une réaction de polymérisation radicalaire initiée par la lumière.

Des liaisons croisées se forment ensuite entre les deux matrices (Lasfargues, 1991).

La photopolymérisation de la résine permet un durcissement initial tandis que la réaction acide-base continue de s'opérer, contribuant ainsi au durcissement final. Le terme de CVI photopolymérisable demeure toutefois impropre car il laisse supposer que la lumière initie également la réaction acide-base (Attal, 2009).

Il est estimé que la libération d'ions fluorures par les CVIMAR est globalement similaire ou légèrement inférieure à celle des CVI conventionnels. Cependant la capacité d'adhésion des CVIMAR aux tissus dentaires est de 8 à 12 MPa soit environ le double de celle des CVI conventionnels. Elle bénéficie du mécanisme complémentaire d'adhésion micromécanique lié à l'adjonction de résine ainsi qu'à l'amélioration des propriétés mécaniques du CVIMAR. En effet, exception faite de la résistance à l'usure, les résistances à la compression, à la tension, à la flexion et à la dessiccation ainsi que la dureté de surface des CVIMAR sont supérieures à celles des verres conventionnels. Les propriétés optiques de ce matériau sont également revues à la hausse (tableau 5) (Lasfargues et coll., 1998)

Tableau 9 : comparatif des propriétés des CVI conventionnels et des CVIMAR (d'après Lasfargues et coll., 1998)

Propriétés physiques et chimiques	CVI conventionnels	CVIMAR
Résistance à la compression (MPa)	100-150	100-200
Résistance à la traction (MPa)	15-17	20-40
Résistance à la flexion (MPa)	20-30	30-60
Résistance à la tension diamétrale (MPa)	-	40
Module d'élasticité (MPa)	20 000	16 000
Contraction volumétrique (%)	3	3
Absorption d'eau (mg/cm ³)	-	-
Résistance à l'usure en volume perdu (µm)	-	40 à 100
Dureté de Vickers (MPa)	1100	980
Limite de fatigue en flexion (MPa)	-	5320
Radio opacité (%)	60-70	60-70
Libération de fluor (µg/g)	700	420
Rugosité de surface après polissage (µm)	0,29	0,35
Diamètre des charges (µm)	12,5	1,8-5
Adhérence à l'émail en MPa (conditionneur)	4-5	5-12*
Adhérence à la dentine en MPa (conditionneur)	4-5	3-8*
Coefficient d'expansion thermique (ppm/°C)	4,9	13,4

Concernant l'étanchéité immédiate, les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine conservent les avantages des CVI auxquels s'ajoute une meilleure tolérance à la manipulation, propriété non négligeable lors de la mise en œuvre. La bonne résistance à l'hydrolyse (même dans les premières heures suivant la mise en place) et à la déshydratation, associée au caractère hydrophile des CVIMAR expliquent notamment la bonne performance de ces derniers dans des conditions cliniques difficiles. Au final, l'étanchéité des CVIMAR aux tissus dentaires est considérée comme excellente malgré une résistance à l'usure réduite et un coefficient de dilatation plus élevé lié à la présence de résine (Attal, 2009).



Figure 12 : deux formes de présentation des CVIMAR (Fuji I)

(D'après http://www.megadental.fr/ecommerce/images/boutique/article/article_7223-088-bd.jpg)

Tout comme les CVI conventionnels, les CVIMAR présentent une cytotoxicité pulpaire de proximité (Gaddal, 1992). L'adjonction de monomères d'HEMA chez ces derniers génère en sus une faible cytotoxicité pulpaire indirecte. Cependant, les études *in vivo* chez l'animal et chez l'homme permettent de conclure que les CVIMAR présentent les critères reconnus d'une bonne biocompatibilité pulpaire (Brouillet et coll., 1994 ; Tarim et coll., 1997). En effet, les réactions sous les CVI hybrides sont qualifiées de faibles à modérées.

La manipulation reste identique à celle des CVI traditionnels, exception faite de la photopolymérisation. Les systèmes pré-dosés demeurent conseillés (figure 8). Il est à noter que le polissage est possible durant la même séance contrairement aux CVI conventionnels.

Les qualités des ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine rendent leur choix logique dans la plupart des indications cliniques aujourd'hui par rapport aux CVI traditionnels.

2.2.6. Les résines composites

(Deveaux et coll. 1992 ; Naoum et Chandler 2002 ; Leprince et coll., 2010 ; Loret, 2012)

D'apparition relativement récente, le développement des résines composites souples à vocation temporaire a été favorisé par la popularité grandissante des matériaux photopolymérisables. L'objectif recherché est de simplifier la mise en œuvre et la manipulation tout en conservant les propriétés nécessaires au rôle que doit jouer une restauration temporaire.

Ces matériaux se présentent sous la forme d'une pâte à base résineuse dont le mécanisme de prise est déclenché par la photopolymérisation.

Leurs compositions (tableau 1) se caractérisent par la présence d'une matrice monomérique de diméthacrylate généralement couplée à des charges de type dioxyde de silicium/silicone (Naoum & Chandler, 2002 ; Loret 2012). Certains de ces matériaux à l'instar du Clip-F® (figure 9) ou du Tempit Ultra-F® peuvent également contenir des fluorures.



Figure 13 : Clip-F® (Voco) exemple de résine composite souple

Tableau 10 : composition de différentes résines composites souples (Loret, 2012)

Matériau	Fabriquant	Composition
Bioplic	Biodinamica, Brésil	dioxyde de silicium, diéthacrylate, charges inorganiques, fluorures
Clip	Voco Gmbh, Allemagne	hydroxyéthyl-méthacrylate, hydroxytoluène de butyle, ester d'acrylate et polymères
Clip-F	Voco Gmbh, Allemagne	diuréthane-diméthacrylate, hydroxytoluène de butyle, polymères et fluorures
Duotemp	Coltene Coltène, Suisse	oxyde de zinc, UDMA, sulfate de zinc monohydrate, fluorure
Fermit	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	diméthacrylates à haut poids moléculaire, dioxyde de silicium et des copolymères et autres
Fermit-N	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	diméthacrylates, dioxyde de silicium, copolymères et autres
Tempit Ultra	Centrix, USA	résine diuréthane diméthacrylate, dioxyde de silicium
Tempit Ultra-F	Centrix, USA	résine diuréthane diméthacrylate, dioxyde de silicium, fluorures
T.E.R.M.	Dentsply, USA	polymères d'uréthane diméthacrylate, charges inorganiques radio opaques, pigments, initiateurs, charges organiques prépolymérisées

Contrairement aux composites d'usage dont l'étanchéité repose sur un principe adhésif, l'étanchéité du joint dent/résine souple s'établit grâce à des variations dimensionnelles. Composé principalement de résine, ce matériau subit donc une forte contraction de prise (environ 2,5%) partiellement compensée par une expansion hydrique secondaire (Deveaux et coll., 1999 ; Naoum et Chandler, 2002). Les résultats des études portant sur l'étanchéité de ces matériaux sont variables. Pour certains, le TERM® apparaît inférieur au Cavit® et à l'IRM® (étude *in vivo* d'une durée de 3 semaines visant à obturer des cavités d'accès) (Beach et coll., 1996). D'autres auteurs pensent que leur efficacité est équivalente au Cavit® tant pour la prévention de l'infiltration de colorant que de bactéries (Deveaux et coll., 1992;

Deveaux et coll., 1999 ; Ciftçi et coll., 2009 ; Hartwell, et coll., 2010). Enfin certaines études concluent à la supériorité de ces matériaux.

On retrouve en effet les résultats suivants en termes d'étanchéité :

- une supériorité de TERM®, ce dernier étant lui-même supérieur au Caviton® (Suehara, et coll., 2006)
- une supériorité du Tempit ultra F® sur le Cavit® et l'IRM® (Koagel et coll., 2008),
- une supériorité du Bioclip® sur le Cavit® et sur l'IRM®(Pieper et coll., 2009).

Le mode d'insertion du matériau influence également l'étanchéité des résines composites souples. L'utilisation d'une seringue permet de prévenir l'établissement d'un hiatus entre le matériau et les parois dentaires grâce à une application plus précise (Naoum et Chandler, 2002).

Les résines composites temporaires bénéficient de propriétés mécaniques intéressantes. En effet, leur résistance à la compression et à l'usure ainsi que leur dureté sont nettement supérieures aux obturations provisoires prêtes à l'emploi. Elles sont également plus esthétiques (Naoum et Chandler, 2002).

Afin de faciliter leur utilisation en réduisant le nombre d'étapes cliniques, aucun conditionnement de surface (mordançage/application d'adhésif) n'est recommandé. Le matériau est directement mis en place à l'aide d'une spatule à bouche ou injecté grâce à une seringue. Leur translucidité permet une polymérisation en une couche, même pour une obturation supérieure à 2 mm (Pieper et coll., 2009). La dépose est également des plus simples car ce matériau peut être enlevé aisément à l'aide d'une sonde.

Les composites temporaires cumulent de nombreux avantages : leur facilité d'utilisation, de bonnes propriétés mécaniques ainsi que des propriétés mécaniques. Ils bénéficient en outre d'une étanchéité apparemment satisfaisante.

2. 3. Récapitulatif

La connaissance des qualités biologiques, des particularités mécaniques et du potentiel d'isolement des différents matériaux permet au chirurgien-dentiste de

choisir de façon la plus adaptée possible le produit à utiliser selon la situation clinique.

Le tableau 11 résume différentes propriétés des principaux matériaux cités.

Tableau 11 : comparatif des propriétés mécaniques des matériaux d'obturation temporaires (d'après Loret, 2012)

Matériaux	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	Coefficient de dilatation thermique ($\cdot 10^{-6}/C^{\circ}$)	Module d'élasticité (GPa)
Phosphate de zinc	14	5,5	Environ 8	13,5
Polycarboxylate	63	6,2		5,1
ZOE	6-28			
ZOE-EBA	63	4,1	faible	5
Cavit	5		14,2	
Biodentine	220-300		8	20
CVI	24-120	15-17	11	20
CVIMAR	24-200	20-23	12-15	16
Composite	300-230	25-72	30-23	4-9,5
Email	384		11	28,5
Dentine	300		8	18,5

Il paraît utile de préciser que les études sont essentiellement des études *in vitro* traitant l'étanchéité des différents matériaux d'obturation temporaire. Le manque de standardisation de ces études ainsi que la variété des méthodes employées rendent toutefois difficile la comparaisons des résultats d'autant plus qu'il n'existerait pas de corrélation entre la pénétration d'un colorant et celle de bactéries (Chailertvanitkul et coll., 2009). Ceci explique les nombreuses contradictions dans les études.

Le tableau 12 récapitule les principaux avantages et inconvénients des différents matériaux (Minkara, 2012).

Tableau 12 : récapitulatif des avantages/inconvénients des principaux matériaux d'obturations temporaires

Avantages	Inconvénients
Ciments phosphate de zinc	
<ul style="list-style-type: none"> - adhésion dentaire - bonne résistance mécanique - isolation thermique 	<ul style="list-style-type: none"> -Poreux -Prise très exothermique -Acidité initiale
Ciments provisoires prêts à l'emploi	
<ul style="list-style-type: none"> -facilité d'insertion et de désinsertion - étanchéité immédiate satisfaisante 	<ul style="list-style-type: none"> - très faibles propriétés mécaniques - sensible à la contamination hydrique - dégradation à court terme - déconseillé pour dents vitales
Ciments polycarboxylate de zinc	
<ul style="list-style-type: none"> - adhésion dentaire - bonne résistance mécanique - isolation thermique 	<ul style="list-style-type: none"> - poreux - sensible à la contamination hydrique - acidité initiale
Biodentine	
<ul style="list-style-type: none"> - tolérance de proximité pulpaire - dentino-inducteur -bonne étanchéité marginale - bonnes propriétés mécaniques 	<ul style="list-style-type: none"> - temps de prise long (12 à 15 minutes) - manipulation complexe - faible résistance à l'usure
Ciments oxyde de zinc-eugéol classique	
<ul style="list-style-type: none"> - antibactérien - anti-inflammatoire - action sédative et antalgique - bonne étanchéité immédiate - isolant thermique et électrique 	<ul style="list-style-type: none"> - cytotoxicité pulpaire de proximité - dégradation à court terme - faible résistance mécanique - prise lente - allergène potentiel - mauvaise étanchéité retardée - peut inhiber la polymérisation des composites
Ciment oxyde de zinc-eugéol modifié par adjonction	
<ul style="list-style-type: none"> - antibactérien - anti-inflammatoire - action sédative et antalgique - bonne étanchéité temporaire - isolant thermique et électrique - résistance mécanique à court terme 	<ul style="list-style-type: none"> - cytotoxicité pulpaire de proximité - dégradation à moyen terme - allergène potentiel - peut inhiber la polymérisation des composites
CVI conventionnels	
<ul style="list-style-type: none"> - bactériostatique - bonne adhésion - renforcement tissulaire 	<ul style="list-style-type: none"> - résistance mécanique assez faible - cytotoxicité pulpaire de proximité - sensibilité à l'humidité et à la déshydratation
CVIMAR	
Identique CVI associé à : <ul style="list-style-type: none"> - meilleure adhérence - meilleure résistance mécanique - meilleure résistance à l'humidité et la déshydratation - meilleures propriétés optique 	<ul style="list-style-type: none"> - difficile à déposer
Composite temporaire	
<ul style="list-style-type: none"> - facilité d'utilisation - propriétés esthétiques intéressantes - bonnes propriétés mécaniques - étanchéité apparemment satisfaisante 	<ul style="list-style-type: none"> - contraction de prise

3. Critères de choix

Le choix du matériau d'obturation temporaire se fait en tenant compte de différents critères cliniques : la vitalité pulpaire, la durée de temporisation, la restauration future, la localisation de la restauration, la forme de la cavité, la mise en œuvre et la facilité d'utilisation.

3.1. La vitalité pulpaire

Comme nous l'avons évoqué, les matériaux possèdent selon leur composition des propriétés, tantôt agressives tantôt protectrices pour le complexe dentino-pulpaire.

Il est donc important de prendre en compte la vitalité de la pulpe dentaire.

En effet, le matériau choisi doit préserver la vitalité pulpaire en mettant si possible en œuvre des propriétés thérapeutiques (sédatives, anti-inflammatoires, anti-bactériennes, notamment) tout en garantissant une étanchéité satisfaisante destinée à empêcher l'infiltration et la contamination bactérienne responsable de l'inflammation pulpaire.

Comme nous le rappellent Mount et Hume, l'eugénol possède une action anti-inflammatoire vis à vis de la pulpe voisine, une action anti-bactérienne efficace ainsi que des propriétés sédatives (Mount et coll., 2002). Ces propriétés font des eugénates classiques et améliorés de bons candidats en cas de restauration sur dent vivante.

Les CVI et CVIMAR peuvent également être utilisés pour leurs propriétés biologiques intéressantes liées à la libération de fluor notamment (action anti-bactérienne, renforcement des tissus dentaires minéralisés) ainsi que pour leur biocompatibilité correcte. En effet, les études *in vivo* chez l'humain et chez l'animal montrent une absence de réactions défavorables du complexe dentino-pulpaire sous les CVI et les CVIMAR (Dahl et Ørstavik, 2007). Cette réaction favorable s'explique également par une faible élévation de température du matériau pendant la prise, par un durcissement rapide du ciment (CVIMAR) qui fixe et limite la diffusion de ses composants potentiellement toxiques (silice et alumine) ainsi que par l'effet tampon de la dentine qui neutralise et empêche la diffusion en profondeur des polyacides de haute masse molaire (Mount, 2002).

En parallèle, une étude *in vitro* (Murray, et coll., 2002) montrant que l'oxyde de zinc eugénol et les CVIMAR sont susceptibles de prévenir le développement bactérien

jusqu'à un an dans les restaurations de cavités, confirme l'hypothèse selon laquelle l'absence de réactions défavorables du complexe dentino-pulpaire est essentiellement due à une pénétration bactérienne intra-canaliculaire faible ou nulle (Dahl et Ørstavik, 2007). Ce principe est illustré dans le tableau ci-dessous (tableau 13)

Tableau 13 : Activité inflammatoire de la pulpe et présence bactérienne à l'interface dent-restauration (Murray et coll., 2002)

Matériaux de restauration	Inflammation pulpaire (% de dents)			Infiltration bactérienne (% de dents)	
	Absence/Faible	Moyenne	Sévère	Non	Oui
Composite collé à la dentine	32	59	9	89	11
Composite collé à l'émail	38	56	0	76	24
CVIMAR	51	49	0	100	
ZOE	91	9	0	100	

La Biodentine® possède une excellente biocompatibilité permettant même de réaliser des coiffages pulpaire directs. Ce ciment possède en effet le pouvoir de stimuler l'apposition de dentine réactionnelle.

A contrario, certains matériaux contenant des composants susceptibles d'agresser le complexe dentino-pulpaire sont à éviter en cas de restaurations sur dents vivantes. Il s'agit notamment des ciments prêts à l'emploi qui, par leur prise hygroscopique, peuvent entraîner des phénomènes de sensibilités par absorption du fluide contenu dans les tubilis dentinaires (phénomène hydro-dynamique de Brännström). Sont également déconseillés les ciments phosphate de zinc qui présentent une forte acidité initiale ainsi qu'une exothermie de prise relativement importante (Scherman, 2000).

La nature et l'épaisseur de la dentine interposée entre la pulpe et le matériau jouent aussi un rôle important dans les réponses pulpaires (Murray et coll., 2002). En effet, plus la cavité est profonde et moins la dentine résiduelle protégera cette dernière, notamment de l'activité chimique des matériaux dentaires mis en place. L'influence de la réduction de l'épaisseur de dentine sur la survie des odontoblastes et sur l'activité réactionnelle de réparation de la dentine peut s'expliquer par un degré croissant de lésion cellulaire, en raison de la diminution des propriétés protectrices de la dentine. Cette corrélation est imagée par la tableau 14.

Tableau 14 : relation entre l'épaisseur de dentine résiduelle, la survie des odontoblastes et la sécrétion de dentine tertiaire (d'après Murray et coll., 2002)

Cavité	peu profonde	profonde	très profonde
Epaisseur de dentine résiduelle	3,0 à 0,5mm	0,5 et 0,25mm	0,25 à 0,01mm
Etat des odontoblastes	survivants	survivants	lésés
Nombre d'odontoblastes	pas de réduction	réduction de 5,6%	réduction de 41,7%
Production de dentine réactionnelle	minimale	maximale	minimale

3.2. Durée de temporisation

La durée de temporisation influence également le choix du praticien quant au matériau à utiliser. Celui-ci doit assurer une étanchéité satisfaisante durant toute la durée de temporisation (Deveaux et coll., 1992). Cette dernière peut varier de quelques jours à plusieurs mois.

Or, les propriétés des matériaux d'obturation temporaire ne sont pas immuables et évoluent dans le temps.

Selon Naoum et Chandler, les ciments oxyde de zinc eugénol renforcés dont l'IRM® peuvent assurer une étanchéité adéquate pour empêcher la pénétration bactérienne durant un traitement endodontique quand ce matériau est utilisé avec un faible rapport poudre/liquide (Naoum et Chandler, 2002).

Selon certaines études, un ciment prêt à l'emploi de type Cavit® ne doit pas être utilisé plus de 14 jours (Balto et coll., 2005 ; Hartwell et coll., 2010). Pour Madarati, le Coltosol® reste réservé à des périodes de temporisation inférieures à une à deux

semaines (Madarati et coll., 2008). Pour Deveaux, ce type de matériau assure une étanchéité favorable jusqu'à 21 jours (Deveaux et coll., 1999).

Certains auteurs conseillent d'ailleurs d'utiliser le Cavit® et l'IRM® en association afin de bénéficier des avantages des deux matériaux (étanchéité du Cavit® placé en fond de cavité et bonnes propriétés mécaniques de l'IRM®) et ainsi améliorer la durée d'utilisation potentielle de l'obturation temporaire (Pai et coll., 1999).

Selon une synthèse d'études (Loret, 2012) l'étanchéité procurée par les composites temporaires semble correcte sur une courte durée bien que certains fabricants revendiquent des périodes d'efficacité plus longues.

Pour Barthel, l'utilisation d'un CVI ou d'une combinaison IRM®/CVI permet de prévenir l'infiltration bactérienne jusqu'à 1 mois (Barthel et coll., 1999).

Dans le cadre des obturations temporaires de durées plus importantes, les CVIMAR seraient susceptibles d'assurer une étanchéité jusqu'à 3 mois (Tselnik et coll., 2004)

3.3. Restauration future (Naoum et Chandler, 2002)

Au-delà de la restauration temporaire, il est nécessaire de prendre en compte le type de matériaux qui remplacera cette dernière.

Parmi les choix possibles existe l'utilisation de résines composites. Or certains des matériaux précédemment évoqués contiennent de l'eugénol. Ce dernier est connu pour d'interférer sur la polymérisation de l'adhésif des résines composites entraînant ainsi une diminution de l'adhérence du composite aux tissus dentaires (Hansen et Asmussen 1987 ; Peters et coll., 2000). En effet, l'eugénol, dérivé du phénol d'origine végétale, a une importante activité anti-oxydante qui va piéger les radicaux libres produits pendant la phase d'initiation de la polymérisation radicalaire en réagissant avec leur groupe hydroxyle et ainsi inhiber la réaction de polymérisation des résines (Pigeon V, 2015).

Certains auteurs (Deveaux et coll., 1999 ; Carvalho et coll., 2007) concluent d'ailleurs leurs études sur le fait qu'il ne faut pas utiliser de matériaux temporaires contenant de l'eugénol avant la mise en place de restauration résine composite (Deveaux et coll., 1999 ; Carvalho et coll., 2007).

Certains auteurs, sont moins catégoriques concernant la restriction d'utilisation des matériaux d'obturation temporaire contenant de l'eugénol (Ajaj et coll., 2014). En effet, trois facteurs principaux semblent jouer un rôle.

- La durée de temporisation :

Toutes les études dans lesquelles des matériaux provisoires contenant de l'eugénol et ayant été retirés au bout de 24 heures ont montré une diminution significative de la force de liaison des résines composites mises en place ultérieurement (Paul et Schärer, 1997 ; Carvalho et coll., 2007 ; Fiori-Júnior et coll., 2010 ; Silva et coll., 2011). Cette observation va dans le sens avec l'étude de Hume rapportant que le pic de libération de l'eugénol culmine pendant les 24 premières heures de mise en place pour diminuer ensuite (Hume, 1988). De plus, de nombreuses études comme celle de Silva ont mis en évidence qu'aucun effet négatif significatif n'était à signaler lorsque la dépose était réalisée au bout de 7 jours (Silva et coll., 2011).

- La concentration en eugénol :

D'après Yap, l'utilisation d'un IRM® préparé avec un rapport poudre/liquide de 10 pour 1 n'affecte pas de façon significative la force de liaison du composite à la dentine, contrairement à un IRM® au rapport de 10 pour 2 (Yap et coll., 2001). Dans ce dernier cas, la diffusion de l'eugénol à travers la dentine serait plus importante et plus profonde, pouvant inhiber la polymérisation du système adhésif. Une étude montrant que la libération d'eugénol par un ZOE augmente lorsque le ratio poudre/liquide diminue, confirme cette hypothèse (Hume, 1984).

- Le type de système adhésif utilisé :

Il a été observé que l'effet de l'eugénol diffère d'un système adhésif à l'autre. L'utilisation d'un système M&R (mordançage/rinçage) donne de meilleurs résultats en termes d'adhésion qu'un système adhésif de type SAM (système auto mordançant) (Carvalho et coll., 2007). L'utilisation d'acide phosphorique à une concentration de 30 à 35 % va se traduire par une déminéralisation de la dentine sur une profondeur d'environ 10 micromètres et supprimerait ainsi

les résidus de ciment ou tout tissu dentaire contaminé (Naoum et Chandler, 2002).

Les résultats contradictoires de la littérature poussent à déconseiller l'utilisation de matériaux temporaires contenant de l'eugéno1 au niveau de cavités où une restauration à base de résine composite sera ultérieurement mise en place. Cependant quelques recommandations peuvent s'avérer utiles si cette utilisation devait tout de même être réalisée :

- les matériaux d'obturation temporaire contenant de l'eugéno1 ne doivent pas être formellement mis en œuvre comme indiquées par les fabricants ; des concentrations aussi élevées d'eugéno1 peuvent altérer l'adhérence tissu dentaire/résine composite,
- il semble judicieux d'attendre au minimum une semaine avant le remplacement des matériaux contenant de l'eugéno1 par des résines composites,
- le matériau provisoire doit être correctement déposé avant le collage car tous les résidus sont susceptibles d'entraver une liaison adhésive forte,
- l'emploi d'un système adhésif de type M&R est nécessaire.

3.4. Localisation de la restauration

En fonction de la localisation sur l'arcade dentaire ainsi que de la présence ou non d'une dent antagoniste, la dent et la restauration vont subir des contraintes occlusales plus ou moins élevées liées aux phénomènes de mastication notamment. Ces dernières sont d'autant plus importantes dans les zones postérieures (secteurs prémolo-molaires).

Le choix du matériau de restauration doit donc également tenir compte de ses capacités à résister aux contraintes, sous peine de voir ses propriétés et l'étanchéité de la restauration altérées. Une étude *in vitro* évaluant à l'aide de traceur radioactifs la résistance mécanique du Cavit® et de l'IRM®, a en effet mis en exergue que l'étanchéité des restaurations temporaires peut être sérieusement diminuée par les contraintes liées à la fonction masticatoire (Lieberman et coll., 2001). Il a ainsi mis en avant que l'IRM®, confronté à des charges occlusales importantes et répétées, conserve une bonne étanchéité alors que le Cavit® se détériore et perd la sienne très rapidement.

D'autres auteurs confirment la faible résistance des ciments prêts à l'emploi. Ils ont montré que le Caviton® (ciment héli-hydrate prêt à l'emploi) et le Temporary Pack® (ciment oxyde de zinc) résistaient moins bien à l'usure que le TERM® (résine composite souple) et le Neodyne® (ZOE) quand ils sont soumis à des charges répétitives (Suehara, et coll., 2006).

En se référant à ces études, il apparaît que l'utilisation de ciment prêt à l'emploi comme le Cavit® est déconseillé au niveau de zone à forte sollicitation occlusale (secteur postérieur).

De nos jours, l'esthétique prend une place très importante pour les patients et doit être prise en compte dans notre réflexion. En fonction du délabrement et de la localisation de la dent, le praticien adapte son choix. Ainsi, même pour une période temporaire, les restaurations intéressant le secteur antérieur (hors face palatine) doivent être acceptables esthétiquement. Les résines composites photopolymérisables et CVIMAR sont alors à privilégier dans ces zones. Il faut cependant garder à l'esprit que l'esthétique ne doit pas aveuglement guider notre choix. En cas de délabrement important sur une dent du secteur antérieur, le praticien peut également avoir recours aux couronnes provisoires.

3.5. Forme de la cavité (nombre de parois, épaisseur de l'obturation temporaire)

L'étanchéité du joint matériau/tissus dentaires va également être influencée par l'importance de l'étendue ainsi que par la forme de la cavité à obturer. L'obtention d'une étanchéité dent/restauration satisfaisante n'est pas toujours possible lorsque la perte de substance est sous-gingivale ou que les parois résiduelles ne sont pas suffisantes en nombre ou en hauteur ou encore trop de dépouilles.

La forme de la restauration joue aussi un rôle. Ainsi, Laustsen montre que sous la pression liée à l'expansion hygroscopique des ciments prêts à l'emploi, utilisés dans des cavités de type mésio-occluso-distale, peuvent se développer des fêlures et fractures des cuspidés (Laustsen et coll., 2005).

D'autres études ont montré que le Cavit® présentait moins d'infiltration lorsqu'il était utilisé pour des cavités de classe I plutôt que de classe II (Weston et coll., 2008).

Certains travaux conseillent l'utilisation du Cavit® associé à celle de l'IRM® dans des cavités présentant une hauteur d'au moins 3 à 3,5 mm afin d'offrir une étanchéité

satisfaisante (Webber et coll., 1978). Certains auteurs préconisent même une épaisseur minimale de 4 mm pour obtenir une étanchéité convenable (Zmener et coll., 2004). Walcoot et Barr recommandent l'utilisation des composites temporaires dans les cavités de moins de 3,5 mm d'épaisseur (Wolcott et Barr, 2006). Cependant cette recommandation ne s'appuie que sur une seule étude (Hansen et Montgomery, 1993). Celle-ci concluait que le TERM® montrait une étanchéité similaire quelque soit l'épaisseur de restauration (1, 2, 3 ou 4 mm).

3.6. Mise en œuvre et facilité d'utilisation




































La mise en œuvre du matériau est un facteur de décision important dans le choix de ce dernier, celle-ci requérant idéalement peu de temps. Le matériau doit de préférence être facile à préparer, à manipuler et à déposer (Deveaux et coll., 1992). Se présentant sous la forme de poudre et de liquide à mélanger, la mise en place et la dépose des ciments oxyde de zinc-eugénol, renforcés ou non, sont relativement aisées. Cependant, leur manipulation, et notamment le rapport poudre/liquide, étant opérateur dépendant, a une grande influence sur les propriétés du matériau que ce soit d'un point de vue mécanique ou biologique. L'utilisation de capsules pré-dosées permet de palier cet inconvénient.

L'utilisation de ces capsules pré-dosées est également recommandée pour les CVI et CVIMAR afin d'optimiser la proportion du mélange poudre/liquide. La photopolymérisation permet pour les CVIMAR un temps de « prise » court et maîtrisé. La dépose des CVI est plus difficile et doit être faite avec prudence afin d'éviter toute action iatrogène (Attal, 2009). La facilité d'utilisation est un des principaux avantages des ciments à base d'hémi-hydrate de sulfate de calcium également appelés ciments prêts à l'emploi.

Ils sont très simples à manipuler et à mettre en place. Leurs déposes n'engendrent peu ou pas de difficultés particulières.

Les résines composites souples à vocation temporaire sont également très aisées d'utilisation et de mise en œuvre notamment grâce à la suppression des étapes de conditionnement. De plus l'élasticité résiduelle du matériau permet une dépose rapide et simple : une sonde suffit théoriquement pour réaliser celle-ci et ainsi éviter tout geste iatrogène et/ou consommateur de tissu sain.

Tableau 15 : comparatif des différents matériaux temporaires en fonction des critères cliniques (d'après Minkara 2012)

Matériau	Vitalité pulpaire	Durée de temporisation	Sollicitation occlusales	Mise en œuvre	Cavité (épaisseur)	Propriétés optiques
Eugénolates	Bonne tolérance 	14 jours maxi 	Faible résistance 	Assez simple 	Indiqués pour classe I	Inesthétique 
Eugénolates améliorés	Bonne tolérance 	14 jours max 	Bonne résistance 	Assez simple 	Indiqués pour cavité classe I et II	Inesthétique 
Ciments prêts à l'emploi	Mauvaise tolérance 	14/21 jours max 	Faible résistance 	Très simple 	3,5mm d'épaisseur minimum pour classe I	Inesthétique 
Biodentine	Excellente tolérance 	>1 mois 	Bonne résistance 	Complexe 	Indiqués pour cavités classe I et II	Esthétique Moyenne 
CVI	Tolérance moyenne à bonne 	>1 mois 	Bonne résistance 	Assez simple 	Indiqués pour cavité classe I, II, et III	Esthétique acceptable 
CVIMAR	Tolérance moyenne à bonne 	>1 mois 	Très Bonne résistance 	Assez simple si en capsule 	Indiqués pour cavité classe I, II, et III	Esthétique satisfaisante 
Résine composite souple	Tolérance moyenne 	>1 mois ? 	(Très)Bonne résistance 	Simple 	Indiqués pour cavité classe I, II, et III (voire cavité de moins de 3,5mm d'épaisseur)	Esthétique satisfaisante 

4. Indications de restauration coronaire temporaire

En odontologie restauratrice, dans le cadre des restaurations temporaires, deux situations se présentent : les restaurations sur dents vivantes et les restaurations sur dents ayant subi un traitement endodontique.

4.1. Indications sur dents vivantes

Lors de la réalisation d'une obturation temporaire sur dents vivantes, la temporisation a pour but d'isoler une plaie dentinaire lorsque l'acte thérapeutique ne peut ou n'a pu être réalisé dans la séance, de façon à préserver la vitalité de l'organe dentino-pulpaire et à assurer la non contamination bactérienne (Schermann, 1999). Il n'y a que peu d'indication d'obturation provisoire sur dents vivantes du fait que la conservation de la vitalité pulpaire ainsi que la maîtrise de la réaction inflammatoire nécessite un traitement en une séance (Schermann, 1999).

Il existe cependant certaines situations où une telle restauration est nécessaire.

4.1.1. Patients poly-cariés

Dans les situations cliniques de poly-caries, il paraît intéressant de mettre rapidement un terme à la septicité de la cavité orale. Pour ce faire, l'éviction des tissus cariés en un nombre de séances cliniques limitées est une solution de choix. Dès lors, à des fins de stabilisation de l'état et d'amélioration de l'hygiène orale, une phase de restaurations primaires des dents concernées est indiquée. L'emploi des CVI ou des CVIMAR est particulièrement bien adapté à cette pratique de temporisation.



Figure 14 : bouche poly-cariée (d'après <http://www.toothandteeth.com>)

4.1.2. Dents vitales au pronostic incertain

Dans certains cas, les tests de vitalités pulpaire ne permettent pas de déterminer de façon certaine l'état pulpaire. Devant des dents dont le pronostic est douteux quant à la réaction du complexe dentino-pulpaire au soin conservateur (avec décision de ne pas réaliser le traitement endodontique à court terme), il est possible d'obturer ces dernières avec un matériau temporaire. Ces obturations peuvent être d'ailleurs partiellement conservées en tant que fond de cavité. La temporisation nous permet dans ce cas de gagner du temps d'un point de vue « biologique ». L'usage des eugénolates et des CVI ou CVIMAR est ici indiqué. Le potentiel sédatif de l'eugénol est souvent intéressant dans ces situations cliniques.

4.1.3. Inlay, onlay, overlay (Koubi et coll., 2008 ; Toledano C, 2012)

Mise à part quand le praticien possède un système de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) capable d'usiner une restauration indirecte juste après la taille de la dent, la réalisation d'une technique de restauration indirecte faisant appel à une prise d'empreinte implique une étape de laboratoire entre la taille de la cavité et celle de l'assemblage. Une obturation provisoire est alors réalisée, permettant d'assurer la protection biologique, le maintien de la fonction et de l'esthétique pendant la période d'élaboration de la restauration d'usage. Selon Koubi et ses collaborateurs, le matériau actuel idéal pour ce genre d'indication est une résine composite photopolymérisable associé à un ciment provisoire. Ce dernier est surtout intéressant pour les onlays présentant moins de rétentions mécaniques que les inlays.

Il n'existe pas de contre-indications formelles à l'utilisation des eugénates si ces derniers sont laissés plus de 7 jours. Idéalement, les résidus de ciments sont éliminés par sablage avec des particules d'oxyde d'aluminium à 27µm pendant 10 secondes (Koubi et coll., 2008).

4.1.4. Classe IV selon Black (Kim et coll., 2013)

Les matériaux d'obturations temporaires et plus particulièrement les résines composites souples peuvent également être utilisés dans le cadre de cavités de

classe IV étendue. La restauration de telles cavités par la technique de stratification nécessite la réalisation d'une clé guide. Cette dernière est obtenue par moulage en silicone d'une pré-restauration. Celle-ci peut être créée sur un modèle avec céroplastie ou directement sur la dent reconstituée à l'aide d'un matériau à visée temporaire par exemple. Comparé à la technique nécessitant une céroplastie sur modèle, l'utilisation de résines composites souples rend le traitement en une seule séance possible et permet d'éviter toute procédure de laboratoire. Plus économique qu'une pré-restauration au composite classique, la résine souple autorise une très bonne conservation de la forme voulue et se détache facilement de la dent.



Figure 15 : (a) visite initiale, photographie intra orale (b) pré-restauration avec résine souple (c) réalisation du guide en silicone (d'après Kim et coll., 2013)

4.2. Indication sur dent non vivante

4.2.1. La temporisation au cours du traitement endodontique

Dans le cadre de l'endodontie, l'obturation temporaire peut intervenir à différents stades du traitement : en pré, per et post opératoire. Une restauration coronaire de qualité associée à une obturation canalaire adaptée permettaient d'augmenter les chances de réussites de guérison de la zone péri-apicale (Gillen et coll., 2011).

La restauration temporaire joue en premier lieu un rôle en pré- et per- opératoire. En reconstituant la dent, elle permet de prévenir la contamination bactérienne responsable de la pathologie pulpaire, en autorisant la pose du champ opératoire assurant l'étanchéité opératoire ainsi que l'obtention d'une cavité d'accès à quatre parois jouant le rôle de réservoir à solution d'irrigation (Martin, 2004).

Exceptés les rares cas où l'intégralité du traitement endodontique est réalisé en une séance unique, restauration d'usage incluse, l'obturation temporaire a pour vocation d'isoler l'obturation canalaire du milieu buccal permettant d'éviter ainsi une nouvelle contamination bactérienne, et ce, jusqu'à la mise en place de la restauration d'usage. La restauration provisoire prévient également de la fracture de la dent entre deux séances de traitement (Martin, 2004).

4.2.2. L'éclaircissement interne

L'éclaircissement interne, réalisé sur dents dépulpées, nécessite lors du traitement la mise en place de matériau d'obturation temporaire. Il faut en effet placer une restauration en fond de cavité afin d'assurer l'étanchéité en direction apicale. Pour Canoglu (Canoglu et coll., 2012), le type d'agent d'éclaircissement ne modifie pas les propriétés de scellement des matériaux utilisées. Selon Rotstein et Walton (2002), l'épaisseur minimale de cette restauration doit être de 2mm.

De plus, une restauration temporaire ayant vocation de maintenir le produit dans la cavité et d'en assurer l'étanchéité est également mis en place en inter-séance. Certains auteurs ont fait remarquer que l'oxygène libéré lors du traitement au perborate de sodium peut être à l'origine d'une augmentation de la pression dans la chambre pulpaire et ainsi être la cause d'un déplacement voir d'une perte de la restauration temporaire (Naoum et Chandler, 2002).

Selon Srikumar, il est conseillé de fermer l'accès à l'aide de Cavit® ou de Coltosol®, qui assurent une meilleure étanchéité que les ciments oxyde de zinc eugénol, les oxy-phosphates et autres résines temporaires dans ce cas de figure (Srikumar et coll., 2012).

Conclusion

Il n'existe pas de matériau d'obturation temporaire idéal. Aucun d'entre eux, actuellement, ne remplit parfaitement tous les objectifs en termes d'étanchéité, de propriétés mécaniques et physiques, de biocompatibilité, de facilité d'emploi ou encore de coût. Une réflexion est donc nécessaire devant chaque situation clinique afin de trouver le matériau idoine.

L'étanchéité est un facteur essentiel dans le cadre des obturations temporaires. Quelle que soit l'indication pour laquelle ce type de matériau est utilisé, l'étanchéité est un élément clé de la réussite de la thérapeutique. Cependant devant la diversité des études et de leurs résultats, il est difficile de conclure sur la supériorité de certains matériaux par rapport à d'autres en ce qui concerne ce critère.

De grandes lignes directrices peuvent tout de même ressortir de notre travail. Ainsi on peut conseiller à chaque praticien de posséder dans son cabinet :

- un ciment à base d'oxyde de zinc renforcé de type IRM®
- un ciment prêt à l'emploi de type Cavit®
- un ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine
- une résine composite souple

A l'aide de ces matériaux le chirurgien-dentiste pourra parer à la grande majorité des situations qui se dresseront devant lui. On peut schématiquement préconiser les matériaux suivants pour les indications des obturations temporaires :

- **pour la prise en charge de patients poly-cariés**, les CVIMAR permettent une étape d'obturations primaires ;
- **pour les dents dont le pronostic vital est incertain**, les ciments oxyde de zinc modifiés ou les CVIMAR semblent les plus appropriés ;
- **lors de la phase intermédiaire de la réalisation d'inlay-onlay**, les résines composites souples sont les matériaux de choix, il est également possible d'utiliser des eugénates renforcés si la temporisation dure plus de 7 jours ;
- **pour des cavités vestibulaires en secteur antérieur**, les résines souples photopolymérisables représentent une bonne option thérapeutique ;

- **pour la temporisation au cours du traitement endodontique**, les matériaux prêts à l'emploi et les ciments oxydes de zinc renforcés sont préférentiellement employés ; si la temporisation est réalisée sur une durée supérieure à 14 jours, les CVIMAR sont à privilégier ;
- **dans le cadre d'un éclaircissement interne**, les CVIMAR sont indiqués pour protéger l'obturation endodontique, les ciments à base de sulfate de calcium sont préconisés pour l'obturation coronaire.

Un raisonnement devant chaque situation clinique et la confrontation avec ses propres connaissances sont les clés d'un choix de matériaux adapté.

Bibliographie

1. Abou Hashieh I, Camps J, Dejou J & Franquin JC. Eugenol diffusion through dentin related to dentin hydraulic conductance. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 1998; 14(4): 229-236.
2. Ajaj R, Al-Mutairi S & Ghandoura S. Effect of Eugenol on Bond Strength of Adhesive Resin: A Systematic Review. *OHDM*. Décembre 2014; 13(4): 950-958.
3. Anderson RW, Powell BJ & Pashley DH. Microleakage of three temporary endodontic restorations. *J Endodont*. 1988; 14(10): 497-501.
4. Anpo M, Shirayama K & Tsutsui T. Cytotoxic effect of eugenol on the expression of molecular markers related to the osteogenic differentiation of human dental pulp cells. *Odontology*. 2011; 99(2): 188-192.
5. Balto H, Al-Nazhan S, Al-Mansour K, Al-Otaibi M & Siddiqui Y. Microbial leakage of Cavit, IRM, and Temp Bond in post-prepared root canals using two methods of gutta-percha removal: an in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2005; 6(3): 53-61.
6. Barthel CR, Strobach A, Briedigkeit H, Göbel UB & Roulet JF. Leakage in roots coronally sealed with different temporary fillings. *J Endodont*. 1999; 25(11): 731-734.
7. Beach CW, Calhoun JC, Bramwell JD, Hutter JW & Miller GA. Clinical evaluation of bacterial leakage of endodontic temporary filling materials. *J Endodont*. 1996; 22(9): 459-462.
8. Bello YD, Barbizam JV & Rosa V. Structural reinforcement and sealing ability of temporary fillings in premolar with class II mod cavities. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2014; 15(1): 66-70.
9. Bobotis HG, Anderson RW, Pashley DH & Pantera EA. A microleakage study of temporary restorative materials used in endodontics. *J Endodont*. 1989; 15(12): 569-572.
10. Bodrumlu E, Koçak MM, Hazar Bodrumlu E, Ozcan S & Koçak S. Comparison of hardness of three temporary filling materials cured by two light-curing devices. *Minerva Stomatologica*. 2014; 63(1-2): 1-6.
11. Bodzenta J, Burak B, Nowak M, Pyka M, Szałajko M & Tanasiewicz M. Measurement of the thermal diffusivity of dental filling materials using modified Ångström's method. *Dent Mater*. 2006; 22(7): 617-621.

12. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF & do Valle AL. Fracture resistance and failure pattern of teeth submitted to internal bleaching with 37% carbamide peroxide, with application of different restorative procedures. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*. 2006; 14(4): 247-252.
13. Bougrier C. Applications cliniques des C.V.I. en odontologie conservatrice et en prothèses [Thèse d'exercice]. [Nantes] : Université de Nantes. Faculté d'odontologie de Nantes ; 2011. 209 p.
14. Brännström M, Vojinovic O & Nordenvall KJ. Bacteria and pulpal reactions under silicate cement restorations. *J Prosthet Dent*. 1979; 41(3): 290-295.
15. Canoglu E, Gulsahi K, Sahin C, Altundasar E & Cehreli Z. Effect of bleaching agents on sealing properties of different intraorifice barriers and root filling materials. *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugía Bucal*. 2012; vol17(4): 710-715.
16. Cardoso AS, Silva NCS, Silva JM, Herrera DR, Neves AA & Leal Silva EJM. Assessment of coronal leakage of a new temporary light-curing filling material in endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res : Official Publication of Indian Society for Dental Research*. 2014; 25(3): 321-324.
17. Carvalho CN, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD & Reis A. Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*. 2007; 19(3): 144-153.
18. Chailertvanitkul P, Abbott PV, Riley TV & Sooksuntisakoonchai N. Bacterial and dye penetration through interim restorations used during endodontic treatment of molar teeth. *J Endodont*. 2009; 35(7): 1017-1022.
19. Chohayeb AA & Bassiouny MA. Sealing ability of intermediate restoratives used in endodontics. *J Endodont*. 1985; 11(6): 241-244.
20. Ciftçi A, Vardarli DA & Sönmez IS. Coronal microleakage of four endodontic temporary restorative materials: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med O*. 2009; 108(4): 67-70.
21. Dahl JE & Ørstavik D. Responses of the pulp–dentin organ to dental restorative biomaterials. *Endodontic Topics*. 2007; 17(1): 65-73.
22. Déjou J, Raskin A, Colombani J et al. Physical, chemical and mechanical behavior of a new material for direct posterior fillings. *Eur Cell Mater*. 2005; 10(Suppl 4): 22.

23. Deveaux E, Hildelbert P, Neut C, Boniface B & Romond C. Bacterial microleakage of Cavit, IRM, and TERM. *Oral Surg Oral Med O*. 1992; 74(5): 634-643.
24. Deveaux E, Hildelbert P, Neut C & Romond C. Bacterial microleakage of Cavit, IRM, TERM, and Fermit: A 21-day in vitro study. *J Endodont*. 1999; 25(10): 653-659.
25. Dhuru VB. *Contemporary dental materials*. Oxford : Oxford University Press ; 2004.
26. Dos Santos GL, Beltrame APC, Triches TC, Ximenes-Filho M, Baptista D & Bolan M. Analysis of microleakage of temporary restorative materials in primary teeth. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2014; 32(2): 130-134.
27. Duggleby RG & Kaplan H. A competitive labeling method for the determination of the chemical properties of solitary functional groups in proteins. *Biochemistry US*. 1975; 14(23): 5168-5175.
28. Erdemir A, Eldeniz AU & Belli S. Effect of temporary filling materials on repair bond strengths of composite resins. *JJ Biomed Mat Res. Part B, Applied Biomaterials*. 2008; 86(2): 303-309.
29. Feliz Matos L, Rodriguez IDLS, Gonzalez MLR, Pereyra D & Monzon Velez ER. Coronal microleakage of 3 temporary filling materials used for endodontic treatment: an in vitro study. *Gen Dent*. 2013; 61(6): 52-55.
30. Fiori-Júnior M, Matsumoto W, Silva RAB, Porto-Neto ST & Silva JMG. Effect of temporary cements on the shear bond strength of luting cements. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*. 2010; 18(1): 30-36.
31. Forte SG, Hauser MJ, Hahn C & Hartwell GR. Microleakage of super-EBA with and without finishing as determined by the fluid filtration method. *J Endodont*. 1998; 24(12): 799-801.
32. Fry M, Ngaha EO & Plummer DT. The protective effects of cephaloridine on rat kidney lysosomes in vitro. *Biochem Soc T*. 1975; 3(5): 736-738.
33. Garcia L, de Castro PHD, Pereira J, Sponchiado E & Marques AA. Evaluation of marginal leakage of different temporary restorative materials in Endodontics. *Contemp Clin Dent*. 2013; 4(4): 472.

34. Gillen BM, Looney SW, Gu LS, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, Tay FR. Impact of the Quality of Coronal Restoration versus the Quality of Root Canal Fillings on Success of Root Canal Treatment: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endodont.* 2011; 37(7): 895-902.
35. Graber TM. Operative Dentistry modern theory and practice. *Am J Orthod.* 1985; 88(1): 80.
36. Hajtó J, Marlnescu C, Ahlers O. Inlays et onlays en céramique : critères de succès. *Real clin.* 2013; (24): 99-104.
37. Hansen SR & Montgomery S. Effect of restoration thickness on the sealing ability of TERM. *J Endodont.* 1993; 19(9): 448-452.
38. Hartwell GR, Loucks CA & Reavley BA. Bacterial leakage of provisional restorative materials used in endodontics. *Quintessence International*, 2010, 41(4): 335-339.
39. Hilgert LA, de Amorim RG, Leal SC, Mulder J, Creugers NHJ & Frencken JE. Is high-viscosity glass-ionomer-cement a successor to amalgam for treating primary molars? *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials.* 2014; 30(10): 1172-1178.
40. Hosoya N, Cox CF, Arai T & Nakamura J. The walking bleach procedure: an in vitro study to measure microleakage of five temporary sealing agents. *J Endodont.* 2000; 26(12): 716-718.
41. Hotta M, Nakajima H, Yamamoto K & Aono M. Antibacterial temporary filling materials: the effect of adding various ratios of Ag-Zn-Zeolite. *J Oral Rehabil.* 1998; 25(7): 485-489.
42. Hotz P, Schlatter D & Lussi A. The modification of the polymerization of composite materials by eugenol-containing temporary fillings. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin. SSO.* 1992; 102(12): 1461-1466.
43. Hume WR. An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. *J Dent Res.* 1984; 63(6): 881-884.
44. Hume WR. In vitro studies on the local pharmacodynamics, pharmacology and toxicology of eugenol and zinc oxide-eugenol. *Int Endod J.* 1988; 21(2): 130-134.
45. Iqbal MK & Saad NA. Microleakage of cavit in varnish-lined, matrix-supported endodontic access preparations. *J Endodont.* 1998; 24(7): 465-467.

46. Itskovich R, Lewinstein I & Zilberman U. The Influence of Zinc Oxide Eugenol (ZOE) and Glass Ionomer (GI) Base Materials on the Microhardness of Various Composite and GI Restorative Materials. *The Open Dentistry Journal*. 2014; 8(1): 13-19.
47. Jensen AL, Abbott PV & Salgado JC. Interim and temporary restoration of teeth during endodontic treatment. *Aus Dent J*. 2007; 52(s1): S83-S99.
48. Kaoutar L, Hafsa EM, Mouna J & Amal EO. Rôle de l'étanchéité coronaire dans la réussite du traitement endodontique. *Journal de l'ordre des dentistes du Québec*. 2014; (50): 9-16.
49. Kern D, Giegé R, Robre-Saul S, Boulanger Y & Ebel JP. Complete purification and studies on the structural and kinetic properties of two forms of yeast valyl-tRNA synthetase. *Biochimie*. 1975; 57(10): 1167-1176.
50. Kettering JD & Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endodont*. 1995; 21(11): 537-539.
51. Kim KY, Kim SY, Kim DS & Choi KK. Use of temporary filling material for index fabrication in Class IV resin composite restoration. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2013; 38(2): 85.
52. Koagel SO, Mines P, Apicella M & Sweet M. In vitro study to compare the coronal microleakage of Tempit UltraF, Tempit, IRM, and Cavit by using the fluid transport model. *J Endodont*. 2008; 34(4): 442-444.
53. Koubi S, Faucher A, Brouillet JL, Weissrock G, Pertot W & Victor JL. Lesinlays-onlays en résines composite nouvelle approche. *L'information dentaire*. 2006; (5): 194-205.
54. Laustsen MH, Munksgaard EC, Reit C & Bjørndal L. A temporary filling material may cause cusp deflection, infractions and fractures in endodontically treated teeth. *Int Endod J*. 2005; 38(9): 653-657.
55. Liberman R, Ben-Amar A, Frayberg E, Abramovitz I & Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRM and calcium sulfate-based temporary fillings. *J Endodont*. 2001; 27(12): 724-729.
56. Loret A. Étanchéité des matériaux d'obturations coronaires temporaires en endodontie [Thèse d'exercice]. [Nantes]: Université de Nantes. Faculté d'odontologie de Nantes ; 2012. 107 p.

57. Madarati A, Rekab MS, Watts DC & Qualtrough A. Time-dependence of coronal seal of temporary materials used in endodontics. *Aus Endod J: The Journal of the Australian Society of Endodontology Inc.* 2008; 34(3): 89-93.
58. Marosky JE, Patterson SS & Swartz M. Marginal leakage of temporary sealing materials used between endodontic appointments and assessed by calcium 45--an in vitro study. *J Endodont.* 1977; 3(3): 110-113.
59. Marzouk MA, Simonton AL, Gross RD & Cargas HJ. *Operative dentistry: modern theory and practice.* St. Louis : Ishiyaku EuroAmerica ; 1985.
60. Martin D. La temporisation endoprothétique : aspects cliniques. *Real Clin.* 2004; 15: 55-66.
61. Matloff IR, Jensen JR, Singer L & Tabibi A. A comparison of methods used in root canal sealability studies. *Oral Surg Oral Med O.* 1982; 53(2): 203-208.
62. McCabe JF & Walls A. *Applied dental materials.* Oxford, UK/Ames, Iowa : Blackwell Pub ; 2008.
63. Minkara J. Les matériaux de restaurations coronaires temporaires. Le point sur les critères de choix et pratique [Thèse d'exercice]. [Toulouse] : Université Paul Sabatier. Faculté d'odontologie de Toulouse ; 2012. 67 p.
64. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA & Burritt DJ. Intra- oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999; 21(3): 249-261.
65. Mount GJ, Hume WR, Tenenbaum H & Haikel Y. *Préservation et restauration de la structure dentaire.* Paris/Bruxelles : De Boeck supérieur ; 2002. 280 p.
66. Murray PE, Hafez AA, Windsor LJ, Smith AJ & Cox CF. Comparison of pulp responses following restoration of exposed and non-exposed cavities. *J Dent.* 2002; 30(5-6): 213-222.
67. Murray PE, Windsor LJ, Smyth TW, Hafez AA & Cox CF. Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Critical Reviews. Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists.* 2002; 13(6): 509-520.
68. Naoum HJ & Chandler NP. Temporization for endodontics. *Int Endod J.* 2002; 35(12): 964-978.

69. Newcomb BE, Clark SJ & Eleazer PD. Degradation of the sealing properties of a zinc oxide-calcium sulfate-based temporary filling material by entrapped cotton fibers. *J Endodont.* 2001; 27(12): 789-790.
70. Nielsen MJ, Casey JA, Vander Weele RA & Vandewalle KS. Mechanical properties of new dental pulp-capping materials. *Gen Dent.* 2016; 64(1): 44-48.
71. Odabas ME, Tulunoglu O, Ozalp SO & Bodur H. Microleakage of different temporary filling materials in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2009; 34(2): 157-160.
72. Ogura Y & Katsuumi I. Setting properties and sealing ability of hydraulic temporary sealing materials. *Dent Mater Journal.* 2008; 27(5): 730-735.
73. Olegário IC, Malagrana APVFP, Kim SSH, Hesse D, Tedesco TK, Calvo AFB & Raggio DP. Mechanical Properties of High-Viscosity Glass Ionomer Cement and Nanoparticle Glass Carbomer. *J Nanomater.* 2015; vol2015: 1-4.
74. Pai SF, Yang SF, Sue WL, Chueh LH & Rivera EM. Microleakage between endodontic temporary restorative materials placed at different times. *J Endodont.* 1999; 25(6): 453-456.
75. Pashley EL, Tao L & Pashley DH. The sealing properties of temporary filling materials. *J Prosthet Dent.* 1988; 60(3): 292-297.
76. Paul SJ & Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil.* 1997; 24(1): 8-14.
77. Peters O, Göhring TN & Lutz F. Effect of eugenol-containing sealer on marginal adaptation of dentine-bonded resin fillings. *Int Endod J.* 2000; 33(1): 53-59.
78. Pieper CM, Zanchi CH, Rodrigues-Junior SA, Moraes RR, Pontes LS & Bueno M. Sealing ability, water sorption, solubility and toothbrushing abrasion resistance of temporary filling materials. *Int Endod J.* 2009; 42(10): 893-899.
79. Pigeon V. Eugénol et collage : interactions [Thèse d'exercice]. [Nantes] : Université de Nantes. Faculté d'odontologie de Nantes ; 2015. 104 p.
80. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Ceci M, Dagna A & Chiesa M. In vitro antibacterial activity of different pulp capping materials. *J Clin Exp Dent.* 2015; 7(5): e584-588.
81. Ratner BD. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine* (3rd ed). Amsterdam/Boston : Elsevier/Academic Press ; 2013.

82. Rechenberg D-K, Schriber M & Attin T. Bacterial leakage through temporary fillings in core buildup composite material - an in vitro study. *J Adhes Dent.* 2012; 14(4): 371-376.
83. Roskoski R, Lim CT & Roskoski LM. Human brain and placental choline acetyltransferase: purification and properties. *Biochemistry US.* 1975; 14(23): 5105-5110.
84. Sakaguchi RL & Powers JM. *Craig's restorative dental materials.* St Louis : Elsevier/Mosby ; 2012. 416 p.
85. Sarrami N, Pemberton MN, Thornhill MH & Theaker ED. Adverse reactions associated with the use of eugenol in dentistry. *Brit Dent J.* 2002; 193(5): 253-255.
86. Sauáia TS, Gomes BPFA, Pinheiro ET, Zaia AA, Ferraz CCR & Souza-Filho FJ. Microleakage evaluation of intraorifice sealing materials in endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med O.* 2006; 102(2): 242-246.
87. Seiler KB. An evaluation of glass ionomer-based restorative materials as temporary restorations in endodontics. *Gen Dent.* 2006; 54(1): 33-36.
88. Shahi S, Samiei M, Rahimi S & Nezami H. In Vitro Comparison of Dye Penetration through Four Temporary Restorative Materials. *Iran Endod J.* 2010; 5(2): 59-63.
89. Silva JPL, Queiroz DM, Azevedo LH, Leal LC, Rodrigues JL, Lima AF & Faria-e-Silva AL. Effect of eugenol exposure time and post-removal delay on the bond strength of a self-etching adhesive to dentin. *Oper Dent.* 2011; 36(1): 66-71.
90. Simonyi I, Pataki S, Kálmán K & Buda L. Determination of the active ingredient content in Tavegyl tablets. *Acta Pharmaceutica Hungarica.* 1975; 45(6): 237-244.
91. Sivakumar JS, Suresh Kumar BN & Shyamala PV. Role of provisional restorations in endodontic therapy. *J Pharm Bioallied Sci.* 2013; 5: S120-S124.
92. Smith DC. Tissue reaction to cements. *Biocompatibility of dental materials.* 1982; 2: 217-252
93. Srikumar GPV, Varma K, Kumar P & Shetty K. Coronal microleakage with five different temporary restorative materials following walking bleach technique: An ex-vivo study. *Contemp Clin Dent.* 2012; 3(4): 421.

94. Suehara M, Suzuki S & Nakagawa K. Evaluation of wear and subsequent dye penetration of endodontic temporary restorative materials. *Dent Mater.* 2006; 25(2): 199-204.
95. Temporary Restorations: An Online Study Guide. *J Endodont.* 2008; 34(5): e131-e134.
96. Tennert C, Eismann M, Goetz F, Woelber JP, Hellwig E & Polydorou O. A temporary filling material used for coronal sealing during endodontic treatment may cause tooth fractures in large Class II cavities in vitro. *Int Endod J.* 2014; 48(1):84-8.
97. Todd MJ & Harrison JW. An evaluation of the immediate and early sealing properties of Cavit. *J Endodont.* 1979; 5(12): 362-367.
98. Toledano C. Les inlays en composite : pourquoi, quand, comment ? Le fil dentaire. 2012; (75): 14-23.
99. Tredwin CJ, Naik S, Lewis NJ & Scully C. Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: Review of adverse effects and safety issues. *Brit Dent J.* 2006; 200(7): 371-376.
100. Tselnik M, Baumgartner JC & Marshall JG. Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endodont.* 2004; 30(11): 782-784.
101. Tyas MJ. Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2003; 5(4): 259-266.
102. Vail MM & Steffel CL. Preference of temporary restorations and spacers: a survey of Diplomates of the American Board of Endodontists. *J Endodont.* 2006; 32(6): 513-515.
103. Verissimo RD, Gurgel-Filho ED, De-Deus G, Coutinho-Filho T & de Souza-Filho FJ. Coronal leakage of four intracanal medications after exposure to human saliva in the presence of a temporary filling material. *Indian J Dent Res: Official Publication of Indian Society for Dental Research.* 2006; 21(1): 35-39.
104. Waite RM, Carnes DL & Walker WA. Microleakage of TERM used with sodium perborate/water and sodium perborate/superoxol in the "walking bleach" technique. *J Endodont.* 1998; 24(10): 648-650.
105. Webber RT, del Rio CE, Brady JM & Segall RO. Sealing quality of a temporary filling material. *Oral Surg Oral Med O.* 1978; 46(1): 123-130.

106. Wennberg A & Hasselgren G. Cytotoxicity evaluation of temporary filling materials. *Int Endod J.* 1981; 14(2): 121-124.

107. Weston CH, Barfield RD, Ruby JD, Litaker MS, McNeal SF & Eleazer PD. Comparison of preparation design and material thickness on microbial leakage through Cavit using a tooth model system. *Oral Surg Oral Med O.* 2008; 105(4): 530-535.

108. Wirth C. Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire [Mémoire]. Banque de monographie de SVT. Université de Lyon. 2005, 37 p.

109. Wolcott S & Barr J. Temporary restorations in endodontics: a review. *Compend Contin Educ Dent.* 2006; 596: 599-600.

110. Yamauchi S, Shipper G, Buttke T, Yamauchi M & Trope M. Effect of orifice plugs on periapical inflammation in dogs. *J Endodont.* 2006; 32(6): 524-526.

111. Yap AU, Shah KC, Loh ET, Sim SS & Tan CC. Influence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. *Oper Dent.* 2001; 26(6): 556-561.

112. Zaia AA, Nakagawa R, De Quadros I, Gomes BPFA, Ferraz CCR, Teixeira FB & Souza-Filho FJ. An in vitro evaluation of four materials as barriers to coronal microleakage in root-filled teeth. *Int Endod J.* 2002; 35(9): 729-734.

113. Zmener O, Banegas G & Pameijer CH. Coronal microleakage of three temporary restorative materials: an in vitro study. *J Endodont.* 2004; 30(8): 582-584.

Bibliographie électronique :

114. Attal JP. Les ciments verres ionomères (CVI). Société Francophone de Biomateriaux Dentaires (SFBD). 2010 [Consulté le 18/07/2015]. Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>

115. Colat-Parros J, Jordana F & Choussat P. Les ciments dentaires [en ligne]. Société Francophone des Biomateriaux Dentaires (SFBD). 2011 [Consulté le date]. Disponible sur : <http://www.medsynet.com/lib/upload/document/2013/Oct/1381484610.pdf>

116. Colon P, Bolla P & Leforestier E. Titre de la page [en ligne]. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires (SFBD). 2009-2010 [Consulté le 8/11/2014]. Disponible sur :
campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap8/site/html/cours.pdf
117. Ducharme A. Abfraction : connaître pour reconnaître [en ligne]. [Consulté le 23/02/2016]. Disponible sur :
<http://www.ohdq.com/ressources/documents/abfractionoct2010.pdf>
118. Dupas C, Gaudin A, Perrin D & Marion D. Étanchéité des obturations coronaires [en ligne]. EMC. Médecine buccale. 2008 [Consulté le 11/07/2015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/en/article/199077>
119. Koubi S, Aboudharam G & Brouillet JL. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts [en ligne]. EMC. 2008 [Consulté le 25/072015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/en/article/52123>
120. Lasfargues JJ, Bonte E, Goldberg M, Jonas P & Tassery H. EMC. Médecine buccale. Ciments verres ionomères et matériaux hybrides [en ligne]. 1998 [Consulté le 25/072015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/article/20480/ciments-verres-ionomeres-et-materiaux-hybrides>
121. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P & Raskin A. Polymères et résines composites [en ligne]. EMC. Médecine buccale. 2010 [Consulté le 25/072015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/article/276516/polymeres-et-resines-composites>
122. Millet P & Weiss P. Propriétés physiques des matériaux dentaires [en ligne]. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009 [Consulté le 23/022016]. Disponible sur :
<http://www.9alami.com/wp-content/uploads/2015/01/Propri%C3%A9t%C3%A9s-physique-des-mat%C3%A9riaux-dentaires.pdf>
123. Rifaï K, Jarrouche W & Mouawad M. Ciments au phosphate de zinc [en ligne]. EMC. Médecine buccale. 2000 [Consulté le 11/072015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/article/20558/ciments-au-phosphate-de-zinc>
124. Schermann L. Matériaux d'obturations provisoires : technologie [en ligne]. EMC. 2000 [Consulté le 11/072015]. Disponible sur :
<http://www.em-consulte.com/article/20567/mat%C3%A9riaux-d-obturation-provisoire-technolog>

125. Schermann L. Obturation provisoire dans tous les cas d'espèces : technique [en ligne]. EMC. 1999 [Consulté le 11/07/2015]. Disponible sur : <http://www.em-consulte.com/article/20552/obturation-provisoire-dans-tous-les-cas-d-especes->

126. Viennot S, Malquarti G, Guiu C & Pirel C. Prothèse fixée de temporisation [en ligne]. EMC. 2008 [Consulté le 11/07/2015]. Disponible sur : <http://www.em-consulte.com/article/60069/prothese-fixee-de-temporisation>

127. Zhi-Qiang F. Mécanique non linéaire [en ligne]. [Consulté le 19/01/2016]. Disponible sur : <http://gmfe16.cemif.univ-evry.fr/~feng/MN91.pdf>

Table des matières

Sommaire	8
Liste des figures :	10
Liste des tableaux :	11
Introduction.....	12
1. Objectifs des obturations temporaires	13
1.1. Étanchéité	13
1.1.1. Adaptation marginale	14
1.1.2. Stabilité dimensionnelle	14
1.1.3. Propriétés viscoélastiques	14
1.1.4. Adhérence.....	15
1.1.5. Conséquences d'un défaut d'étanchéité.....	15
1.1.6. Moyens d'étude de l'étanchéité	15
1.2. Propriétés mécaniques et physiques	16
1.2.1. Propriétés mécaniques	16
1.2.2. Propriétés physiques	21
1.2.3. Longévité	22
1.2.4. Comportement biologique et biocompatibilité.....	23
1.2.5. Propriétés optiques	23
1.2.6. Facilité d'emploi et de mise en œuvre	24
1.2.7. Compatibilité avec les autres matériaux	24
1.2.8. Coût	24
2. Les différents matériaux disponibles	25
2.1. Les ciments minéraux	26
2.1.1. Les ciments au phosphate de zinc ou oxyphosphates.....	26

2.1.2. Les silicates	28
2.1.3. Les silico-phosphates	29
2.1.4. Ciment prêt à l'emploi à base de sulfate de calcium	29
2.1.5. Biodentine®	34
2.2. Les ciments organo-minéraux ou hybrides	36
2.2.1. Les ciments poly-carboxyliques	36
2.2.2. Les ciments oxyde de zinc – eugénol ou eugénates ou eugénolates	38
2.2.3. Les ciments oxyde de zinc - eugénol modifiés par adjonction	40
2.2.4. Les ciments verres ionomères	43
2.2.5. Les ciments verres ionomères hybrides ou ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine.....	47
2.2.6. Les résines composites	51
2. 3. Récapitulatif	53
3. Critères de choix.....	56
3.1. La vitalité pulpaire	56
3.2. Durée de temporisation.....	58
3.3. Restauration future	59
3.4. Localisation de la restauration	61
3.5. Forme de la cavité	62
3.6. Mise en œuvre et facilité d'utilisation	63
4. Indications de restauration coronaire temporaire	65
4.1. Indications sur dents vivantes	65
4.1.1. Patients poly-cariés	65
4.1.2. Dents vitales au pronostic incertain.....	66
4.1.3. Inlay, onlay, overlay.....	66
4.1.4. Classe IV selon Black.....	66

4.2. Indication sur dent non vivante	67
4.2.1. La temporisation au cours du traitement endodontique	67
4.2.2. L'éclaircissement interne	68
Conclusion	69
Bibliographie	71

BARDOT Lucas – Les matériaux d'obturation coronaire temporaire en odontologie conservatrice

Nancy 2017 : 86 pages. 14 figures. 15 tableaux.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2017

Mots-clefs :

- odontologie conservatrice
- matériaux temporaires
- restauration coronaire
- étanchéité

Résumé :

Les matériaux de restauration à usage temporaire sont d'utilisation fréquente dans la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes. Le statut de matériau temporaire et la relativement courte durée de fonction intra-orale ne doivent pas laisser penser que la composition et les propriétés dudit matériau pourraient être négligées et dénuées d'importance. Les matériaux d'obturation temporaire, comme les matériaux d'usage, ont un cahier des charges complexe.

Dans la première partie de notre travail, nous sommes revenus sur l'ensemble des objectifs qu'un matériau de restauration temporaire se devrait d'idéalement remplir. Dans une seconde partie, nous avons décrit par famille les matériaux à disposition des praticiens avant de développer dans une troisième partie les critères aidant au choix clinique. Enfin, dans notre dernière partie, nous avons précisé les indications des différents matériaux temporaires en odontologie conservatrice selon la situation clinique, les objectifs à atteindre et le statut pulpaire des dents concernées.

Membres du jury :

Pr. J-M MARTRETE	Professeur des universités	Président
<u>Dr. É MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	Directeur de thèse
Dr. R BALTHAZARD	Maître de Conférences	Juge
Dr. M VINCENT	Maître de Conférences	Juge

Adresse de l'auteur :

Lucas BARDOT
63 rue Kellermann
57000 METZ

Jury : Président : J.M. MARTRETTE– Professeur des Universités
Juges : E. MORTIER– Maître de Conférences des Universités
R. BALTHAZARD– Maître de Conférences des Universités
M. VINCENT– Maître de Conférences des Universités associé

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur BARDOT Lucas**

né(e) à: **METZ (Moselle)**

le **24 mai 1991**

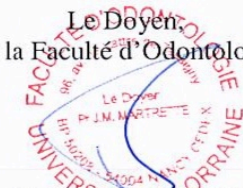
et ayant pour titre : « **Les matériaux d'obturation coronaire temporaire en odontologie conservatrice** ».

Le Président du jury



J.M. MARTRETTE

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 9422.

NANCY, le 13.01.2017

Le Président de l'Université de Lorraine



P. MUTZENHARDT