

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2020

2020 TOU3-3021

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Julie PERES

Le 8 septembre 2020

S'ÉQUIPER EN PRATIQUE LIBÉRALE : QUELS BIOMATÉRIAUX AU CABINET DENTAIRE ?

Directeur de thèse : Docteur Thibault CANCEILL

JURY

Président : Professeur Olivier HAMEL

1^{er} Assesseur : Docteur Sabine JONJOT

2^{ème} Assesseur : Docteur Rémi ESCLASSAN

3^{ème} Assesseur : Docteur Thibault CANCEILL



Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESSEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONJOT
Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)
M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)
M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)
M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +
M. Jean-Philippe LODTER +
M. Gérard PALOUDIER
M. Michel SIXOU
M. Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

M. Damien DURAN
Mme Geneviève GRÉGOIRE
M. Gérard PALOUDIER

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY
Assistants : Mme Alice BROUTIN, Mme Marion GUY-VERGER
Adjoint d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, Mme Christine MARCHAL, M. Maxime ROTENBERG
Assistants : Mme Isabelle ARAGON, Mme Anaïs DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL
Maître de Conférences : M. VERGNES Jean-Noël
Assistant: M. Julien ROSENZWEIG
Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, Mme FOURNIER Géromine, M. Fabien BERLIOZ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Bruno COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : M. Pierre BARTHET, Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL
Assistants: Mme Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN
Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,
Mme Myriam KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : Mme Léonore COSTA-MENDES, M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDI,
M. Jérôme SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : M. Antoine TRIGALOU, Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY, Mme. Cécile BLANC
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Serge ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : Mme Pauline PECQUEUR, M. Jérôme FISSE, M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE
M. Dorian BONNAFOUS
Assistant Associé : Mme Haïfa BEN REJEB
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Serge ARMAND, M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT
Assistants : M. Victor EMONET-DENAND, M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION,
Mme Caroline DE BATAILLE, Mme Margaux BROUTIN
Adjoints d'Enseignement : M. Antoine GALIBOURG, M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE,
M. Laurent GINESTE, M. Olivier LE GAC, M. Louis Philippe GAYRARD, M. Jean-Claude
COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO
DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONIOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT
Assistants : M. Thibault CANCEILL, M. Damien OSTROWSKI, M. Julien DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : M. Yasin AHMED, Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET

Mise à jour pour le 03 février 2020

Remerciements

A mes parents, je vous remercie de m'avoir donné la chance de pouvoir réussir. Maman, tu es mon modèle. Merci pour tous les moments partagés avec toi et pour notre complicité. Je te souhaite tout le bonheur que tu mérites. Papa, merci de m'avoir encouragée tout au long de ta vie et d'avoir cru en moi plus que n'importe qui. J'aurais tellement aimé que tu sois là mais je sais que tu serais fier de moi.

A Vince, je suis heureuse de t'avoir à mes cotés depuis 8 ans et j'espère pour longtemps encore. Je te remercie de m'avoir soutenue pendant les moments difficiles et pour tous les beaux souvenirs que j'ai avec toi. Je t'aime.

A mon papi et ma mamie, pour les valeurs que vous m'avez transmises, le goût du travail et les bons goûters partagés le dimanche après-midi.

A mon frère, ma mamie Thérèse et au reste de ma famille, avec qui je passe toujours de bons moments.

A Monique et à Jean-François, pour votre gentillesse, votre joie de vivre, votre soutien et pour vos bons conseils en dentisterie.

A Roxane, ma meilleure amie. Tous les moments qu'on passe ensemble sont parfaits. Merci pour nos nombreuses soirées, nos fous rires et tous ceux à venir encore.

A Manue, mon binôme, pour toutes nos galères en clinique, nos premières réussites, et surtout notre voyage de folie au Mexique qui nous attend dans quelques jours !!!

A Momo, pour tous nos fous rires en cours et les longs mardis soirs en clinique.

A Jojo, pour nos soirées Toulousaines et Tarbaises, **et à Ade**, ma binôme de TP de la 2^e à la 5^e année.

A Floriane, Emilie, Lucie, Margaux et Marina, que je ne vois pas souvent mais avec qui rien ne change.

Aux Docteurs Bertrand et Marie Arcaute, pour m'avoir accordé leur confiance pour mes premiers remplacements.

A notre président du jury,

Monsieur le Professeur Olivier HAMEL,

- Professeur des Universités,
- Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,
- Chef de Service - Service d'Odontologie du CHU de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Spécialiste Qualifié « Médecine Bucco-Dentaire »,
- Docteur en Ethique Médicale et Biologique de l'Université Paris Descartes,
- Habilitation à Diriger des Recherches,
- Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

*Nous sommes très honorés que vous ayez accepté la présidence de notre jury de
thèse.*

Nous vous remercions de la confiance que vous nous avez accordée.

*Nous avons apprécié vos conseils et vos valeurs humaines transmis tout au long
de notre enseignement.*

Veillez trouver ici le témoignage de notre sincère gratitude.

A notre jury de thèse,

Madame le Docteur Sabine JONIOT,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Vice Doyen de la Faculté de chirurgie dentaire de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (HDR),
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier

*Nous vous sommes reconnaissants d'avoir accepté de siéger dans ce jury afin de
juger le travail accompli.*

*Nous avons apprécié votre enseignement théorique ainsi que vos conseils
pratiques lors de nos vacations cliniques.*

Soyez assurée de ma gratitude et de mon plus grand respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (H.D.R.),
- Praticien qualifié en Médecine Bucco-Dentaire (MBD),
- Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),
- D.E.A. d'Anthropobiologie,
- Ancien Interne des Hôpitaux,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),
- Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR, 5288 – CNRS),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

*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.
Nos avons apprécié vos compétences et votre bienveillance.
Veuillez trouver, au travers de ce travail, l'expression de notre sincère
reconnaissance.*

A notre directeur et jury de thèse,

Monsieur le Docteur Thibault CANCEILL,

- Assistant Hospitalier-Universitaire,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Master 1 Santé Publique : Biostatistiques, modélisation et méthodologie des essais cliniques,
- Master 2 de Physiopathologie : du moléculaire au médical,
- CES Biomatériaux en Odontologie,
- D.U.de conception Fabrication Assisté par ordinateur en Odontologie (CFAO),
- D.U. de Recherche Clinique en Odontologie,
- Attestation de Formation aux gestes et Soins d'Urgence Niveau 2

*Qui m'a fait l'honneur de diriger cet écrit, je vous remercie pour tout ce que vous
m'avez apporté.*

*Je vous témoigne toute ma reconnaissance pour votre patience, votre disponibilité
et votre efficacité.*

*Cela a été un réel plaisir de travailler avec vous.
Veuillez trouver ici le témoignage de mon respect.*

Table des matières

Introduction	13
I. Les biomatériaux en odontologie conservatrice	14
1.1. Matériaux d'obturation directe d'usage (2)	14
1.1.1. Composites : flow et condensable	14
1.1.1.1. Composition	14
1.1.1.2. Composites conventionnels	14
1.1.1.3. Composites Bulk-fill.....	15
1.1.1.4. Choix du type de composite : fluide ou condensable ?	16
1.1.1.5. Bis GMA, UDMA, Ormocer : quelle matrice ?	17
1.1.2. Compomères	20
1.1.3. CVI – CVIMAR.....	20
1.1.3.1. Les CVI conventionnels	20
1.1.3.2. Les CVI-MAR	22
1.1.3.3. Quels autres CVI ?	22
1.1.4. Adhésifs et mordantage (32).....	23
1.1.4.1. Les systèmes mordantage et rinçage.....	23
1.1.4.2. Les systèmes automordançants.....	24
1.1.4.3. Les adhésifs universels	25
1.1.4.4. Choix du système adhésif	25
1.1.5. Amalgame (18)	27
1.2. Matériaux d'obturation provisoires (29)	29
1.2.1. Ciments eugénates	29
1.2.1.1. Oxyde de zinc eugénol (29)	29
1.2.1.2. Oxyde de zinc eugénol renforcé (29)	30
1.2.2. Ciments à base de sulfate de calcium (29,37).....	31
1.3. Matériaux en endodontie.....	33
1.3.1. Matériaux de coiffage pulpaire direct.....	33
1.3.1.1. Biodentine® (2,29)	33
1.3.1.2. Mineral Trioxyde Aggregate®.....	34
1.3.1.3. Hydroxyde de calcium (49).....	34
1.3.2. Ciments d'obturation (54–56).....	35
1.3.2.1. Ciments à base d'oxyde de zinc eugénol	35

1.3.2.2.	Ciments à base d'hydroxyde de calcium	36
1.3.2.3.	Ciments à base de résine.....	36
1.3.2.4.	Ciments à base de verre ionomère	36
1.3.2.5.	Ciments à base de silicone	37
1.3.2.6.	Ciments biocéramiques.....	37
1.3.3.	Gutta Percha (54,68)	39
II.	Les biomatériaux en prothèse	41
2.1.	Les matériaux d'empreinte	41
2.1.1.	Les hydrocolloïdes.....	41
2.1.1.1.	Les hydrocolloïdes irréversibles (alginate) (69–71).....	41
2.1.1.2.	Les hydrocolloïdes réversibles (69,70).....	42
2.1.2.	Les élastomères	42
2.1.2.1.	Les silicones A (70,71).....	42
2.1.2.2.	Les polyéthers (69,70)	43
2.1.2.3.	Les polysulfures (69,70).....	44
2.1.3.	Les pâtes oxyde de zinc eugénol (69–71)	45
2.2.	Résines pour couronnes provisoires (74).....	47
2.2.1.	Résines méthacrylates photopolymérisables (76–78)	47
2.2.2.	Résines méthacrylates chémozopolymérisables (76,79,80).....	47
2.2.3.	Résines composites chémozopolymérisables (76,77,81).....	48
2.2.4.	Coques pré-formées type Ion-Cron®.....	49
2.2.5.	Tenons métalliques.....	49
2.2.6.	Tenons fibrés	50
2.3.	Les matériaux pour prothèse amovible	53
2.3.1.	Ivolen®	53
2.3.2.	Pro-base de réparation	53
2.3.3.	Les cires	54
2.3.3.1.	Aluwax.....	54
2.3.3.2.	Moyco	55
2.3.3.3.	Cire de laboratoire.....	55
2.4.	Les plâtres.....	55
2.5.	Ciments de scellement provisoires et définitifs.....	56
2.5.1.	Ciments oxyde de zinc eugénol.....	56

2.5.2.	Ciments oxyde de zinc sans eugénol	57
2.5.3.	Ciments EBA	57
2.5.4.	Ciments provisoires à base de résine	57
2.5.5.	Ciments polycarboxylates de zinc.....	58
2.5.6.	Les ciments de scellement du type CVI et CVIMAR.....	58
2.5.6.1.	Les CVI	58
2.5.6.2.	Les CVIMAR	59
2.5.7.	Ciments oxyphosphates de zinc	60
2.5.8.	Ciments silicates.....	60
2.6.	Les matériaux pour coller	62
2.6.1.	Composites de collage avec potentiel adhésif.....	62
2.6.2.	Composites de collage sans potentiel adhésif.....	63
2.6.3.	Colles auto-adhésives	64
2.6.4.	Gels de mordantage pour la céramique.....	65
2.6.5.	Silane.....	65
III.	Les biomatériaux en chirurgie.....	68
3.1.	Substituts osseux	68
3.2.	Eponges hémostatiques (Pangen®, Hygitech®).....	69
3.3.	Sutures.....	69
3.4.	Alveogyl®.....	71
	Conclusion.....	72
	Table des illustrations	73
	Bibliographie	74

Introduction

Lors de son installation en libéral, le chirurgien dentiste doit gérer de multiples étapes administratives. Lorsque vient le moment de faire les premières commandes, il peut se retrouver démuni face à la diversité importante des biomatériaux de multiples marques disponibles sur le marché.

L'objectif de cette thèse est d'éclairer le praticien dans la variété des matériaux commercialisés, préciser succinctement leurs propriétés et relever les indications de chacun et leur utilité. En s'appuyant sur des données issues de la littérature, une liste des biomatériaux qu'il faut pouvoir avoir au cabinet va être dressée, en distinguant ceux qui sont indispensables aux soins d'un cabinet d'omnipratique de ceux qui sont plus optionnels. Le matériel nécessaire à leur mise en œuvre ne sera pas détaillé afin de concentrer le propos sur les biomatériaux eux-mêmes.

Un biomatériau est défini dans le langage courant comme une « matière destinée à être implantée dans un organisme vivant pour remplacer un organe ou un tissu » (1). Cela représente donc l'ensemble des matériaux pouvant être utilisés en milieu biologique sans entraîner de nécrose ou d'irritation des tissus.

Au cabinet dentaire, les biomatériaux sont omniprésents. Nous les développerons en trois grandes parties : les biomatériaux en odontologie conservatrice, puis en prothèse et enfin en chirurgie. Cependant, dans un souci de synthèse et parce qu'ils demandent des travaux complets à leurs sujets, ni les blocs de CFAO ni les matériaux d'impression 3D ne seront détaillés dans cette thèse.

I. Les biomatériaux en odontologie conservatrice

1.1. Matériaux d'obturation directe d'usage (2)

1.1.1. Composites : flow et condensable

1.1.1.1. Composition

De façon simple, les composites sont des matériaux composés d'une matrice organique résineuse, de particules inorganiques et d'un agent de couplage, aussi appelé silane (3). Ils sont solidarisés avec la dent via un protocole de collage, ce qui sous-entend que l'isolation de la dent restaurée avec la digue est possible. Ce sont des biomatériaux particulièrement esthétiques.

La famille des composites se développe de plus en plus avec aujourd'hui une variété de produits importante et il peut être parfois difficile de s'y retrouver.

1.1.1.2. Composites conventionnels

Les composites conventionnels sont mis en place par incrémentation de couches successives de 2mm ou moins avec une photopolymérisation entre chacune des couches (4) (Figure 1). Leur mise en œuvre nécessite de réduire au maximum le nombre de parois dentaires concernées par le nouvel apport de composite (c'est la réduction du facteur cavitaire aussi noté facteur C) (5).



Figure 1 : mise en place d'un composite conventionnel sur une molaire mandibulaire (4)

1.1.1.3. Composites Bulk-fill

La particularité des composites « Bulk-fill » est l'incrémentation des couches sur 4mm qui permet un gain de temps dans l'obturation de cavités de taille importante (6) (Figure 2). Il reste cependant un matériau avec des propriétés mécaniques inférieures à celles des matériaux de restauration indirecte qui seraient également indiqués sur des cavités similaires. En effet après photopolymérisation son taux de conversion est souvent compris entre 40 et 60% (7), ce qui reste moindre que celui de blocs de résine composite utilisés en méthode indirecte et sa résistance globale est très inférieure à de la céramique. Ils ont une translucidité supérieure à celle des composites conventionnels afin de permettre leur polymérisation, sont moins chargés en dioxyde de titane trop opaque et possèdent davantage de relaxateurs de tension et de photo-initiateurs dans leur composition pour amorcer la polymérisation jusqu'au cœur du matériau (8). En contre-partie, les propriétés esthétiques de ces composites sont moindres avec un choix de teinte très limité (9). Ils seront donc moins indiqués dans les restaurations antérieures.

Dans ces composites, l'augmentation du taux de charges permet de réduire la rétraction de polymérisation et d'augmenter les propriétés mécaniques notamment la résistance à l'usure (10). Les études publiées récemment ne permettent pas pour autant de préférer des composites Bulk par rapport aux composites conventionnels (9,11) (qu'ils soient fluides ou condensables) car leurs propriétés générales ne diffèrent pas significativement et leur survie clinique non plus (12–15).

Le composite Admira Fusion X-tra® de Voco et le composite Filtek Bulk-fill® de 3M ESPE sont deux exemples de composites de type Bulk-fill.



Figure 2 : mise en place d'un composite bulk-fill pour traiter la carie vestibulo-distale d'une molaire maxillaire (4)

1.1.1.4. *Choix du type de composite : fluide ou condensable ?*

Le choix se fera selon les préférences du chirurgien dentiste et en fonction de la situation clinique.

Les composites fluides ont pour avantages une bonne adaptation aux parois dentaires et un étalement facile, ce qui leur confèrent de nombreuses indications cliniques. Leurs inconvénients principaux sont des propriétés mécaniques diminuées et un retrait de polymérisation plus important. Ils trouvent leurs indications dans le scellement des puits et fissures, le comblement de cavités de faible profondeur, le traitement de lésions cervicales d'usure, en tant que substituts dentinaires sous des composites condensables, le comblement des contre-dépouilles, la réalisation d'une hybridation dentinaire immédiate avant de coller (Figure 3), ainsi que le déplacement coronaire de la marge cervicale avant collage d'onlays. Les résines composites fluides sont donc devenues une catégorie de biomatériaux indispensable à l'exercice quotidien de la pratique dentaire (exemples : l'Admira Flow® de VOCO, l'Ever X Flow® de GC).



Figure 3 : application de composite fluide en guise d'hybridation dentinaire immédiate avant la colle d'un inlay en méthode indirecte (16)

Concernant les composites condensables, un tableau décisionnel a récemment été proposé pour différencier les résines à placement de masse (Bulk-fill) et celles conventionnelles mises en place sur couches de 2mm (4) :

Tableau 1. Tableau décisionnel entre composites *bulk fill* ou conventionnel pour le traitement de cavités en méthode directe (les techniques indirectes ainsi que les lésions de stades 0 et 4 ne sont pas considérées ici). Devant de larges expositions dentinaires, notamment en occlusal et en proximal, l'implémentation couche par couche peut permettre de réduire le facteur C et de faciliter le modelage esthétique.

		Composite <i>bulk fill</i>	Composite conventionnel
Sites 1 ou 2 Cavités occlusales ou proximales	Stade 1	x	x
	Stade 2	x	x
	Stade 3 - Anatomie occlusale complexe		x
	Stade 3 - Anatomie occlusale plus simple	x	
Site 3 - Cavités cervicales	Stades 1, 2 et 3	x	x

Les différentes catégories de composites possèdent chacune leurs indications particulières et sont complémentaires dans la pratique de l'odontologie restauratrice adhésive. Ces matériaux sont utilisés plusieurs fois par jour dans une activité d'omnipratique au cabinet. Il est donc important d'avoir un choix diversifié de type de composite (Bulk-fill et conventionnel, dont un fluide) ainsi que de différentes teintes.

1.1.1.5. *Bis GMA, UDMA, Ormocer : quelle matrice ?*

La matrice est la partie organique d'un composite ; elle est constituée de monomères et de plus en plus souvent aussi de chaînes de polymères pré-polymérisées pour limiter la future contraction de prise (4). Avant la polymérisation, elle assure la consistance plastique plus ou moins élevée du matériau permettant son utilisation. Après la polymérisation, la matrice assure la cohésion des constituants du matériau. Cependant elle est aussi responsable des échecs liés à la contraction de prise (17).

Le monomère le plus utilisé est le Bis GMA (Bisphénol A glycidyl méthacrylate) mais il existe désormais de nombreux composites comprenant d'autres monomères comme l'UDMA (diméthacrylate d'uréthane) qui peut être utilisé seul ou plus souvent associé au Bis GMA.

L'UDMA présente une faible viscosité et une dureté importante mais ses propriétés mécaniques générales sont dans l'ensemble comparables à celles d'une résine à base de Bis GMA. Sa biocompatibilité est en revanche meilleure par absence de formation de Bisphénol A (18).

Les matrices Ormocer (« ORganicallyMOdifiedCERamics ») sont des matrices qui ont été mises au point dans les années 2000 afin de pallier à la rétraction de prise des composites qui est la principale cause d'échec des obturations composites. Elles contiennent des atomes de silicium et polymérisent selon une réaction sol-gel, sensée réduire la toxicité du matériau et lui conférer un plus faible retrait par rapport aux matrices diméthacrylates (19). De plus, le grand nombre de sites de polymérisation va leur permettre de réticuler sans laisser de monomères résiduels ce qui améliore la biocompatibilité. Ces matrices sont en revanche de plus en plus délaissées par les fabricants car les propriétés mécaniques n'ont jamais pu être optimisées pour dépasser les autres composites.

1.1.1.6. Quelles évolutions récentes ?

Les composites sont des matériaux en constante évolution au point d'en découvrir de nouveaux chaque année sur le marché. Trois des principales évolutions dans le domaine du composite pour restauration en méthode directe concernent les composites chauffés, les composites mono-teinte ou encore la technologie « *full silane coating* ».

Les composites chauffés sont des résines condensables destinées à être placées dans un appareil dont la température est élevée jusqu'à plus de 60°C afin de rendre la texture du matériau plus fluide. Son écoulement s'en trouve augmenté le temps de la mise en place sur la dent (Figure 4), puis en refroidissant le composite retrouve sa consistance d'origine. Les premières études publiées sur le sujet montrent de moindres contractions de prise des matériaux lorsqu'ils sont chauffés mais aucune conclusion ne peut être dégagée concernant les taux de conversion finaux entre les matériaux chauffés ou non puis photopolymérisés (20,21).

Davantage de recul clinique s'avère nécessaire avant de privilégier le recours à des composites chauffés, d'autant plus que l'investissement exige l'achat d'un appareil de chauffage spécifique.



Figure 4 : mise en place d'un composite chauffé dans une cavité occlusale. La fluidité du biomatériau est augmentée le temps du chauffage (photographie du Dr. Nasr).

Les composites mono-teintes comportent des charges sphériques qui permettent le renvoi d'une lumière influencée par la teinte des tissus adjacents (exemple du Ceram.x Spectra ST® de Dentsply Sirona). Cette technologie a été poussée à son maximum dans le composite Omnichroma® de Tokuyama Dental avec des charges sphériques elles-mêmes recouvertes de microparticules sphériques (Figure 5).

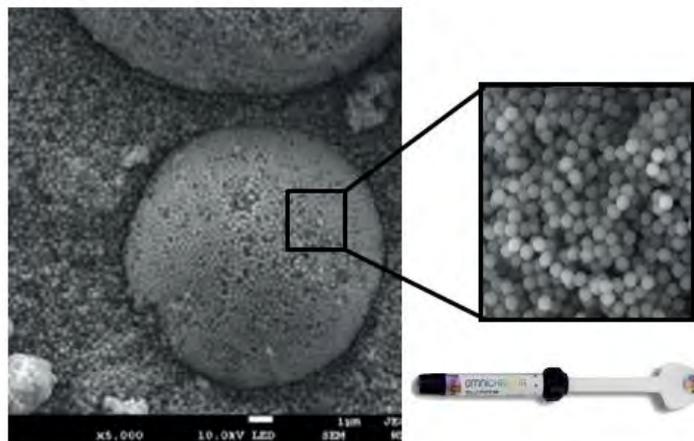


Figure 5 : observation en microscopie électronique à balayage de la structure du composite Omnichroma® de Tokuyama Dental (22)

Enfin, la technologie « *full silane coating* » (ou FSC) a été développée en 2018 par la société GC (23). Elle est basée sur le recouvrement total des charges du composite par un silane, alors que ce recouvrement peut être seulement partiel dans les autres composites. Le G-aenial Universal Injectable® est un composite flow adoptant cette technologie FSC avec pour principe d'avoir des propriétés similaires aux composites condensables (23).

La première étude *in vitro* ayant inclus ce biomatériau rapporte cependant des résultats variables en flexion par rapport à d'autres résines fluides et condensables (24).

Davantage de recul clinique est nécessaire pour ces matériaux de nouvelles générations avant de pouvoir dégager des recommandations quant à leur utilisation. Cela sera potentiellement appuyé par les premières études prospectives et essais cliniques sur le sujet.

1.1.2. Compomères

Les compomères sont des composites modifiés par adjonction de polyacides. Ils ont été créés pour allier les avantages des composites (facilité d'utilisation et résistance mécanique) et des verres ionomères traditionnels (faculté d'adhésion et libération de fluorures). Bien qu'ils se rapprochent des composites en terme de composition et de structure, leurs propriétés mécaniques restent largement inférieures à celles des composites (18). Il est recommandé de limiter leur utilisation dans des zones de faibles contraintes mécaniques ce qui a tendance à limiter leur utilisation. Les compomères ne semblent pas représenter un investissement indispensable en début d'exercice (18).

1.1.3. CVI – CVIMAR

1.1.3.1. *Les CVI conventionnels*

Les ciments verres ionomères (CVI) sont obtenus à partir d'un mélange entre une poudre (composée d'alumine, de silice, de fluorure de calcium) et un liquide (acide polyalkénoïque). Ils trouvent de nombreuses indications en tant que matériaux d'obturation temporaire (restaurations provisoires, scellement de sillons), définitive ou temporaire de longue durée (carie cervicale ou radiculaire, restauration des dents temporaires, prophylaxie carieuse).

Leurs caractéristiques mécaniques et leurs propriétés esthétiques sont nettement inférieures à celles des résines composites.

Les CVI présentent certains avantages majeurs, ils ont une bioactivité intéressante avec un relargage de fluor et une capacité à reminéraliser les structures. En effet, le Fluor qu'ils contiennent se substitue à certains éléments Phosphate de l'hydroxyapatite pour former une fluoroapatite plus résistante. Ils adhèrent naturellement à la dent et cette adhésion peut être augmentée en utilisant un acide polyacrylique à 10% pour conditionner les surfaces en nettoyant la boue dentinaire, ouvrant les tubules et déminéralisant partiellement la surface dentaire. Ces matériaux ont un effet cariostatique (2). Ils sont également très simples d'utilisation, ce qui peut être utile dans des cas de patients non coopérants (enfants, handicapés) (25).

Le Fuji II® en capsules de GC et le Ionostar Plus® de VOCO en sont deux exemples.

Les indications principales des CVI vont être :

- Scellement des puits et fissures, mais les composites semblent avoir de meilleures performances selon certaines études (26)
- Restaurations de site 3 (lésions cervicales) selon la classification Si/Sta (27,28)
- Chez les enfants
- Chez les patients polycariés et/ou atteints de sécheresse buccale, de syndrome d'hypominéralisation des incisives et molaires (MIH), d'amélogénèse imparfaite...
- Chez les patients âgés.
- En temporisation de longue durée (Figure 6)



Figure 6 : CVI occlusal sur une molaire mandibulaire après éviction carieuse et dans l'attente de la restauration d'usage (photographie Dr. Canceill)

1.1.3.2. Les CVI-MAR

Les CVI modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR) photo ou chémo polymérisables ont été développés afin d'améliorer les propriétés des CVI conventionnels. Leur composition est enrichie de monomères résineux (HEMA ou BisGMA) et souvent de photo-initiateurs (29). La photopolymérisation simplifie un peu la mise en œuvre de ces matériaux.

Ils ont des propriétés mécaniques supérieures à celles des CVI conventionnels (30), notamment une augmentation de la résistance à la fracture, de la résistance à l'usure, de la résistance aux forces compressives et tensives, de la résistance à l'hydrolyse et à la déshydratation, ainsi qu'une augmentation de l'adhérence aux tissus dentaires. Leurs propriétés esthétiques sont également améliorées. Cependant, les propriétés générales restent inférieures par rapport aux résines composites et la mise en œuvre des CVI-MAR est à la limite de l'indication de la pose de la digue du fait de la présence de monomères résineux à l'intérieur. La libération de fluorures est inférieure à celle des CVI (18).

Le Fuji II LC® de GC et le 3M Photac® de 3M ESPE sont deux exemples de CVIMAR.

1.1.3.3. Quels autres CVI ?

Il existe également les CVI à haute viscosité, ou condensables, dont la viscosité a été augmentée par la modification de la taille des particules et la modification du rapport entre la poudre et l'acide polyalkénoïque (31). Un recouvrement (ou « *coating* » en anglais) à base de résine auto-mordançante est nécessaire pour compenser la faible résistance à l'abrasion du matériau.

Enfin, la dernière génération de ciments verre-ionomère sont les CVI de haute densité qui contiennent de petites particules riches en ions métalliques et des charges de fluoro-alumino-silicates traitées pour optimiser la réaction de prise (31).

1.1.4. Adhésifs et mordançage (32)

Les adhésifs sont des biomatériaux d'interface qui vont former un lien adhérent et étanche entre les tissus dentaires (en infiltrant les tubulis dentinaires) (Figure 7) et le biomatériau de restauration. L'adhésif doit respecter plusieurs critères : il doit être biocompatible, avoir une bonne adhésion et une bonne étanchéité, être durable, simple à mettre en œuvre et fiable. Cela va permettre d'éviter toute coloration du joint, les reprises carieuses, les sensibilités post-opératoires et les pertes de restaurations.

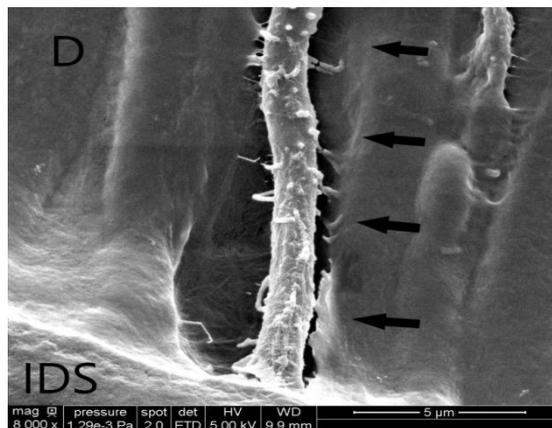


Figure 7 : observation en microscopie électronique à balayage d'un tag d'adhésif ayant infiltré un tubuli dentinaire (16)

Il existe deux grandes classes d'adhésifs, et une troisième qui émerge depuis quelques années :

- Les produits nécessitant un mordançage puis un rinçage avant leur utilisation (M&R)
- Les produits pouvant s'appliquer directement sur les surfaces dentaires : systèmes auto-mordançants (SAM)
- Récemment ont été développés les adhésifs universels (voir ci-après).

1.1.4.1. Les systèmes mordançage et rinçage

Ils se manipulent en 3 étapes (mordançage, primaire, résine adhésive) ou en 2 étapes (primaire et résine adhésive en un seul produit).

Dans les systèmes M&RIII, le mordantage se fait avec un acide orthophosphorique que l'on applique 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine et que l'on va ensuite rincer abondamment. Cela permet d'éliminer la boue dentinaire et d'ouvrir les tubules dentinaires. On applique ensuite un primaire qui est un liquide qui va permettre de préparer le réseau de collagène à la pénétration de l'adhésif. Il faut le sécher délicatement afin d'éliminer les solvants sans collapser les fibres de collagène, puis appliquer la résine adhésive qui va venir infiltrer les tubules. Elle se photopolymérise pour terminer.

Leurs avantages sont une excellente adhésion à l'émail et à la dentine et l'absence d'effets secondaires. L'inconvénient majeur est le nombre important de manipulations. Ils seront donc déconseillés en pédodontie ou chez l'adulte lorsque l'accès à la cavité est complexe (en distal d'une 27 par exemple).

Le système M&RII va permettre de supprimer l'étape d'application du primaire qui est regroupé avec la résine adhésive. Ici, le problème d'élimination des excès d'eau après le mordantage devient primordial : trop d'eau s'oppose à la formation d'un joint adhésif continu, un séchage trop important entraîne un collapsus du réseau de collagène qui sera non propice à la pénétration de la résine.

Ce système présente également une très bonne adhésion aux tissus dentaires et le protocole est simplifié et plus rapide.

1.1.4.2. Les systèmes automordantants

Les monomères acides infiltrent et déminéralisent l'émail et la dentine et il n'y a pas de rinçage après leur application. La boue dentinaire ici n'est pas totalement éliminée mais infiltrée.

Le système SAM II consiste à appliquer un primaire acide qui déminéralise et infiltre les tissus dentaires calcifiés. Il sera séché puis recouvert par une résine adhésive. Il permet de réduire le risque de sensibilités post-opératoires. Un autre avantage à considérer est l'absence de rinçage qui évite de provoquer un apport d'humidité difficile à éliminer et susceptible de compromettre le futur collage.

Cependant, il ne permet pas d'obtenir un collage aussi performant sur l'émail que les systèmes avec un mordantage préalable, notamment si l'émail n'est pas fraisé.

Le système SAM I assure en un seul produit le rôle de mordantage, primaire et résine adhésive. Ses avantages sont de simplifier la technique opératoire et gagner du temps en réduisant le nombre de séquences. Cependant, l'adhésion aux tissus dentaires est plus modérée et ils sont moins stables que les M&R car ils résistent mal à la chaleur.

D'un point de vue clinique, les systèmes auto-mordantants et M&R présentent des propriétés aussi durables dans le temps. En effet, une méta-analyse de 2016 a relevé une moindre résistance en traction au cours du temps pour les échantillons porteurs de systèmes SAM mais la différence ne s'est pas avérée significativement différente par rapport aux M&R (33).

1.1.4.3. Les adhésifs universels

Ils s'apparentent à un SAM I mais peuvent être précédés d'un mordantage (total ou seulement sur l'émail) et donc être utilisés comme un M&R II. Ils seront efficaces dans les 2 cas, avec ou sans mordantage préalable. Ils sont applicables sur les tissus dentaires mais également sur les intrados des pièces prothétiques, donc pour les restaurations directes et indirectes (34). Ces systèmes sont moins sensibles à la manipulation du praticien (34).

Le Scotchbond Universal® de 3M ESPE et le Futurabond U® de VOCO font partie des plus connus des adhésifs universels.

1.1.4.4. Choix du système adhésif

Le choix du système adhésif dépendra principalement de la situation clinique et notamment de la surface d'émail et de dentine exposée.

D'après l'Académie de Dentisterie Adhésive en 2014 :

- Dans les secteurs antérieurs, la présence importante d'émail préconise l'emploi d'un système M&R.
- Dans les secteurs postérieurs, l'exposition dentinaire étant plus importante, et l'accès parfois plus compliqué, l'utilisation d'un SAM en mordançant les marges amélares est plutôt indiquée.

Les systèmes M&R vont plutôt être utilisés lorsqu'il y a un besoin important de rétention (composites de classes IV, inlay onlays, facettes). Ils seront déconseillés en cas de proximité pulpaire.

Les systèmes SAM, eux, vont être préférés dans des zones de faible rétention (composites classe I et II), lors de proximité pulpaire ou en pédodontie ou lorsque le champ opératoire n'est pas optimal.

Dans tous les systèmes adhésifs, il sera primordial de respecter le protocole opératoire de façon rigoureuse pour obtenir un bon collage. La technique adhésive est très sensible à l'opérateur. Une bonne indication et un protocole respecté sont plus importants que la nature de l'adhésif.

Il n'apparaît pas indispensable d'avoir un adhésif de chaque type (M&R2, M&R3, SAM1, SAM2, U) au cabinet, mais selon l'appréciation de chaque praticien, l'achat d'un M&R et d'un SAM semble un compromis intéressant. Les flacons doivent être stockés au réfrigérateur si possible et surtout bien refermés immédiatement après utilisation. La manipulation primordiale lors de l'application d'adhésif est le massage des parois dentinaires avec le microbrush durant le temps indiqué par le fabricant (parfois plus de 20 secondes) (Figure 8).



Figure 8 : application de l'adhésif au microbrush dans une cavité occluso-distal-linguale (16)

Chez le praticien réalisant régulièrement des tenons fibrés, un adhésif à prise dual viendra enrichir son équipement afin de s'assurer lors de la réalisation du tenon que l'adhésif polymérise bien jusqu'à la partie la plus apicale de la préparation canalaire.

1.1.5. Amalgame (18)

Un amalgame est un alliage métallique (Figure 9). Il est composé d'un mélange de mercure liquide et d'une poudre contenant de l'argent, du cuivre, de l'étain et parfois du zinc. Les propriétés mécaniques des amalgames sont excellentes. Cependant, ils présentent les inconvénients suivants : aucune adhésion avec la dent, le caractère inesthétique, la sensibilité à la corrosion, les problèmes environnementaux causés par son rejet dans les eaux usées et la toxicité potentielle pour la santé liés au mercure. Enfin d'un point de vue dentaire, la pose d'un amalgame impose une préparation tissulaire plus délabrante pour créer une cavité en contre dépouille. Sa commercialisation sur le marché Français a été arrêtée en 2019.



Figure 9 : amalgame occlusal sur une 36 (photographie du Dr. Canceill)

Tableau 1 : Comparatif des matériaux d'obturation directe d'usage

→ Les données issues de la littérature indiquent les CVI en cervical et les composites sur autres sites, sans différences entre les adhésifs (35)

	Indications	Résistance globale	Esthétique	Coût	Facilité d'utilisation	Etanchéité	Investissement
Composite fluide	Cavités de faible étendue IDS Comblement des contre-dépouilles Fond de cavité Remontée de marge Scellement de sillons Réparations de joints (36)	Importante	Excellente	€€€	Champ opératoire nécessaire	+++	Indispensable
Composite conventionnel	Restaurations esthétiques antérieures et postérieures	Importante	Excellente	€€€	Champ opératoire nécessaire	+++	Indispensable
Composite Bulk-fill	Cavités grande étendue Restaurations postérieures	Importante	Moyenne	€€€	Champ opératoire nécessaire	+++	Recommandé
Compomères	Cavités de faible étendue	Moyenne	Moyenne	€€	Variable (mieux avec la digue)	++	Facultatif
CVI	Cavités de faible étendue Reconstitutions pré-endodontiques Scellement de sillons Pédodontie	Moyenne	Faible	€€	Simple	+	Si activité importante en pédodontie
CVIMAR	Cavités de faible étendue Reconstitutions pré-endodontiques Scellement de sillons Fonds de cavité Comblement des contre-dépouilles	Moyenne	Moyenne	€€	Simple	++	Recommandé

1.2. Matériaux d'obturation provisoires (29)

La diversité des matériaux utilisables invite à réfléchir sur le choix du matériau à utiliser en fonction des différentes indications.

Les restaurations coronaires vont se faire soit sur dent vivante, soit sur dent non vivante.

Sur dent vivante, le but peut être de :

- laisser du temps à une dent dont le pronostic est douteux en attendant de connaître la réaction pulpaire,
- restaurer une dent lorsqu'une phase de laboratoire est nécessaire pour une restauration indirecte,
- se laisser du temps afin de planifier un plan de traitement global et de soulager le patient.

Sur dent dévitalisée, la temporisation peut être utile :

- en préopératoire pour la réalisation d'une restauration pré endodontique,
- en per opératoire entre deux séances de soin,
- en post opératoire en attente de la réalisation de la restauration définitive.

Un matériau de restauration coronaire provisoire doit respecter plusieurs critères : il doit assurer une étanchéité marginale et avoir une tenue dans le temps minimale, être biocompatible, être facile à manipuler, le coût doit être relativement faible et il doit être compatible avec les procédures du traitement final (29).

1.2.1. Ciments eugénates

1.2.1.1. Oxyde de zinc eugéol (29)

Le ciment oxyde de zinc eugéol (ZOE) est notamment indiqué pour les obturations provisoires et les fonds de cavité. Son utilisation est simple mais sa manipulation a une grande influence sur ses propriétés mécaniques et l'étanchéité de la restauration. Un rapport poudre/liquide inférieur à celui du fabricant entraîne une diminution de l'étanchéité.

Le pH neutre et l'eugénol (dérivé de l'essence de girofle) donnent des propriétés antibactériennes, une action sédatrice, antalgique et anti-inflammatoire au niveau pulpaire. Les autres avantages sont d'être un bon isolant thermique et électrique et d'avoir une bonne étanchéité temporaire (37).

Cependant, il a été montré il y a plus de vingt ans que l'eugénol présent empêche la polymérisation des résines composites (38).

Les inconvénients de ce matériau sont le temps de prise long, une cytotoxicité cellulaire directe (déconseillé en coiffage pulpaire direct, notamment au vu des matériaux désormais disponibles pour le coiffage direct) et un mauvais vieillissement (29).

Ce sont des matériaux de choix dans les cas d'obturation provisoire sur dents vivantes mais leur temps de prise est parfois long en comparaison aux matériaux détaillés ci-après.

1.2.1.2. Oxyde de zinc eugénol renforcé (29)

Afin d'améliorer les propriétés mécaniques, de diminuer le temps de prise et de diminuer la cytotoxicité du ciment oxyde de zinc eugénol, il a été ajouté des charges polymériques dans la poudre et de l'acide ortho-étoxy-benzoïque dans le liquide.

Ces ciments offrent une bonne étanchéité grâce à une très bonne adhérence, le temps de prise est raccourci, ils ont un meilleur vieillissement et une cytotoxicité moindre (39). Le plus connu est l'Immediate Restorative Material (IRM® de DentsplySirona) mais il en existe d'autres moins connus comme le Zinc Eugénol Based® de Proclinic.

Il est utilisé aussi en coiffage pulpaire chez l'enfant et pour les obturations apicales lors des chirurgies de résection apicale.

1.2.2. Ciments à base de sulfate de calcium (29,37)

Le plus connu des ciments à base de sulfate de calcium est le Cavit®. Il existe également le Colosol® de Coltene.

Ce sont des ciments prêts à l'emploi donc très simples à manipuler (à mettre en place et à retirer) ce qui en fait leur principal avantage. Ils ont également une bonne étanchéité immédiate, meilleure que l'IRM sur 8 jours (39,40).

Cependant, ils présentent quelques inconvénients dus à leur prise par absorption d'eau : ils sont déconseillés sur dent vivante car l'absorption peut se faire aux dépens du liquide présent dans les tubuli dentinaires provoquant alors une irritation pulpaire et ils présentent une porosité importante. Ils ont aussi pour inconvénient une dégradation à court terme et des propriétés mécaniques très faibles (inférieures aux ciments à base d'oxyde de zinc-eugénol). Ils seront donc uniquement indiqués pour l'obturation sur de courtes périodes de cavités de faible étendue sans sollicitations occlusales et ayant une profondeur minimum de 3,5mm (29).

Les ciments verres ionomères décrits dans un paragraphe précédent 1.1.3. peuvent également être utilisés en matériau de restauration provisoire de longue durée (39).

Il existe également des résines composites autopolymérisables et photopolymérisables (Isotemp® de Exotec ou Clip® de VOCO par exemple) qui vont permettre de faire des restaurations provisoires avant le collage d'inlay-onlay essentiellement (41).

Tableau 2 : Comparatif des matériaux d'obturation provisoire

	Indications	Vitalité pulpaire	Résistance globale	Durée de temporisation	Facilité d'utilisation	Etanchéité	Investissement
ZOE	Obturations provisoires Fonds de cavité	Bonne tolérance	Faible	< 14 jours	Moyenne	-	Un des deux au moins
IRM®	Obturations provisoires Fonds de cavité	Bonne tolérance	Correcte	< 14 jours	Moyenne	+	
Cavit®	Obturations provisoires de cavités de faible étendue sans sollicitations occlusales	Mauvaise tolérance	Faible	< 14-21 jours	Très simple	+	Recommandé
Résines provisoires	Obturation provisoire après prise d'empreinte et avant collage d'un inlay- onlay	Bonne tolérance Souvent réalisé par-dessus une hybridation dentinaire	Importante	< 1 mois	Simple à poser mais parfois complexe à déposer	++	Si activité adhésive importante

1.3. Matériaux en endodontie

1.3.1. Matériaux de coiffage pulpaire direct

1.3.1.1. *Biodentine*® (2,29)

La Biodentine® de Septodont est un dérivé du ciment de Portland. Elle se constitue d'une poudre composée de silicate tricalcique, d'oxyde de zirconium, de carbonate de calcium et d'un liquide composé d'eau modifiée par du chlorure de calcium et un polymère hydrosoluble (2). Le mélange se réalise à l'aide d'un vibreur.

Ce ciment présente une excellente biocompatibilité, une absence de cytotoxicité par rapport au complexe pulpo-dentinaire et une bonne tolérance vis-à-vis des tissus parodontaux (42). Il aurait la capacité de produire une dentine tertiaire ou réactionnelle (43). Il ne nécessite pas de traitement de surface avant son application. La Biodentine® a une bonne adhésion à la dentine et présente des propriétés mécaniques similaires à la dentine et supérieures au MTA® (44). Ses inconvénients principaux sont son temps de prise long (12 minutes minimum) et sa manipulation peu aisée. Cependant, par rapport au MTA®, sa manipulation est plus simple et son temps de prise est également diminué (45). C'est un matériau plutôt coûteux.

La Biodentine® présente plusieurs indications (46) :

- En tant que substitut dentinaire
- Pour réaliser un coiffage pulpaire direct ou indirect
- Pour réaliser une pulpotomie
- Pour l'apexogénèse, l'apexification et la mise en place d'un bouchon apical
- Pour l'obturation canalaire à retro
- Pour le traitement de résorptions et perforations radiculaires.

1.3.1.2. *Mineral Trioxide Aggregate*®

Le MTA® est produit à partir du ciment de Portland.

Il présente d'excellentes propriétés biologiques :

- Sa biocompatibilité (absence de mutagénicité et de cytotoxicité)
- Sa bioactivité (minéralisation, formation d'un pont dentinaire)
- Son activité antibactérienne et antifongique (47).

Cependant, il a plusieurs inconvénients comme un temps de prise long de plus de 2h (48), une manipulation difficile avec le MTA-gun, l'apparition de dyschromies (47) et un coût élevé.

Le MTA® possède les mêmes indications que la Biodentine®.

1.3.1.3. *Hydroxyde de calcium* (49)

Ce ciment a pour principaux avantages ses effets anti-inflammatoires et antibactériens (50). Il permet également l'induction de la minéralisation des tissus durs. Il peut assurer une isolation thermique en tant que fond de cavité et réduire les sensibilités pulpo-dentaires sous certains matériaux de restauration coronaire. Son utilisation est simple et son coût faible (44).

Le principal inconvénient de ce matériau vient du fait qu'il ne se distingue pas radiologiquement de la dentine au niveau de sa radio-opacité. De plus, les résultats de plusieurs études montrent une fragilisation de la dentine canalaire après une exposition prolongée à l'hydroxyde de calcium (51–53). Lors des techniques d'apexification, il doit être renouvelé régulièrement ce qui n'est pas nécessaire avec le MTA® ou la Biodentine®.

Il possède de nombreuses indications :

- En tant que médication intra-canaire
- En tant que fond de cavité
- En tant que coiffage pulpaire direct
- Pour la réalisation d'apexogenèse ou d'apexification
- Dans le traitement de résorptions ou de perforations.

Tableau 3 : Comparatif matériaux de coiffage pulpaire direct (44)

	Résistance globale	Facilité d'utilisation	Temps de prise	Étanchéité	Coût	Investissement
Biodentine®	Bonne	Peu aisée	12min	Bonne	€€€	Au moins un des deux
MTA®	Bonne	Complexe	>2h	Bonne	€€€	
Hydroxyde de calcium	Faible	Simple	2-6min	Faible	€	Recommandé

1.3.2. Ciments d'obturation (54–56)

Le ciment d'obturation canalaire va permettre d'établir un joint étanche entre la gutta percha et les parois canalaire. Lors du scellement, le but va être d'avoir une épaisseur de ciment la plus fine possible. Les ciments sont toujours utilisés en association avec un matériau de remplissage (Figure 10). Ils vont permettre de combler les vides entre la gutta et les parois dentaires et de réaliser une obturation tridimensionnelle du réseau canalaire.



Figure 10 : obturation endodontique d'une incisive mandibulaire (Dr. Canceill)

1.3.2.1. Ciments à base d'oxyde de zinc eugéol

Les eugénates, principalement composés d'oxyde de zinc et eugéol, sont les ciments canalaire les plus utilisés dans les cabinets.

Ils ont pour avantages de présenter une bonne biocompatibilité, des propriétés analgésiques, anti-inflammatoires, bactéricides et antifongiques, une faible solubilité et une bonne étanchéité apicale et des canaux accessoires. Le retraitement est possible avec ce type de ciment.

L'inconvénient majeur est leur faible adhésion aux parois dentaires (57) et ils peuvent également entraîner une coloration grise de la dent.

Il existe par exemple le Sealite Regular® de Acteon et l'Endofill® de Dentsply.

1.3.2.2. Ciments à base d'hydroxyde de calcium

Ces ciments sont bien tolérés et permettent une bonne cicatrisation apicale par la formation de néocément et une action antiseptique. Ils sont bactériostatiques et ont une action anti-inflammatoire. Leur inconvénient est leur résorption à long terme entraînant une perte d'étanchéité (57,58). Les taux de succès à 3 et 4 ans sont comparables à ceux des ciments oxyde de zinc eugéol (59). Ils vont être souvent utilisés en médication temporaire avec un renouvellement important.

Les plus connus sont le Sealapex® de SybronEndo et l'Apexit® de Vivadent.

1.3.2.3. Ciments à base de résine

Ces ciments présentent une bonne étanchéité, de bonnes propriétés d'adhérence ainsi qu'une bonne résistance à la résorption. Cependant, ce sont les plus cytotoxiques des ciments endodontiques et le retraitement sera difficile du fait de leur insolubilité. Ils n'ont aucun effet antibactérien.

Les formes les plus connues sont l'Obturation Spad® de Dentsply et le Forfénan® d'Endoplast.

1.3.2.4. Ciments à base de verre ionomère

Ces ciments présentent une bonne biocompatibilité, une bonne résistance, ils adhèrent naturellement à la dentine et ont un effet bactéricide immédiat grâce à la libération de fluorures. Ils sont simples à utiliser et ils augmentent la résistance à la fracture des racines (60).

Ils sont sensibles aux conditions de prise et le retraitement endodontique va être compliqué. Ils ont une solubilité importante qui entraîne une perte d'étanchéité (61). Ils n'adhèrent pas à la gutta-percha.

1.3.2.5. *Ciments à base de silicone*

Les ciments à base de silicone sont des matériaux récents. La cicatrisation apicale est comparable à celle des ciments oxyde de zinc-eugénol (62). Ils semblent avoir une excellente biocompatibilité (63). Ils ont une bonne étanchéité et une faible cytotoxicité.

Le retraitement est difficile et il y a une faible obturation des canaux latéraux. L'effet antibactérien est faible. La question se pose aussi pour les retraitements de l'élimination complète du silicone qui est par définition un élément tenace à supprimer.

1.3.2.6. *Ciments biocéramiques*

Ces ciments présenteraient une meilleure biocompatibilité que les ciments résineux selon une étude de Zhang et *al.* en 2010 (64). Ils ont également une faible cytotoxicité (65,66). Ils présentent une très bonne étanchéité, une bonne action anti-bactérienne et une grande adhésion à la dentine. Cependant, le retraitement endodontique sera difficile, le recul clinique sur ces matériaux est faible et son coût est très élevé. Il est recommandé pour favoriser le retraitement de les utiliser en tant que ciment associé à de la gutta percha et non pas en obturation monobloc.

Il existe par exemple le ProRoot Endo Sealer® de Dentsply, l'IRoot SP® de VerioDental, l'EndoSequence BC Sealer® de Brasseler.

Tableau 4 : Comparatif des ciments d'obturation en endodontie

Une méta-analyse de référence en 2007 comparant les techniques d'obturation par condensation latérale sur la gutta percha ou la thermocompaction relevait l'absence de différence significative sur le taux de succès (67). Le recours à un biomatériau de scellement associé à la gutta doit se faire dans le strict respect du protocole le mieux maîtrisé par le praticien et le plus adapté à la situation clinique.

	Biocompatibilité	Effet bactéricide	Étanchéité	Bioactivité	Retraitement	Investissement
Oxyde de zinc eugéol	Bonne	+	Moyenne	Non	Possible	Recommandé
Hydroxyde de calcium	Bonne	+	Moyenne	Anti-inflammatoire Anti-bactérien	Possible	Recommandé
Résine	Passable	-	Bonne	Non	Difficile	Facultatif
Verre ionomère	Bonne	+	Moyenne	Non	Difficile	Facultatif
Biocéramiques	Très bonne	++	Bonne	Ostéoinducteur Favorise la cicatrisation	Difficile si utilisé en monobloc	

1.3.3. Gutta Percha (54,68)

La gutta percha et un ciment de scellement sont les deux matériaux indispensables à la bonne obturation de l'endodonte.

Les avantages de ce matériau sont nombreux. Les cônes de gutta sont biocompatibles, ils ont des propriétés anti-bactériennes et ils sont non résorbables. Ils ne présentent pas de variations dimensionnelles, sont radio-opaques et permettent le retraitement. La gutta est également facile à manipuler et a un coût raisonnable.

C'est le matériau de choix afin de réaliser le corps du traitement endodontique.

La gutta va pouvoir être compactée à chaud ou à froid, associée à une fine couche de ciment (Figure 11), permettant une obturation tridimensionnelle étanche et stable dans le temps.

Différentes techniques sont utilisables :

- La technique monocône : elle présente plusieurs inconvénients comme une grande épaisseur de ciment entraînant une mauvaise étanchéité et peu d'obturation des canaux accessoires et secondaires
- Le compactage latéral à froid : c'est une technique longue et difficile à mettre en œuvre, elle présente également un excès de ciment
- Le compactage vertical en vague multiple : c'est une technique d'obturation utilisant de la gutta chauffée
- Le compactage vertical en vague unique
- Le compactage thermo-mécanique : réalisé à l'aide d'un thermocompacteur, cette technique peut être combinée avec celle du compactage latéral à froid.

Il existe également des systèmes d'obturation avec tuteurs comme le Thermafil®. Il est constitué d'un tuteur en plastique recouvert de gutta percha. La présence d'un tuteur va rendre plus difficile le retraitement et va empêcher la préparation d'un ancrage pour une restauration corono-radulaire.

Quelque soit la technique choisie, elle sera opérateur-dépendant. Le respect de la méthodologie de la technique optimisera le succès du traitement.



Figure 11 : cônes de gutta percha associés à un ciment d'obturation

II. Les biomatériaux en prothèse

2.1. Les matériaux d’empreinte

2.1.1. Les hydrocolloïdes

2.1.1.1. Les hydrocolloïdes irréversibles (alginates) (69–71)

Les hydrocolloïdes irréversibles sont les matériaux à empreinte les plus utilisés.

Ils sont classés en 3 catégories :

- Les alginates de classe A, alginates de haute définition, utilisés pour la réalisation d’empreintes d’inlay ou couronnes
- Les alginates de classe B, traditionnels, vont trouver leur indication dans les cas de prothèse amovible partielle
- Les alginates de classe C vont être utilisés pour la réalisation des modèles d’étude ou des modèles antagonistes.

Les alginates sont des matériaux à empreinte faciles d’utilisation, peu coûteux et hydrophiles. Leur temps de prise est court ce qui est plus confortable pour le patient. Cependant, l’empreinte doit être traitée très rapidement afin d’éviter des déformations. Ils présentent des variations dimensionnelles et leur résistance au déchirement est faible. Ils seront contre-indiqués dans les cas de crêtes flottantes du fait de leur compression.

L’Aroma Fine Plus® de GC et l’Alginate Zelgan® de Dentsply en sont deux exemples.

Ces matériaux vont avoir comme indications :

- La réalisation de modèles d’étude
- Les empreintes pour prothèse amovible partielle et complète
- Les prothèses provisoires
- La réalisation de porte empreinte individuel
- La réalisation de gouttières d’éclaircissement ou de protège-dents (Figure 12).



Figure 12 : prise d'empreinte maxillaire à l'alginate de classe A (Turboprint® de R&S) pour gouttière d'éclaircissement

2.1.1.2. Les hydrocolloïdes réversibles (69,70)

Ce sont les premiers matériaux à empreinte qui ont été utilisés en odontologie.

Ce sont des matériaux fluides et peu compressifs, efficaces pour réaliser l'enregistrement de limites prothétiques supra-gingivales.

Cependant, ils ne peuvent pas enregistrer des limites sous-gingivales, le matériel initial est coûteux, ils sont difficiles à utiliser et l'empreinte doit être rapidement traitée ce qui limite aujourd'hui leur utilisation au profit d'autres matériaux.

2.1.2. Les élastomères

2.1.2.1. Les silicones A (70,71)

Les élastomères de silicone sont indiqués pour l'enregistrement des préparations de prothèses fixées. Il existe des silicones qui réticulent par condensation et des silicones qui réticulent par addition.

Les silicones formés par condensation ont une bonne précision (de l'ordre de 25µm) et possèdent une résistance au déchirement élevée. Ce sont des matériaux hydrophobes et peu flexibles.

Les silicones par addition (aussi appelés poly vinyl siloxanes) permettent un traitement différé de l’empreinte, leur précision est bonne (25µm) et ils ont une bonne résistance au déchirement. Ce sont des matériaux coûteux, ils sont déconseillés en cas de contre-dépouilles du fait de leur faible flexibilité et leur temps de travail est assez court.

Ils sont indiqués en prothèse adjointe et en prothèse conjointe. Les silicones lourds (par opposition aux silicones fluides) permettent de réaliser des isomoulages pour la conception de couronnes provisoires (Figure 13).

Il existe l’Aquasil® de chez Dentsply, l’Honigum® de DMG, l’Express 2® de 3M ESPE.



Figure 13 : isomoulage d’incisives mandibulaires en Aquasil putty®

2.1.2.2. Les polyéthers (69,70)

Les polyéthers trouvent leurs indications dans les cas d’enregistrement de préparations cavitaires et périphériques en prothèse conjointe. Ils sont très utilisés en implantologie pour les empreintes à ciel ouvert comme à ciel fermé.

Ce sont les matériaux les plus tolérants à l’humidité. Ils possèdent une bonne stabilité dimensionnelle ce qui permet un traitement différé de l’empreinte et les empreintes peuvent être traitées plusieurs fois. Les polyéthers sont rigides et ont un temps de travail relativement court.

L’Impregum Penta® de 3M EPSE en est l’exemple le plus connu.

Il existe une classe particulière de polyéthers destinés à la réalisation d'empreintes anatomo-fonctionnelles partielles ou complètes en prothèse amovible. Dotés d'un temps de travail plus long, ils permettent de faire réaliser des mouvements au patient pour enregistrer aussi bien les surfaces muqueuses que les brides et muscles périphériques. Le plus connu est la Permadyne® de 3M (Figure 14).



Figure 14 : empreinte secondaire pour prothèse complète réalisée en polyéthers de différentes viscosités (Permadyne®) (photographie du Dr. Canceill)

2.1.2.3. Les polysulfures (69,70)

Ces matériaux sont indiqués en prothèse adjointe partielle et totale lorsqu'un enregistrement muco-dynamique des surfaces est souhaité. Cela est possible grâce un temps de prise long et la disponibilité de différentes viscosités.

Ce sont des matériaux peu coûteux et d'une bonne précision. Leur flexibilité est élevée ce qui permet l'enregistrement de contre-dépouilles. Ils ont une bonne résistance au déchirement permettant d'enregistrer des zones sous-gingivales profondes.

Les polysulfures sont hydrophobes et doivent être traités rapidement après la prise de l'empreinte du fait de leur rétraction de prise. Ils doivent être utilisés avec un porte empreinte individuel et un adhésif spécifique. Ils présentent une odeur désagréable.

2.1.3. Les pâtes oxyde de zinc eugéno (69–71)

Les pâtes oxyde de zinc eugéno sont utilisées pour corriger ou compléter une empreinte secondaire en prothèse adjointe afin d'enregistrer de façon dynamique les tissus para-prothétiques, le surfaçage des secteurs édentés et la stabilisation des bases d'occlusion.

Ces pâtes possèdent une bonne stabilité dimensionnelle (l'empreinte pourra être conservée longtemps), une faible viscosité et sont hydrophiles. Cependant, elles ont une faible élasticité et ne peuvent donc pas enregistrer les surfaces présentant des contre-dépouilles. De plus, l'eugéno contenu peut provoquer des sensations de brûlure notamment chez les patients présentant une sécheresse buccale.

Elles seront contre-indiquées dans les cas de crêtes flottantes du fait de leur compression et lorsqu'il y a présence de dents.

Malgré leur temps de prise très long, elles sont indiquées en cas de salivation importante et pour les empreintes secondaires.

Tableau 5 : Comparatif des matériaux à empreinte (71,72)

	Viscosité	Hydrophilie	Temps de prise	Stabilité dimensionnelle	Précision	Coût	Investissement
Alginates de classe B	++	+	2-3min	-	-	--	Indispensable
Silicones A	Variable selon le silicone	-	3-5min	++	+++	++	Indispensable
Polyéthers	Variable selon le type de polyéther	++	De 2,5 min à plus de 5 min	++	++	+++	Si activité de prothèse complète et/ou d'implantologie importante
Polysulfures	+/-	+	8-10min	-	+++	--	Facultatif
Pâte oxyde de zinc eugénol	-	+++	3-9min	+++	+++	---	Facultatif

En 2018, une revue Cochrane a été publiée sur la thématique des biomatériaux d'enregistrement en prothèse (73). En s'appuyant sur une revue très précise de la littérature, les auteurs ont détaillé des arbres décisionnels pour aider les chirurgiens dentistes à choisir le meilleur protocole d'empreinte pour les différentes situations cliniques auxquelles il peut être confronté. La revue intégrale est disponible via ce QR code :



2.2. Résines pour couronnes provisoires (74)

Les matériaux pour couronnes provisoires doivent remplir un cahier des charges (75) :

- Facilité de mise en œuvre, de modification, de polissage
- Biocompatibilité et faible conductivité thermique
- Résistance aux contraintes mécaniques
- Stabilité dimensionnelle et absence de porosité.

2.2.1. Résines méthacrylates photopolymérisables (76–78)

L'exothermie lors de la réaction de prise de ces résines est plus faible que pour les résines méthacrylates chémo-polymérisables. Le rebasage de ce matériau permet d'obtenir des limites très précises et l'élimination des excès est facile. Leur réaction est duale (à la fois chémo et photopolymérisable). Ces résines vont être particulièrement intéressantes lorsqu'il y a potentiellement des contre-dépouilles mineures et pour un ajout de résine ponctuel.

2.2.2. Résines méthacrylates chémo-polymérisables (76,79,80)

Ce sont des résines présentées sous forme de poudre et de liquide, qui, lors du mélange vont produire une exothermie toxique pour la pulpe et les tissus parodontaux. Elles possèdent des propriétés mécaniques correctes mais ne peuvent pas rester longtemps en bouche. Elles présentent une contraction lors de la prise.

Les résines méthacrylates chémo-polymérisables sont simples d'utilisation, faciles à rebaser et solides. Elles présentent un bon état de surface à condition de les polir (sinon elles sont un site de rétention bactérienne) et leur coût est faible. Ces nombreux avantages font de cette résine une des plus utilisées en cabinet.

Le TAB2000® de Kerr Dental et la résine Unifast® de GC sont deux exemples.

2.2.3. Résines composites chémozpolymérisables (76,77,81)

L'utilisation de ces résines en cartouche avec embout mélangeur est très ergonomique et rapide. La consistance est définie par l'automélange. Elles ont une réaction thermique modérée, une absence d'odeur désagréable, une bonne stabilité dimensionnelle et une certaine plasticité permettant la réalisation de prothèses plurales et rendant la désinsertion aisée. Elles ont une faible contraction de prise permettant une bonne adaptation marginale, leur esthétique est bonne et le polissage n'est pas obligatoire pour donner un bon état de surface. Ce sont les résines préférentielles à utiliser sur dents vivantes.

Cependant, la mise en œuvre et le rebasage de ces résines est compliqué et elles sont plus coûteuses.

Il existe le Structur 2 et 3® de chez VOCO et le ProTemp II® de 3M ESPE par exemple.



Figure 15 : couronne provisoire réalisée avec le Structur 2® de VOCO (résine composite chémozpolymérisable)

2.2.4. Coques pré-formées type Ion-Cron®

Ces coques sont en polycarbonates. La coque va être choisie en fonction du diamètre mésio-distal mesuré entre les dents adjacentes (74). Elle va ensuite être rebasée à l'aide d'une résine chémopolymérisable pour une meilleure adaptation cervicale et une bonne rétention.

Elles ont pour avantages de permettre une réalisation sans empreinte préalable, elles sont faciles à mettre en œuvre, ont de bonnes propriétés mécaniques, un bon état de surface très lisse et une teinte semblable à celle de la dent (82). Cette technique est utilisable dans de nombreuses situations cliniques (couronne simple, à tenon) et donne une forme anatomique correcte facilement. L'esthétique pour les dents antérieures est satisfaisante (74).

Cependant, les coques présentent quelques limites comme un ajustage occlusal important, une adaptation difficile de la coque, le prix et la nécessité d'un stock important.

Il existe également les couronnes Protemp® de 3M ESPE.

2.2.5. Tenons métalliques

Les tenons métalliques ont été les premiers mis en œuvre et sont encore aujourd'hui les plus utilisés.

Un des principaux inconvénients est le fait que les forces soient concentrées à l'extrémité apicale du tenon, augmentant le risque de fracture au niveau de cette zone (83). De plus, ils présentent un manque d'adaptation aux parois du canal entraînant le plus souvent le descellement de la restauration.

2.2.6. Tenons fibrés

D'apparition plus récente, ces tenons composites renforcés par des fibres ont pour objectif de pallier aux inconvénients des tenons métalliques. Ils vont permettre de réduire le risque de fracture dentaire en apportant une meilleure répartition des contraintes masticatoires au niveau de la dentine radicaire (83,84).

Ils ont également pour avantages une esthétique très satisfaisante et une bonne biocompatibilité (84).

Cependant, une situation sous ou juxta-gingivale des limites cervicales ne va pas permettre de les coller (84).

Outre les instruments rotatifs (forets et évaseurs), le coffret de mise en œuvre des tenons fibrés doit comprendre un adhésif dual (déjà détaillé précédemment) et un composite de collage dual (détaillé plus loin) (Figure 16).

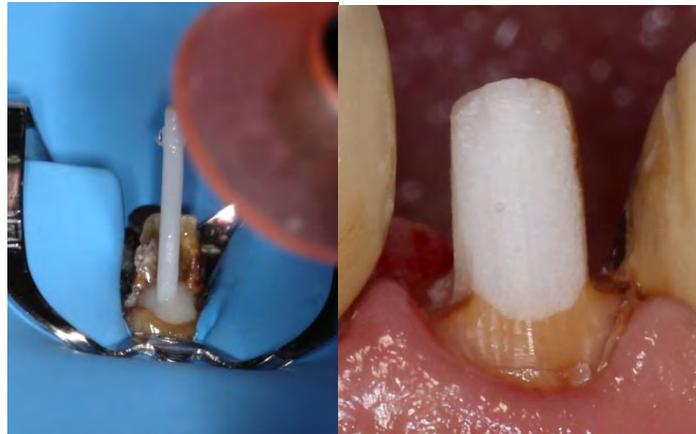


Figure 16 : mise en place d'un tenon fibré sur une 11 (photographies du Dr. Canceill)

2.2.7. Tenons calcinables

Le principe est de les associer à une résine calcinable elle aussi (type Duralay®) (Figure 17) pour constituer en bouche l'inlay-core à envoyer ensuite au prothésiste sans phase d'empreinte. Cette procédure est contre-indiquée en présence de contre-dépouille dans le canal.



Figure 17 : tenon calcinable (en jaune) et résine Duralay® (rouge) (photographie du Dr. Canceill)

Tableau 6 : Comparatif des matériaux pour couronnes provisoires

La dernière méta-analyse en date concernant les matériaux pour couronnes provisoires a fait état en 2018 des meilleures performances des résines di-méthacrylates (type Tab2000® et Unifast®) par rapport aux mono-méthacrylates (85).

	Facilité d'utilisation	Biocompatibilité	Résistance	Etat de surface	de Coût	Investissement
Résines méthacrylates photopolymérisables	Facile	-	Moyenne à bonne	+	€	Facultatif
Résines méthacrylates chémozpolymérisables	Facile	--	Moyenne à bonne	+	€	Recommandé
Résines composites chémozpolymérisables	Moins facile	+/-	Moyenne	++	€€	Indispensable
Couronnes préformées	Facile	+	Bonne	+++ avant retouches	€€€	Recommandé

2.3. Les matériaux pour prothèse amovible

2.3.1. Ivolen®

L'Ivolen® est une résine autopolymérisable utilisée pour la réalisation des porte empreintes individuels en prothèse amovible complète (ajusté et non perforé), en prothèse amovible partielle (espacé et perforé (Figure 18)) et de maquettes d'occlusion. Ce matériau est stable dans le temps et ne colle pas. Tous les matériaux à empreinte peuvent être utilisés avec des porte-empreintes en Ivolen® en associant un adhésif (86).



Figure 18 : exemple de porte empreinte individuel perforé mandibulaire en Ivolen® (photographie Dr. Canceill)

Il présente comme avantages une mise en œuvre et des rajouts faciles (86).

Ce produit va être majoritairement utilisé par le prothésiste au laboratoire. Cependant, il peut être intéressant d'en posséder au cabinet pour la prise en charge de certaines situations cliniques compliquées.

2.3.2. Pro-base de réparation

La ProBase® de Ivoclar Vivadent est une résine autopolymérisable. Elle est facile à utiliser, précise et a une bonne stabilité dimensionnelle (87). Elle est indiquée pour les réparations (Figure 19) et le rebasage de prothèse partielles et totales (87).

A la différence d'une réparation réalisée au laboratoire de prothèse, la polymérisation optimale de la résine avec la ProBase® au cabinet ne peut être obtenue car il est difficile de respecter une chaîne de conception sous pression notamment.

Sa réaction de prise exothermique limite son utilisation directement en bouche et sa surface doit être polie soigneusement après la polymérisation, surtout si des retouches sont effectuées à la pièce à main.

Le Rebaron® de GC est un autre exemple de résine de réparation directe au fauteuil.

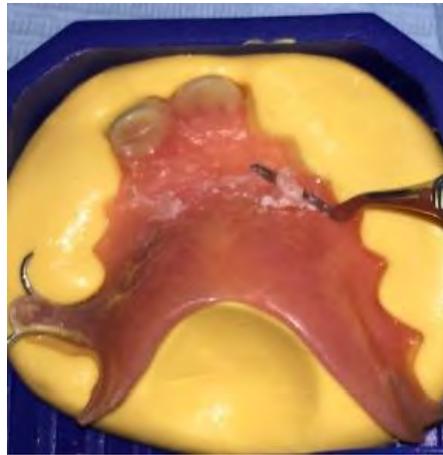


Figure 19 : réparation d'une prothèse amovible partielle fracturée avec une résine de réparation (photographie Dr. Canceill)

2.3.3. Les cires

2.3.3.1. *Aluwax*

La cire Aluwax est une cire d'enregistrement de l'occlusion lors du rapport inter-arcades. C'est une cire molle à point de fusion très bas (88). Elle contient de l'aluminium renforcé dans le but d'augmenter l'intégrité du composé, de fournir la stabilité requise et la résistance à la chaleur nécessaire pour faciliter le modelage.

2.3.3.2. *Moyco*

La cire Moyco est une cire extra-dure rose foncée qui va être utilisée notamment pour les enregistrements d'occlusion. Elle est opaque et cassante. Elle est indiquée comme soutien de la cire Aluwax dans les bourrelets d'occlusion et pour les cires de relation centrée. Elle a une très haute résistance à la déformation. Pour la manipuler, il faut la réchauffer de façon uniforme. Etant stable à froid, elle permet un montage précis sur articulateur.

2.3.3.3. *Cire de laboratoire*

La cire de laboratoire est une cire molle, peu cassante et moins opaque que la cire Moyco.

Elle va permettre de modifier la forme d'un porte-empreinte et servir de support des dents sur cire.

2.4. **Les plâtres**

Les plâtres en odontologie sont des produits issus du gypse. Ce sont des matériaux indispensables dans les techniques de duplication et de montage en articulateur (89).

Il en existe 5 types qui se définissent par leurs compositions, leurs propriétés et leurs applications (89) :

- Type I : c'est un plâtre tendre, utilisé principalement pour les empreintes primaires lors de l'enregistrement statique des surfaces muqueuses, le montage en articulateur et pour la vérification de la passivité des armatures en implantologie (71,89,90)
- Type II : il est utilisé pour la réalisation des modèles d'étude et de clés de contrôle en implantologie (90)
- Type III : il permet la réalisation des socles (89)
- Type IV : il est utilisé pour la confection de modèles de travail en prothèse scellée ou mixte (90)

- Type V : il est utilisé pour la duplication des arcades (89) en vue de la conception de prothèses fixées et/ou amovibles.

Les plâtres sont également des matériaux qui sont majoritairement utilisés par les prothésistes. Cependant, il est intéressant d'en avoir au cabinet afin de couler directement certains modèles de travail au cabinet.

Ce matériau peut également être choisi pour réaliser l'empreinte primaire en prothèse amovible complète, remplaçant les matériaux à empreinte de type alginate. C'est le matériau de référence mais il est difficile à maîtriser et a un mauvais goût. Il est notamment indiqué en présence de crêtes flottantes (71).

2.5. Ciments de scellement provisoires et définitifs

2.5.1. Ciments oxyde de zinc eugénol

Les ciments oxyde de zinc eugénol sont des ciments de scellement provisoire en prothèse (Figure 20).

Ils peuvent être utilisés sur dents vivantes et en tant que ciment de scellement définitif en implantologie.

C'est un matériau qui est biocompatible du fait de son pH neutre et de sa faible conductivité thermique (25,55), il est facile à utiliser (91). L'utilisation d'eugénol permet une action germicide et sédative.

La présence d'eugénol rend plus complexe un assemblage définitif par collage (55). Cependant, il semblerait que le jour de la pose de la restauration d'usage, un mordantage préalable des surfaces dentaires sur lesquelles était scellée la provisoire inhibe l'eugénol et permette donc le collage (92).

Le TempBond® de Kerr Dental est le plus connu des ciments oxyde de zinc eugénol.



Figure 20 : scellement d'une couronne provisoire au TempBond® de Kerr Dental

2.5.2. Ciments oxyde de zinc sans eugénol

Les ciments oxyde de zinc sans eugénol ne possèdent pas de propriétés antiseptiques, germicides et sédatives. En revanche, ils ont toujours un pH neutre et sont moins irritants pour la gencive (55). Ils sont également indiqués pour le scellement de couronnes provisoires.

Dans la gamme des TempBond® de Kerr Dental, on peut citer le TempBond NE® (NE pour Non Eugénol).

2.5.3. Ciments EBA

Ce sont des ciments à l'acide ortho-éthoxy-benzoïque. Ils ont une résistance à la traction et à la compression supérieure à celle des eugénates ce qui leur permet d'être utilisés sur plusieurs mois (55). Ces ciments peuvent être utilisés sur dents pulpées (25). Ils ont un pH neutre et une faible toxicité.

2.5.4. Ciments provisoires à base de résine

Les ciments provisoires à base de résine peuvent être assimilés aux colles. Ils ne présentent aucune adhésion aux tissus dentaires non préparés.

Ils vont être utilisés pour l'assemblage de prothèses provisoires en secteur esthétique (93) ou pour des prothèses provisoires de longue durée. Ils peuvent être utilisés sur dent vivante et ont une bonne rétention (94). Ils sont compatibles avec les tissus parodontaux. Ces ciments ne polluent pas les préparations et ne contre-indiquent pas le collage de la prothèse définitive (95).

L'inconvénient de ce ciment va être la difficulté de retrait s'il est mis en place sur un composite de reconstitution.

2.5.5. Ciments polycarboxylates de zinc

Les ciments polycarboxylates sont utilisés pour du scellement provisoire de longue durée, préférentiellement pour des prothèses métalliques. Ils ne sont plus utilisés comme ciments de scellement définitifs.

Composés notamment d'une poudre d'oxyde de zinc bactériostatique, ils ont une bonne biocompatibilité et une faible conductivité thermique, ils peuvent donc être utilisés sur dents vivantes. Ils ont une adhérence naturelle à la dentine et à l'émail (55). Ils ont une excellente rétention et permettent un joint cervical étanche assurant la pérennité du scellement et la diminution de l'inflammation pulpaire et parodontale (96). Ils sont simples d'utilisation (97).

2.5.6. Les ciments de scellement du type CVI et CVIMAR

2.5.6.1. Les CVI

Les CVI sont indiqués comme ciments de scellement définitifs, sur dent vivante ou non vivante.

Les ciments verres ionomères ont des propriétés particulièrement intéressantes : ils ont une adhésion intrinsèque à la dentine, à l'émail et au métal non précieux, une bonne étanchéité, une bonne tolérance pulpaire (peu de sensibilités post-opératoires) et parodontale, une bioactivité avec la libération de fluorures (55,98) et la possibilité d'être travaillés en milieu buccal humide (sous gingival, intra-canalair) (97).

Le pouvoir de relargage de fluor dans le temps du CVI lui confère des propriétés bactériostatiques, on constate peu de récives carieuses au niveau du joint des prothèses scellées avec ce ciment (97).

Cependant, ils ont des propriétés mécaniques inférieures à celles de ciments à base d'oxyphosphate de zinc par exemple (55,99). Cette propriété, ajoutée au mécanisme prolongé de prise chimique dans le temps (avec substitution de fluor sur l'hydroxyapatite) peut limiter leur utilisation sur dent support de crochet de prothèse amovible.

Le 3M KetacCem® de 3M ESPE et le Fuji I® de GC sont des exemples de ciment verre ionomère.

2.5.6.2. Les CVIMAR

Les CVI Modifiés par Adjonction de Résine ont été créés pour pallier aux défauts des CVI traditionnels. Les CVI MAR sont les ciments définitifs de choix car ils présentent les mêmes avantages que les CVI traditionnels mais ils sont encore améliorés.

Ils peuvent être utilisés sur dent vivante ou non.

L'adhérence aux tissus dentaires est améliorée par rapport aux CVI avec une adhésion mécanique renforcée par rapport à celle des CVI (97). Ils possèdent également un léger potentiel d'adhésion aux composites due à la présence de résine. Ils ont une bonne tolérance à la manipulation et des meilleures propriétés mécaniques (30,99,100). Tout comme les CVI traditionnels, ils ont une bonne étanchéité immédiate, une bioactivité, une bonne tolérance pulpaire et parodontale. Ils ont un temps de travail augmenté et un temps de prise diminué par rapport aux CVI (25). La seule réelle contrainte est de s'assurer d'une bonne étanchéité des tissus lors du scellement, la présence de résine dans le matériau le rendant moins tolérant à l'humidité.

Aujourd'hui, du fait de leur supériorité par rapport aux CVI classiques, ils vont être privilégiés la plupart du temps (93,101).

Le FujiCEM 2® de GC, le Ketac Cem Plus® de 3M ESPE et le Meron Plus® de VOCO sont trois exemples de ciment de scellement de type CVIMAR.

2.5.7. Ciments oxyphosphates de zinc

Les ciments oxyphosphates de zinc sont des ciments connus de longue date. Ils sont uniquement utilisés sur des dents non vivantes. Ils contiennent de l'acide orthophosphorique qui mordance les tubulis pour augmenter l'ancrage du ciment sur les parois dentinaires.

Ils sont faciles à manipuler et permettent une bonne isolation thermique.

Ces ciments vont être irritants pour la pulpe du fait de leur réaction de prise exothermique et sont mal tolérés par les tissus parodontaux. Ils n'ont aucune propriété adhésive (55). Ils sont opaques et ne seront donc pas être privilégiés comme ciments dans les secteurs esthétiques (25).

2.5.8. Ciments silicates

Les ciments silicates sont des ciments à visée esthétique. Ils sont peu utilisés car remplacés par les ciments verres ionomères et les résines adhésives (25).

Les inconvénients de ces ciments sont qu'ils sont très acides, agressifs pour la pulpe et ils colorent la dentine (102).

Tableau 7 : Comparatif des ciments de scellement (102)

	Indications	Résistance mécanique	Biocompatibilité	Etanchéité	Facilité d'utilisation	Esthétique	Coût	Investissement
ZOE	-Scellement provisoire -Définitif en implantologie	-	Bonne	-	+	-	€	Au moins un des deux
Oxyde de zinc sans eugérol	-Scellement provisoire	-	Bonne	-	+	-	€	
A base de résine	-Scellement provisoire en secteur esthétique	-	Moyenne	+	++	++	€	Facultatif
Ciments EBA	-Provisoire longue durée	+	Moyenne	+	+		€	Facultatif
Polycarboxylates	-Provisoire de longue durée	+	Bonne	++	++	-	€	Facultatif
Silicates	-Définitif, à visée esthétique -Sur dents non vivantes	+	Mauvaise	++	+	++	€	Facultatif
Oxyphosphates de zinc	-Définitif, sur dents non vivantes	++	Moyenne	+	+	-	€	Recommandé
CVI	-Scellement définitif -Sur dents vivantes ou non	++	Bonne	++	++	+/-	€€	Indispensable
CVI MAR	-Scellement définitif -Sur dent vivante ou non	+++	Bonne	++	++	+	€€	Indispensable

2.6. Les matériaux pour coller

Le collage est aujourd'hui un acte incontournable au cabinet. Il va de pair avec une odontologie minimalement invasive, respectueuse des tissus dentaires et cherchant à les préserver.

2.6.1. Composites de collage avec potentiel adhésif

Les composites de collage avec potentiel adhésif sont des résines qui sont intrinsèquement adhésives grâce à des groupements réactifs contenus pouvant se lier aux tissus dentaires. La déminéralisation peut être obtenue par un mordantage/rinçage préalable et/ou par les monomères acides contenus dans la colle (103). Ces colles vont quand même nécessiter un conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques car employées seules, les liaisons chimiques établies vont être insuffisantes (104).

Les monomères permettant d'augmenter l'adhésion des résines utilisés sont :

- Le phosphate de 10-méthacryloyloxydécyle dihydrogène (MDP), par exemple la colle Panavia® de chez Kuraray. Le principal inconvénient de ces colles est la forte inhibition de polymérisation en présence d'oxygène, sa mise en œuvre est donc complexe (105). Cette colle est efficace sur les céramiques polycristallines comme la zircone (106).
- Le 4-méthacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-META), par exemple le Superbond® de Sun Medical. Ces colles sont particulièrement indiquées dans l'assemblage des alliages précieux et non précieux (105,107). Le Superbond® conserve une certaine viscoélasticité après polymérisation ce qui permet la dissipation d'une partie des contraintes subies (108).

Elles sont largement utilisées depuis une dizaine d'années et ont donc un bon recul clinique, leur fiabilité et leur efficacité a été démontrée (105). Cependant, elles peuvent être difficiles à mettre en place (notamment les colles à base de 4-META) avec un protocole très sensible (93,98) et présentent les moins bons résultats esthétiques. Elles demandent, comme pour les autres colles, un contrôle strict de l'humidité (55).

2.6.2. Composites de collage sans potentiel adhésif

Les composites de collage sans potentiel adhésif sont aussi appelés simplement « composites de collage ». Ces résines ne possédant pas de promoteur d'adhésion aux tissus dentaires, cela implique une association avec un système adhésif amélo-dentinaire. La colle fera le lien entre la dent recouverte d'un système adhésif et la pièce prothétique par le biais d'un silane (105). L'intrados céramique nécessitera donc également un traitement de surface (109).

Ces colles se déclinent en différentes viscosités, permettant une adaptation précise, et en différentes teintes ce qui est particulièrement intéressant en secteur antérieur (110). Elles sont radio-opaques. Elles sont performantes mais nécessitent l'utilisation d'un champ opératoire (103). Ces colles ont des valeurs d'adhérence très élevées et vont permettre un renforcement mécanique de l'ensemble dent/reconstitution (110). Ces colles sont utilisées avec les céramiques non-polycristallines (Figure 21) et les composites. Ces composites de collage doivent être à prise duale pour que la polymérisation soit initiée sur les bords de la restauration et qu'elle puisse se propager jusqu'au cœur de la restauration, là où la lumière de photopolymérisation pénètre plus difficilement.

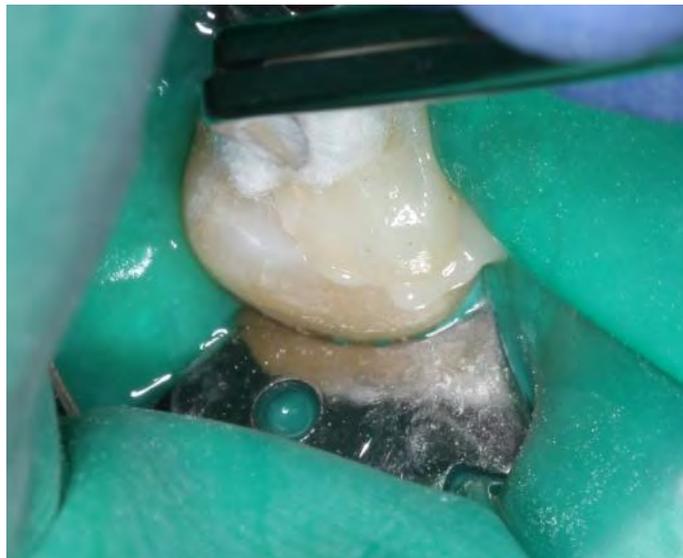


Figure 21 : collage d'un inlay en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (eMax®) avec un composite de collage sans potentiel adhésif (NX3 Nexus® de Kerr Dental). La photopolymérisation flash a permis de figer les excès de colle visibles ici en mésial de la dent. (Photographie du Dr. Canceill)

Des composites de restauration peuvent être utilisés comme des colles sans potentiel adhésif en étant préalablement chauffés à 60°C avant leur utilisation pour obtenir une faible viscosité permettant une bonne adaptation de la pièce prothétique (111) (Figure 22). Le joint de collage aura alors des qualités optiques et esthétiques idéales (105). N'étant pas dual, ils sont particulièrement recommandés pour le collage des facettes (55) car la photopolymérisation pourra être initiée partout grâce à la lampe à photopolymériser.

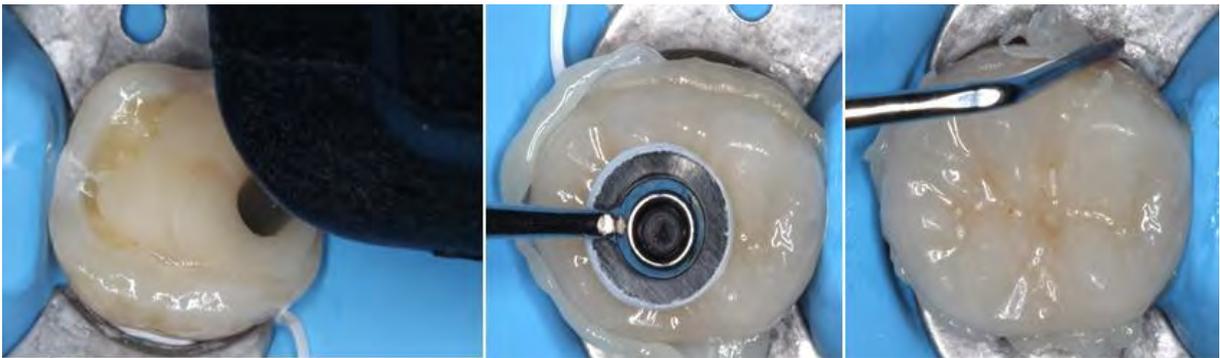


Figure 22 : collage d'un overlay avec un composite chauffé. L'augmentation de la température du matériau permet d'augmenter sa fluidité et l'insertion sous pression de la pièce repousse les excès de composite, qui peuvent être retirés manuellement après photopolymérisation flash. (Photographies du Dr. Nasr)

2.6.3. Colles auto-adhésives

Les colles auto-adhésives ont pour objectif de simplifier les procédures d'assemblage et les étapes de conditionnement dentaire et prothétique. Ces colles vont être auto-mordançantes, auto-adhésives et à prise duale. Aucun traitement des surfaces dentaires ou prothétiques ne va être nécessaire (110). Elles vont être très simples d'utilisation, avec une seule étape clinique (104). Elles sont donc à privilégier dans les cas où l'assemblage doit se faire rapidement (55).

Les colles auto-adhésives présentent en revanche un moindre potentiel d'adhésion ce qui contre-indique leur utilisation pour le collage de facettes ou dans le cas de préparations de faible rétention. Elles vont être indiquées pour le collage de tout type de céramique mais un mordantage préalable de l'émail ainsi qu'une préparation rétentive est recommandée pour le collage d'onlays (110).

Il est conseillé de mordancer les surfaces amélaire afin d'augmenter l'adhésion à l'aide d'acide orthophosphorique à 37% appliqué pendant 30 secondes (112). Elles sont à éviter pour l'assemblage de prothèses métalliques (55).

Les colles auto-adhésives sont duales et sont disponibles en différentes teintes pour une bonne adaptation esthétique des prothèses (105). Leur utilisation est aisée, similaire à celle des ciments de scellement (55). Toutefois, étant d'apparition plus récente, il y a un faible recul clinique sur les colles auto-adhésives (113).

2.6.4. Gels de mordantage pour la céramique

Le protocole de préparation des céramiques va varier selon le type de céramique.

Les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques présentent une phase vitreuse importante, elles vont être traitées par mordantage à l'acide fluorhydrique à 5% pendant 30 à 90 secondes (variable selon le type de céramique) (110,114). L'acide fluorhydrique directement appliqué dans l'intrados prothétique va faire apparaître un relief anfractueux augmentant la surface de contact entre la colle et la céramique (115). Ce procédé est inefficace sur les céramiques possédant peu ou pas de phase vitreuse comme les céramiques polycristallines (zirconium notamment) (116,117).

Les céramiques polycristallines contenant de l'alumine ou de la zirconium vont être sablées pour augmenter la rugosité de la surface de la céramique en envoyant des particules d'oxyde d'alumine d'environ 50µm sous pression d'air (105).

2.6.5. Silane

Le silane est un agent de couplage qui va permettre une adhésion chimique. Il va faire le lien entre les phases organiques et inorganiques. Dans l'assemblage des céramiques, leur utilisation va permettre d'augmenter la cohésion entre la surface prothétique et la colle (115).

Le silane est composé de silicium et d'hydrogène. Il possède un groupement silanol qui va se lier à la silice de la phase vitreuse des céramiques et un groupement méthacrylate qui va polymériser avec les résines de collage (105). Pour réagir avec le silane, la céramique doit être recouverte de verre (céramiques feldspathiques ou vitrocéramiques). Si la céramique comporte peu de verre, il faudra réaliser un traitement tribochimique préalable à l'induction de silane (céramiques polycristallines et infiltrées) (103).

Le silane va influencer sur le collage en créant des liaisons covalentes et va augmenter la mouillabilité de la surface. Il doit être appliqué en une seule couche fine à l'aide d'une brosse à dents pour obtenir une stabilité de cette couche (Figure 23). Après l'application, un séchage à l'air va potentialiser son efficacité, les solvants s'évaporant pour ne laisser que les molécules d'intérêt à la surface (103). Une céramique traitée à l'acide fluorhydrique puis silanisée va avoir une adhérence jusqu'à 7 fois supérieure par rapport à une céramique non silanisée (103).

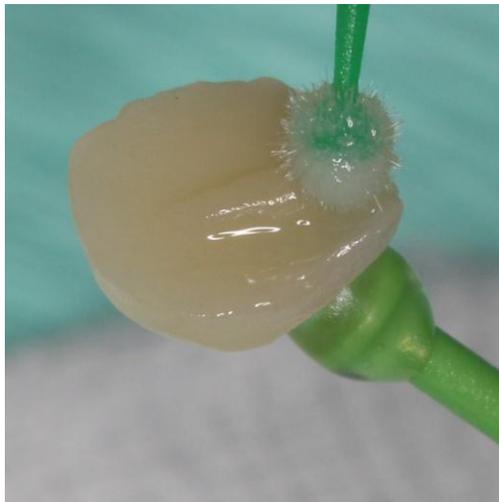


Figure 23 : application de silane dans l'intrados d'un overlay en vitrocéramique (photographie du Dr. Canceill)

Tableau 8 : Comparatif des matériaux pour coller

	Indications	Résistance mécanique	Biocompatibilité	Etanchéité	Facilité d'utilisation	Esthétique	Coût	Investissement
Composites avec potentiel adhésif	Zircone ou alliages selon le type de monomère	+++	Bonne	+++	Complexe	+/-	€€	Indispensable avec le développement de la zircone
Composites sans potentiel adhésif	Facettes et inlay-onlay en composite et en céramique	+++	Bonne	+++	Complexe	++	€€	Indispensable
Colles auto-adhésives	Tout type de céramique, préparations rétentives	++	Bonne	+/-	Facile	+	€€	Facultatif

III. Les biomatériaux en chirurgie

3.1. Substituts osseux

Un substitut osseux est un biomatériau mis en place chirurgicalement sur un site afin de restaurer une perte de substance osseuse. Autrement qu'une autogreffe, il peut être allogène (autre individu de la même espèce), xénogène (autre espèce) ou alloplastique (synthétique) (118).

Un substitut osseux peut être utilisé pour provoquer une néoformation osseuse au niveau d'un site opératoire afin d'obtenir un rétablissement de la morphologie et de la fonction. Le but va être de réparer des défauts osseux, d'augmenter la hauteur d'os disponible, de prévenir la résorption de l'os alvéolaire en post-extractionnel ou d'augmenter le volume résiduel d'une crête pour la mise en place d'implants (118).

En omnipratique, l'utilisation de ce type de biomatériau sera limitée. Cependant, dès lors qu'un praticien va réaliser de l'implantologie et des actes de prothèse plus complexes, il sera indispensable dans certains cas d'utiliser des substituts osseux afin de modifier des situations cliniques pour les rendre plus favorables à la pose d'un implant.

Etant donné la diversité de choix dans les substituts osseux (type et conditionnement) et la diversité des techniques de chirurgie osseuse, les biomatériaux disponibles ne seront pas davantage détaillés ici. Il sera intéressant de commander le biomatériau à chaque fois que ce sera nécessaire, en adaptant la commande à la situation clinique. Le choix du biomatériau se fera en fonction de l'acte à réaliser et des caractéristiques individuelles du patient (119). Posséder un stock de substitut osseux pour le praticien qui ne pratique pas de chirurgie de façon régulière ne présente pas de réel intérêt au risque de dépasser la date de péremption de la stérilité du biomatériau.

3.2. Éponges hémostatiques (Pangen®, Hygitech®)

Les éponges hémostatiques sont des dispositifs médicaux stériles, résorbables, composés de collagène et extraits à partir de derme d'origine bovine (Figure 24). Ces éponges vont permettre de favoriser la formation d'un caillot sanguin stable et de réduire les saignements post-opératoires. Le collagène présent permet de promouvoir l'activation des plaquettes en augmentant la surface d'adhésion ce qui aboutit à la formation du clou plaquettaire et participe à l'activation de la coagulation (120,121).

Ces éponges ont prouvé leur efficacité dans le contrôle de l'hémostase (122,123).

Pour les patients présentant un trouble de l'hémostase, il va être indispensable de mettre en œuvre un protocole d'hémostase locale après un acte chirurgical, incluant la mise en place dans l'alvéole d'une éponge hémostatique.



Figure 24 : éponges hémostatiques de la marque Clinix®

3.3. Sutures

Une suture va permettre d'aboutir à une fermeture passive et complète d'un site opératoire par coaptation des berges afin d'obtenir une cicatrisation (124) (Figure 25). Elle va également permettre l'arrêt du saignement en rapprochant les berges et en immobilisant les tissus afin de stabiliser le caillot sanguin. Elle peut parfois servir à stabiliser les matériaux hémostatiques locaux mis en place dans l'alvéole (125).

Le matériau utilisé afin de réaliser des sutures doit être stérile, facile à manipuler, peu réactif dans le tissu, résistant au retrait et capable de tenir noué sans s'effilocheur ou se couper. Le fil doit être le plus fin possible pour ne pas traumatiser les tissus en les maintenant en place (126).



Figure 25 : cicatrisation complète post-extractionnelle après réalisation de points de suture en secteur antérieur maxillaire (photographie Dr. Canceill)

Il existe différents types de fils. Un fil résorbable peut induire une inflammation lors de sa résorption alors qu'un fil non résorbable n'en déclenche pas ou pas de la même ampleur (127). Le fil résorbable évite une réintervention pour la dépose (128). Les fils mono-filament sont plus coûteux et peu maniables mais ils sont peu rétentifs pour la plaque et les bactéries et sont atraumatiques en traversant les tissus (129). Les fils tressés sont plus maniables, ont une bonne tenue du point et sont moins coûteux mais il y a un plus gros risque de contamination bactérienne et d'inflammation (128,130,131).

Chaque type de fil possède des avantages et des inconvénients. Il sera indispensable d'en posséder au cabinet dentaire pour les patients à risque hémorragique majoré et dès qu'une situation clinique nécessitera leur utilisation (lambeaux...). Il faudra choisir les fils selon la préférence et la maîtrise des sutures du chirurgien-dentiste, en privilégiant si possible les fils mono-filaments qui possèdent le plus d'avantages.

3.4. Alveogyl®

L'Alvéogyl® de Septodont est un pansement hémostatique et antalgique post-opératoire. Il est fabriqué à base de fibres de Penghawar et d'eugénoï. La pâte permet l'hémostase par compression et protège de la surinfection. Grâce à sa texture fibreuse, il adhère à l'alvéole dentaire (132).

Il va être indiqué pour traiter les alvéolites sèches (ou en prévention chez les patients avec antécédents lors d'une extraction dentaire difficile) et pour des douleurs post-avulsion. Il n'est pas indiqué après chaque avulsion dentaire (132).

Il faut appliquer une petite boulette de matériau dans l'alvéole sans suturer et changer ou retirer le produit après 24h à 48h (132).

Conclusion

Lorsqu'un chirurgien dentiste décide de s'installer en cabinet dentaire, il va devoir choisir le matériel dont il disposera dans sa salle de soin ainsi que tous les biomatériaux indispensables à la bonne pratique quotidienne.

Cette thèse a permis de révéler, notamment à travers plusieurs tableaux construits grâce aux données de la littérature, les biomatériaux à posséder en premier lieu.

Différents critères entreront en jeu dans les choix du chirurgien dentiste. La résistance globale du matériau va être prise en compte afin d'investir dans des produits de qualité qui permettront de réaliser un travail minutieux et pérenne. Le coût du matériau aura bien sûr également un impact sur le choix de l'achat d'un biomatériau. La facilité d'utilisation et un temps de prise adapté à la situation clinique seront recherchés afin d'améliorer l'ergonomie du praticien au cabinet. La biocompatibilité sera un critère de choix primordial à évaluer avant d'acheter un biomatériau. Il s'agit en réalité de la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte, sans interférer ou dégrader le milieu biologique dans lequel ils sont utilisés. D'autres critères tels que l'esthétique, la précision du matériau, son étanchéité peuvent avoir une forte influence pour le choix du biomatériau dans lequel investir.

Selon les indications auxquelles répondent les biomatériaux et le type de travail au cabinet, le chirurgien-dentiste va pouvoir se tourner vers un matériau en particulier ou en avoir plusieurs différents afin de répondre à la diversité des situations cliniques qu'il rencontre.

Vu le Président du jury

Vu le directeur de thèse



Table des illustrations

Figure 1 : mise en place d'un composite conventionnel sur une molaire mandibulaire (4)	14
Figure 2 : mise en place d'un composite bulk-fill pour traiter la carie vestibulo-distale d'une molaire maxillaire (4)	15
Figure 3 : application de composite fluide en guise d'hybridation dentinaire immédiate avant la colle d'un inlay en méthode indirecte (16)	16
Figure 4 : mise en place d'un composite chauffé dans une cavité occlusale. La fluidité du biomatériau est augmentée le temps du chauffage (photographie du Dr. Nasr)	19
Figure 5 : observation en microscopie électronique à balayage de la structure du composite Omnicroma® de Tokuyama Dental (22)	19
Figure 6 : CVI occlusal sur une molaire mandibulaire après éviction carieuse et dans l'attente de la restauration d'usage (photographie Dr. Canceill)	21
Figure 7 : observation en microscopie électronique à balayage d'un tag d'adhésif ayant infiltré un tubuli dentinaire (16)	23
Figure 8 : application de l'adhésif au microbrush dans une cavité occluso-disto-linguale (16)	26
Figure 9 : amalgame occlusal sur une 36 (photographie du Dr. Canceill)	27
Figure 10 : obturation endodontique d'une incisive mandibulaire (Dr. Canceill)	35
Figure 11 : cônes de gutta percha associés à un ciment d'obturation	40
Figure 12 : prise d'empreinte maxillaire à l'alginat de classe A (Turboprint® de R&S) pour gouttière d'éclaircissement	42
Figure 13 : isomoulage d'incisives mandibulaires en Aquasil putty®	43
Figure 14 : empreinte secondaire pour prothèse complète réalisée en polyéthers de différentes viscosités (Permadyne®) (photographie du Dr. Canceill)	44
Figure 15 : couronne provisoire réalisée avec le Structur 2® de VOCO (résine composite chémostabilisée)	48
Figure 16 : mise en place d'un tenon fibré sur une 11 (photographies du Dr. Canceill)	50
Figure 17 : tenon calcinable (en jaune) et résine Duralay® (rouge) (photographie du Dr. Canceill)	51
Figure 18 : exemple de porte empreinte individuel perforé mandibulaire en Ivolen® (photographie Dr. Canceill)	53
Figure 19 : réparation d'une prothèse amovible partielle fracturée avec une résine de réparation (photographie Dr. Canceill)	54
Figure 20 : scellement d'une couronne provisoire au TempBond® de Kerr Dental	57
Figure 21 : collage d'un inlay en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (eMax®) avec un composite de collage sans potentiel adhésif (NX3 Nexus® de Kerr Dental). La photopolymérisation flash a permis de figer les excès de colle visibles ici en mésial de la dent. (Photographie du Dr. Canceill)	63
Figure 22 : collage d'un overlay avec un composite chauffé. L'augmentation de la température du matériau permet d'augmenter sa fluidité et l'insertion sous pression de la pièce repousse les excès de composite, qui peuvent être retirés manuellement après photopolymérisation flash. (Photographies du Dr. Nasr)	64
Figure 23 : application de silane dans l'intrados d'un overlay en vitrocéramique (photographie du Dr. Canceill)	66
Figure 24 : éponges hémostatiques de la marque Clinix®	69
Figure 25 : cicatrisation complète post-extractionnelle après réalisation de points de suture en secteur antérieur maxillaire (photographie Dr. Canceill)	70

Bibliographie

1. Définitions : biomatériau - Dictionnaire de français Larousse
2. Barbotin-Larrieu RB. Substitut dentinaire: existe-t-il un matériau biomimétique? [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Paris, France]: Université Paris Descartes; 2018.
3. Giraud T, Ramel C, Raskin A. Les résines composites. Partie 1 - Composition et structure. BMC. 1 mars 2018;3(1):10-21.
4. Campana S-C, Ostrowski D, Nasr K, Garnier S, Joniot S, Canceill T. Mise en œuvre clinique des composites « bulk fill ». Clinique. oct 2019;40(383):659-66.
5. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. janv 2005;21(1):36-42.
6. Gautier C, Gez L, Layole M-C, Lin-Kwang A, Canceill T. Répercussions cliniques des propriétés mécaniques des composites bulk-fill. Dentoscope. 13 juin 2019;(209):10-4.
7. Yu P, Yap A, Wang X. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. Operative Dentistry. janv 2017;42(1):82-9.
8. Manhart J, Hickel R. [Bulk-fill-composites. Modern application technique of direct composites for posterior teeth]. Swiss Dent J. 2014;124(1):19-37.
9. Ilie N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. Clin Oral Investig. 18 mai 2018;
10. Benetti A, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen M, Pallesen U. Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. Operative Dentistry. 11 sept 2014;40(2):190-200.
11. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. Oper Dent. déc 2013;38(6):618-25.
12. Melo RA, Bispo A de SL, Barbosa GAS, Galvão MR, de Assunção IV, Souza RO de A, et al. Morphochemical characterization, microhardness, water sorption, and solubility of regular viscosity bulk fill and traditional composite resins. Microsc Res Tech. 14 juin 2019;
13. García Marí L, Climent Gil A, Llena Puy C. In vitro evaluation of microleakage in Class II composite restorations: High-viscosity bulk-fill vs conventional composites. Dent Mater J. 21 2019;
14. Loguercio AD, Rezende M, Gutierrez MF, Costa TF, Armas-Vega A, Reis A. Randomized 36-month follow-up of posterior bulk-filled resin composite restorations. J Dent. juin 2019;85:93-102.
15. Fahim SE, Mostafa MA, Abi-Elhassan MH, Taher HM. Clinical Behaviour and Marginal Sealing of Bulk-Fill Resin Composite Restorations Using Light Amplified High-Intensity LEDs Curing: A Randomized Controlled Clinical Trial. Open Access Maced J Med Sci. 30 avr 2019;7(8):1360-8.
16. Lamy S. Intérêts mécaniques du scellement dentinaire immédiat pour le collage de restaurations indirectes en composite : analyse in vitro. Conference abstract présenté à: Congrès SFBBD 2019; 2019 juill; Paris, France.

17. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 5 déc 1998;42(3):465-72.
18. Colombat G. Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2002.
19. Canceill T, Garnier S, Monsarrat P, Nasr K, Joniot S. Qu'est-ce qu'un Ormocer ? *BMC.* 2 oct 2017;2(2):14-6.
20. Ahn KH, Lim S, Kum KY, Chang SW. Effect of preheating on the viscoelastic properties of dental composite under different deformation conditions. *Dental Materials Journal.* 2015;34(5):702-6.
21. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent.* nov 2015;43(11):1358-64.
22. Tokuyama Dental. Fiche technique - Omnicroma. 2019.
23. GC. New injectable restorative claims to be strong as a rock. *Br Dent J.* août 2018;225(3):272-272.
24. Imai A, Takamizawa T, Sugimura R, Tsujimoto A, Ishii R, Kawazu M, et al. Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;89:72-80.
25. Colat-Parros DJ, Jordana DF. Les ciments dentaires. In: *Campus Cerimes Odontologie.* 2010. p. 30.
26. Subramaniam P, Konde S, Mandanna DK. Retention of a resin-based sealant and a glass ionomer used as a fissure sealant: a comparative clinical study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* sept 2008;26(3):114-20.
27. Lasfargues J-J, Louis J-J, Kaleka R. Classifications des lésions carieuses. De Black au concept actuel par sites et stades. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale.* France: Elsevier Masson; 2008. (Médecine Buccale).
28. Mount G, Hume W. Préservation et restauration de la structure dentaire. Bruxelles: DeBoeck Université; 2002.
29. Minkara J. Les matériaux de restauration coronaire temporaires : le point sur les critères de choix et les pratiques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2012.
30. Attal J-P. Les ciments verres ionomères (CVI). In: *Campus Cerimes Odontologie.* 2010. p. 21.
31. Compagnon J. Composites versus ciments verre-ionomère en Odontologie Pédiatrique, lequel l'emportera ? [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Lille, France]: Université du Droit et de la Santé de Lille 2; 2016.
32. Degrange M, Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. In: *Campus Cerimes Odontologie.* 2010. p. 29.
33. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlan R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding

- Adhesives: A Systematic Review. *Journal of Evidence Based Dental Practice*. juin 2016;16(2):96-106.
34. Hemamouche A. Intérêt des adhésifs universels dans le collage aux céramiques dentaires [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Paris, France]: Université Paris Descartes; 2018.
 35. Schwendicke F, Göstemeyer G, Blunck U, Paris S, Hsu L-Y, Tu Y-K. Directly Placed Restorative Materials: Review and Network Meta-analysis. *J Dent Res*. juin 2016;95(6):613-22.
 36. Bagherian A, Shiraz AS. Flowable composite as fissure sealing material? A systematic review and meta-analysis. *Br Dent J*. janv 2018;224(2):92-7.
 37. Micouleau P. Reconstitutions partielles indirectes antérieures et postérieures et leur temporisation [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2018.
 38. Hotz P, Schlatter D, Lussi A. [The modification of the polymerization of composite materials by eugenol-containing temporary fillings]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1992;102(12):1461-6.
 39. Bardot L. Les matériaux d'obturation coronaire temporaire en odontologie conservatrice [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2017.
 40. Balto H, Al-Nazhan S, Al-Mansour K, Al-Otaibi M, Siddiqu 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. *J Contemp Dent Pract*. 15 août 2005;6(3):53-61.
 41. VOCO. Fiche technique - Structur 2. 2019.
 42. Zhou H, Shen Y, Wang Z, Li L, Zheng Y, Häkkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*. avr 2013;39(4):478-83.
 43. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod*. juin 2013;39(6):743-7.
 44. Josien P. Le coiffage pulpaire direct : le point à Lille en 2014 [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Lille, France]: Université du Droit et de la Santé de Lille 2; 2014.
 45. Gueguen N. Description de l'utilisation de Biodentine™ dans la pratique clinique actuelle des chirurgiens-dentistes de Nouvelle-Aquitaine [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Bordeaux; 2017.
 46. Saint-Denis P. Biodentine™ : de la conception à l'analyse clinique [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Nancy, France]: Université de Lorraine; 2015.
 47. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. janv 2010;36(1):16-27.
 48. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*. juill 1995;21(7):349-53.

49. Miecaze P. Hydroxyde de calcium en endodontie et déshydratation dentinaire [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Nantes; 2016.
50. Claisse-Crinquette A. Pharmacologie endodontique (III). Les médications temporaires. In: Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Elsevier Masson SAS, Paris; 2011. (Médecine Buccale).
51. Sahebi S, Moazami F, Abbott P. The effects of short-term calcium hydroxide application on the strength of dentine. *Dent Traumatol.* févr 2010;26(1):43-6.
52. Yassen GH, Vail MM, Chu TG, Platt JA. The effect of medicaments used in endodontic regeneration on root fracture and microhardness of radicular dentine. *Int Endod J.* juill 2013;46(7):688-95.
53. Doyon GE, Dumsha T, von Fraunhofer JA. Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. *J Endod.* déc 2005;31(12):895-7.
54. Vincent M. Obturation canalaire en endodontie: techniques actuelles [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Nancy-Metz, France]: Université de Lorraine; 2011.
55. Guy P-A. Evolution des techniques d'obturations : l'apport des ciments biocéramiques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Lille, France]: Université du Droit et de la Santé de Lille 2; 2018.
56. Camut G. Les ciments endodontiques: le point en 2016 [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Nantes; 2016.
57. Pommel L, About I, Pashley D, Camps J. Apical Leakage of Four Endodontic Sealers. *Journal of Endodontics.* 1 mars 2003;29(3):208-10.
58. Hovland EJ, Dumsha TC. Leakage evaluation in vitro of the root canal sealer cement Sealapex. *Int Endod J.* juill 1985;18(3):179-82.
59. Waltimo TM, Boiesen J, Eriksen HM, Ørstavik D. Clinical performance of 3 endodontic sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* juill 2001;92(1):89-92.
60. Lee CQ, Harandi L, Cobb CM. Evaluation of glass ionomer as an endodontic sealant: An in vitro study. *Journal of Endodontics.* 1 avr 1997;23(4):209-12.
61. Carvalho-Júnior JR, Guimarães LFL, Correr-Sobrinho L, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Braz Dent J.* 2003;14(2):114-8.
62. Huumonen S, Lenander-Lumikari M, Sigurdsson A, Ørstavik D. Healing of apical periodontitis after endodontic treatment: a comparison between a silicone-based and a zinc oxide-eugenol-based sealer. *Int Endod J.* avr 2003;36(4):296-301.
63. Silva-Herzog D, Ramírez T, Mora J, Pozos AJ, Silva LAB, Silva RAB, et al. Preliminary study of the inflammatory response to subcutaneous implantation of three root canal sealers: In vivo tissue compatibility of root canal sealers. *International Endodontic Journal.* mai 2011;44(5):440-6.
64. Zhang W, Li Z, Peng B. Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicate-based canal filling material. *Int Endod J.* sept 2010;43(9):769-74.

65. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod.* mai 2011;37(5):673-7.
66. Zoufan K, Jiang J, Komabayashi T, Wang Y-H, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of Gutta Flow and Endo Sequence BC sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* nov 2011;112(5):657-61.
67. Peng L, Ye L, Tan H, Zhou X. Outcome of root canal obturation by warm gutta-percha versus cold lateral condensation: a meta-analysis. *J Endod.* févr 2007;33(2):106-9.
68. Lorang E. L'obturation endodontique : évaluation des nouveaux ciments biocéramiques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Paris, France]: Université Paris Descartes; 2018.
69. Farenc A. Les empreintes en prothèse amovible partielle : matériaux et techniques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université Paris Descartes; 2019.
70. Chauvel B, Turpin Y-L. Les matériaux à empreinte. In: *Campus Cerimes Odontologie*. 2010. p. 31.
71. Othman H. Étude comparative des différents matériaux d'empreinte et d'enregistrement utilisés en prothèse complète [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Marseille, France]: Aix Marseille Université; 2018.
72. Merzouk N, Berrada S, Benfdil F, Abdedine A. Critères de choix des matériaux et techniques d'empreinte en Prothèse Amovible Partielle. *Actualités Odonto-Stomatologiques*. sept 2008;(243):265-78.
73. Jayaraman S, Singh BP, Ramanathan B, Pazhaniappan Pillai M, MacDonald L, Kirubakaran R. Final-impression techniques and materials for making complete and removable partial dentures. *Cochrane Database Syst Rev*. 04 2018;4:CD012256.
74. Assila L, El Figuigui L, Soualhi H, El Yamani A. La prothèse provisoire fixée par technique directe : une solution d'urgence. *Actual Odonto-Stomatol.* sept 2014;(269):10-5.
75. Strassler HE. Fixed prosthodontics provisional materials: making the right selection. *Compend Contin Educ Dent*. janv 2013;34(1):22-4, 26; quiz 28, 30.
76. Chotard K. Critères de choix des matériaux à utiliser dans le cadre d'une réhabilitation conjointe en CFAO [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2013.
77. Paris J-C, Faucher A-J, Brouillet J-L, Ortet S, Richelme J, Camaleonte G. Les restaurations temporaires. 2013.
78. McCabe JF, Walls A. *Applied dental materials*. 9th ed. Oxford, UK ; Ames, Iowa: Blackwell Pub; 2008. 303 p.
79. Richelme J, Casu JP, Vermeulen P. Du projet esthétique à la confirmation par les provisoires : quelles méthodologies ? *Stratégies Prothétiques*. mai 2011;12(3):187-97.
80. Clément M, Noharet R, Viennot S. Réalisation clinique d'une prothèse fixée unitaire : optimisation du résultat esthétique. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. 2016. (Médecine Buccale).

81. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(1):27.
82. Ryckaert P. La prothèse fixée provisoire dans le secteur postérieur : rôles, matériaux et techniques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Lille, France]: Université du Droit et de la Santé de Lille 2; 2016.
83. Chollet PA. Les reconstitutions corono-radicaux [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Nantes; 2006.
84. Idrissi Janati A, El Yamani A, El Bernoussi J. Tenons en fibres de quartz et RCR esthétiques. *Actual Odonto-Stomatol*. mars 2008;(241):7-21.
85. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*. 2018;13(2):e0193162.
86. Ivoclar Vivadent. Fiche Technique - SR Ivolen. 2015.
87. Ivoclar Vivadent. Fiche technique - ProBase Cold. 2015.
88. Serre D, Pouysségur V. Matériaux à empreinte. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. Elsevier Masson SAS, Paris; 1998. (Médecine Buccale).
89. Jordana F, Dupuis V, Colat-Parros J. Plâtres dentaires. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. EM Premium. Elsevier Masson SAS, Paris; 2014. (Médecine Buccale).
90. Kannengiesser F. Le modèle de travail en prothèse fixée : concepts et préceptes [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2013.
91. Kerr Dental. Fiche technique - Temp Bond. 2019.
92. Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller K-A, Friedl K-H, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater*. sept 2005;21(9):794-803.
93. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. juin 2011;56 Suppl 1:67-76.
94. Lawson NC, Burgess JO, Mercante D. Crown retention and flexural strength of eight provisional cements. *J Prosthet Dent*. déc 2007;98(6):455-60.
95. Hill EE, Rubel B. Vital tooth cleaning for cementation of indirect restorations: a review. *Gen Dent*. août 2009;57(4):392-5.
96. Tanchyk A. Using a carboxylate cement for temporary resin crowns. *J Am Dent Assoc*. sept 1996;127(9):1376.
97. Cappelle B. Collage & scellement : Les différents matériaux et leurs usages. *Tech Dent*. janv 2014;(325):7-13.
98. Ladha K, Verma M. Conventional and Contemporary Luting Cements: An Overview. *J Indian Prosthodont Soc*. juin 2010;10(2):79-88.
99. Shimazu K, Karibe H, Ogata K. Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. *Dent Mater J*. 2014;33(4):545-50.
100. Cheron R, Degrange M. Colles et ciments : s'y retrouver et choisir. *L'Information Dentaire*. 3 mai 2007;(18).
101. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health*. févr 2014;6(1):116-20.

102. Akon Laba BB, Didia ELE, Maroua T, Pesson DM, Kouame KA, Djeredou KB. Revue de la littérature : Les matériaux de scellement et de collage en prothèse fixée. *Revue Ivoirienne d'Odonto-Stomatologie*. 2014;16(2):46-51.
103. Anstett A. Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2011.
104. Guetrot A. Optimisation du collage à l'émail et à la dentine [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2018.
105. Macario A. Assemblage des céramiques : analyse au travers de la littérature actuelle et d'un cas clinique [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Nice, France]: Université de Nice - Sophia Antipolis; 2016.
106. Tanış MÇ, Akçaboy C. Effects of Different Surface Treatment Methods and MDP Monomer on Resin Cementation of Zirconia Ceramics an In Vitro Study. *J Lasers Med Sci*. 2015;6(4):174-81.
107. Ohno H, Endo K, Hashimoto M. New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding. *Dent Mater*. mai 2004;20(4):330-7.
108. Gendrel AO, Allard Y, Lehmann N, Sangare A. Collage en odontologie. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*. 2015. (Médecine Buccale).
109. Plard H. Couronnes tout céramique : sceller ou coller? *Dentoscope*. 4 avr 2017;(175):34-40.
110. Marin T. Approche biomécanique du choix des céramiques dans les reconstitution partielles et unitaires collées [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2018.
111. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J*. 22 juill 2011;211(2):63-7.
112. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. déc 2004;20(10):963-71.
113. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. août 2008;10(4):251-8.
114. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. mai 2003;89(5):479-88.
115. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J Prosthet Dent*. sept 2008;100(3):194-202.
116. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. déc 2003;19(8):725-31.
117. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. janv 2011;27(1):71-82.

118. Saad O. Les substituts osseux allogéniques et xénogéniques: utilisation en chirurgie pré-implantaire [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2012.
119. Aubry P. Critères de choix du matériau de substitution osseuse en régénération osseuse [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2015.
120. Aubourg R, Bouché S, Putzolu J. Hémostatiques chirurgicaux. France: Haute Autorité de Santé; 2011 juin p. 10. Rapport No.: HAS-SED-SEM-2011.
121. Scarano A, Murmura G, Di Cerbo A, Palmieri B, Pinchi V, Mavriqi L, et al. Anti-Hemorrhagic Agents in Oral and Dental Practice: An Update. *Int J Immunopathol Pharmacol.* oct 2013;26(4):847-54.
122. Blanchy T, Babilotte J, Fénelon M, Marteau J-M, Fricain J-C, Catros S. Intérêt des éponges de collagène pour prévenir la résorption osseuse post-extractionnelle: revue systématique de la littérature. *Med Buccale Chir Buccale.*juill 2016;22(3):221-32.
123. Ardekian L, Gaspar R, Peled M, Brener B, Laufer D. Does low-dose aspirin therapy complicate oral surgical procedures? *J Am Dent Assoc.* mars 2000;131(3):331-5.
124. Millavet P. Approche minimalement invasive de la chirurgie parodontale [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Toulouse, France]: Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2016.
125. Sklarczyk T. Hémostase en chirurgie orale: guide de bonnes pratiques [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Université de Lorraine; 2017.
126. Tibbetts LS, Shanelec D. Principles and practice of periodontal microsurgery. *The International Journal of Microdentistry.* 2009;1:12.
127. Leknes KN, Røystrand IT, Selvig KA. Human gingival tissue reactions to silk and expanded polytetrafluoroethylene sutures. *J Periodontol.* janv 2005;76(1):34-42.
128. Guillois B. Les sutures après avulsions des troisièmes molaires mandibulaires incluses ou enclavées [Thèse d'exercice pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [France]: Université Paris Descartes; 2019.
129. Javed F, Al-Askar M, Almas K, Romanos GE, Al-Hezaimi K. Tissue reactions to various suture materials used in oral surgical interventions. *ISRN Dent.* 2012;2012:762095.
130. Sortino F, Lombardo C, Sciacca A. Silk and polyglycolic acid in oral surgery: a comparative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* mars 2008;105(3):e15-18.
131. Burkhardt R, Lang NP. Influence of suturing on wound healing. *Periodontol* 2000. juin 2015;68(1):270-81.
132. Septodont. Fiche technique - ALVEOGLYL 10gr. 2013.

**S'ÉQUIPER EN PRATIQUE LIBÉRALE :
QUELS BIOMATÉRIAUX AU CABINET DENTAIRE ?**

RESUME EN FRANÇAIS :

Les biomatériaux sont essentiels au cabinet dentaire mais il est parfois difficile de faire des choix face à la diversité des produits disponibles sur le marché, notamment au début de l'exercice en pratique libérale. Il convient de déterminer les biomatériaux qui sont indispensables, ceux qui sont facultatifs et ceux qu'il est recommandé d'avoir dans tous les domaines de la pratique de l'art dentaire tels que l'odontologie conservatrice, la prothèse et la chirurgie, afin de répondre au mieux à l'ensemble des situations cliniques qui peuvent se présenter.

TITRE EN ANGLAIS : Equipment in liberal practice : what biomaterials in the dental office ?

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie Dentaire

MOTS-CLES : Biomateriaux, Installation, Cabinet dentaire

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR :

Université Toulouse III – Paul Sabatier
Faculté de Chirurgie Dentaire, 3 chemin des Maraichers
31062 Toulouse Cedex

DIRECTEUR DE THESE : Docteur Thibault CANCEILL
