

**UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER**  
**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

---

Année : 2016

Thèse : 2016-TOU3-3005

# THESE

**POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement

Par

**Victor EMONET-DENAND**

Le 11 Janvier 2016

---

## **Quel choix de matériau dans les reconstitutions partielles collées postérieures ?**

Directeur de thèse : Dr Antoine GALIBOURG

---

### JURY

Président  
Assesseur  
Assesseur  
Assesseur

Professeur Serge ARMAND  
Docteur Sabine JONJOT  
Docteur Jean-Noël VERGNES  
Docteur Antoine GALIBOURG



➔ **DIRECTION**

**DOYEN**

Mr Philippe POMAR

**ASSESEUR DU DOYEN**

Mme Sabine JONIOT

**CHARGÉS DE MISSION**

Mr Karim NASR

Mme Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN

**PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE**

Mme Anne-Marie GRIMOUD

**RESPONSABLE ADMINISTRATIF**

Mme Marie-Christine MORICE

➔ **HONORARIAT**

**DOYENS HONORAIRES**

Mr Jean LAGARRIGUE +

Mr Jean-Philippe LODTER

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

➔ **ÉMÉRITAT**

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

**56.01 PÉDODONTIE**

***Chef de la sous-section :***

Professeur d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Adjoints d'Enseignement :

***Mme BAILLEUL-FORESTIER***

Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr VAYSSE

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN

Mme DARIES, Mr MARTY

Mr DOMINÉ

**56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE**

***Chef de la sous-section :***

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Assistant Associé

Adjoints d'Enseignement :

***Mr BARON***

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Mme GABAY-FARUCH, Mme YAN-VERGNES

Mr TOURÉ

Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

**56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE**

***Chef de la sous-section :***

Professeur d'Université :

Maître de Conférences :

Assistant :

Adjoints d'Enseignement :

***Mr HAMEL***

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Mlle BARON

Mr DURAND, Mr PARAYRE

**57.01 PARODONTOLOGIE**

***Chef de la sous-section :*** **Mr BARTHET**  
 Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN  
 Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL  
 Adjoints d'Enseignement : Mr CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr SANCIER

**57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION**

***Chef de la sous-section :*** **Mr COURTOIS**  
 Professeur d'Université : Mr DURAN  
 Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY  
 Assistants : Mme BOULANGER, Mme CROS, Mr EL KESRI  
 Adjoints d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr L'HOMME, Mme LABADIE

**57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE**

***Chef de la sous-section :*** **Mr POULET**  
 Professeurs d'Université : Mr KEMOUN  
 Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr POULET  
 Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mme DUBOSC, Mr LEMAITRE, Mme PESUDO  
 Adjoints d'Enseignement : Mr BLASCO-BAQUE, Mr SIGNAT, Mme VALERA

**58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE**

***Chef de la sous-section :*** **Mr DIEMER**  
 Professeurs d'Université : Mr DIEMER  
 Maîtres de Conférences : Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE  
 Assistants : Mr BONIN, Mr BUORO, Mme DUEYMES, Mr MICHETTI, Mme RAPP  
 Assistant Associé : Mr HAMDAN  
 Adjoints d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mr ELBEZE, Mr MALLET

**58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)**

***Chef de la sous-section :*** **Mr CHAMPION**  
 Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR  
 Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS  
 Assistants : Mr CHABRERON, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mr KNAFO, Mme SELVA  
 Adjoints d'Enseignement : Mr BOGHANIM, Mr DESTRUHAUT, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mr POGÉANT, Mr RAYNALDY, Mr GINESTE

**58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE**

***Chef de la sous-section :*** **Mme JONJOT**  
 Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE  
 Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr NASR  
 Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, Mr MONSARRAT  
 Adjoints d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mr ETIENNE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

-----  
 L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.  
 (Délibération en date du 12 Mai 1891).

Mise à jour au 1er Décembre 2015

---

## Remerciements

---

### A ma famille

**A Mes parents**, qui pour moi sont un exemple de vertu et de sagesse et qui ont toujours fait preuve d'une confiance et d'un soutien sans faille à mon égard. Je ne serais pas la sans vous. Nous ne nous comprenons pas toujours mais qu'importe, nous nous aimons.

A **Amélie** et **Cédric**, merci de m'avoir supporté quand j'étais plus jeune, j'espère ne pas avoir été trop embêtant. Nous ne voyons pas trop souvent mais quand c'est le cas je suis heureux de vous retrouver et surtout de pouvoir m'amuser des heures avec **Thomas** et **Julien**.

A **Virginie**, je n'oublierai jamais cette année condamnée à écouter la radio libre de Max. Plus le temps passe et plus j'ai l'impression que l'on se ressemble, ce qui me ravît et m'inquiète un peu à la fois. Merci à toi **Benoît** de la supporter au quotidien et de nous avoir conçu deux enfants si mignons, **Pierre** et **Marguerite**

**A Tout le reste de ma famille**, oncles, tantes cousins et cousines.

**A Jojo**, je te remercie d'avoir su garder un œil sur moi durant mon cursus

Au **Dr Jacques Saint-Martin** qui a été le premier à me faire confiance

Au **Dr Kahil**, pour lui aussi m'avoir donné ma chance et auprès duquel pendant plusieurs années j'ai beaucoup appris

### Et à tous mes amis dans le désordre :

**Chef**, ton humour sans faille, ta modestie sans limite, ta capacité à t'effacer pour mettre en avant d'autrui ainsi que ton goût prononcé pour l'élégance et la finesse ont fait de toi mon meilleur ami.

L'insatiable **Hiboulist**, en dépit de ton imposante corpulence, nous avons réussi à déceler en toi un être doux et attentionné. Big up gros lard.

**T(g)B** malgré une délicieuse et enivrante compagnie, je ne peux me passer ici d'évoquer ton amour dérangeant pour les poneys.

**T-Quiche**, hier adolescent vicois, aujourd'hui, 5<sup>ème</sup> spécialiste parisien du béton pré-contraint, j'admire le toupet que tu as.

**Mastos**, ton amour du labeur et de la peine t'ont conduis au firmament de l'orthoptie. Je regrette que tu n'abandonnes que très rarement cette discipline exigeante au profit de notre compagnie. Lâchez prise monsieur.

**Toreille**, quel exercice difficile et ingrat de devoir ponctuer de remerciements une vie commune de plus de 10 ans, jalonnée de subtilité, de traits d'esprit, de justesse, de dérapages, mais surtout d'une amitié sincère et profonde. Tu es le meilleur d'entre nous et pour t'en convaincre je t'invite à l'exercice suivant : dis Tolon

**Loubster**, comme ta carrure le laisse deviner, tu es un véritable menhir sur lequel je peux m'épauler, m'élever et parfois graver nos perfidies complices. Toulouse- Biarritz- Val d'Isère-Es Vedra et beaucoup d'autres encore je le souhaite.

**Pestinette**, un remerciement tout particulier pour toi car tu as participé à la conception et l'illustration de cette thèse. C'est en grande partie ton travail Tu as été là dans les meilleurs comme dans les pires moments. Tu n'as pas l'habitude de faire les choses dans la demi-mesure et je remarque que l'amitié pour toi ne déroge pas à la règle.

**Besse Pierre Besse**, Nous n'avons pas tous eu la chance de faire nos études côtes à côtes avec un professeur. Moi oui. J'espère sincèrement être à tes cotés lorsque le disque dur retombera.

**Dubeud**, un pacs démentiel suivie de 3 années communes, trop vite trop haut et trop fort. Le temps nous a permis de nous reconstruire. Maintenant nous pouvons recommencer.

**Romain**, Voilà plus de 27 ans que nous nous connaissons. Nous avons grandi et traverser les âges à quelques mètres l'un de l'autre. Je nous revois encore jouer à la dinette et aux dinosaures. Les occupations ont changés mais l'amitié persiste.

**Clémentine**, Nous avons traversé l'ensemble de nos études ensemble. C'est passé si vite... Enfin reviens vite que l'on poursuive « nos conversations plus ou moins constructives »

**Martos**, est née de notre rencontre fortuite, une formidable aventure. De La Vega, De la Pena, Barroeta, Fourré et bien d'autres que j'oublie, sont pour nous, bien plus que de simples patronymes, mais des actes épiques d'une véritable tragédie grecque. Je souhaite que le plaisir aura été partagé, et que durant ces 3 années mon sang froid, ma patience et ma sérénité te serviront de référence.

**Benbinocle**, tu m'as merveilleusement reçu dans chacun des appartements que tu as habités. Plus qu'un simple maître d'hôte tu t'es révélé être un véritable sommelier, un chef étoilé et un mélomane averti doublé d'un fin tacticien à la belote.

**Pico**, Tu es caractérisé par une propension à te retrouver dans des situations cocasses et périlleuses mais aussi par une surprenante prédisposition à t'en sortir plus ou moins élégamment. Change rien ma caille.

**Michette**, fondateur historique du dé de la mort et du CFVU, secrétaire de la vénérable corpo, ancien membre de la Pacsouloc, Chambellan de la faluche dentaire toulousaine, recordman de manche sur Kino, que de titres pour évoquer ton engagement dans l'amitié et le plaisir.

**Couillat**, hédoniste parmi les hédonistes\*, ta recherche de la plénitude et du bonheur t'as transporté de la Roseraie vers le Valhalla Parisien. Je suis heureux d'avoir pris part même infiniment à cette quête du nombre d'or.

\*Wikipédia est ton ami.

**Inès**, bien que je te reproche un sens aigu de la mesure j'ai souvent trouvé ta compagnie intelligente, drôle et subtile. Tu as toujours eu le cœur sur la main, à t'occuper des autres, maintenant c'est à ton tour d'être choyée.

A tous les autres qui ont participé à cette aventure de près ou de loin : **Tonton**, (le garagiste), **Jeffouze**, l'égérie **Moretti**, **Kévin R**, **Diane**, **Kapou R**, **Beneindre**, **Anaïs**, **Margot**, **Tati**, **Clio**, **Caro R**, **Popo G**, **Touffy**, **Monlor**, Tout le reste de la promo, et ceux que j'oublie.

Et à tous ceux qui seront présents pour la soutenace

*A Clémence « je fais souvent ce rêve étrange et pénétrant, D'une femme inconnue, que j'aime et qui m'aime ». Ce songe ne cesse de quitter mon esprit depuis notre rencontre à ceci près que, maintenant, tu as troqué ton anonymat contre de la ponctualité, de l'élégance et de la douceur. Je te remercie de m'aimer, de m'encourager, et de croire en moi. T'avoir à mes côtés est une chance, un bonheur immense et une fierté.*

## A notre président de thèse

### **Professeur Serge ARMAND**

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Responsable du Diplôme d'Université d'Implantologie,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider le jury de notre thèse. Veuillez trouver ici l'expression de notre plus profond respect pour la qualité de votre enseignement et de votre encadrement. Nous sommes honorés de la confiance que vous nous accordez et nous nous félicitons de rejoindre votre équipe prochainement. Qu'il nous soit permis de vous exprimer nos sincères remerciements et notre respect le plus profond.*

## A notre jury de thèse

### **Docteur Sabine JONIOT**

- Maître de conférence des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Responsable de la sous - section « Sciences Anatomiques et physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie»
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur d'Etat en Odontologie
- Habilitation à diriger des recherches (HDR)
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier

*Nous sommes très particulièrement touchés de votre participation à ce jury de thèse. Nous avons toujours apprécié vos qualités professionnelles et nous nous souviendrons longtemps de votre gentillesse et de votre attention à notre égard. Nous avons été honoré de la confiance que vous nous avez portée pour l'encadrement des travaux pratiques d'anatomie dentaire. Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude et de nos sentiments les plus sincères.*

## A notre jury de thèse

### **Docteur Jean-Noël VERGNES**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Epidémiologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Professeur associé, Oral Health and Society Division, Université McGill Montréal, Québec –Canada,
- Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales,
- Master2 Recherche – Epidémiologie clinique,
- Diplôme d'Université de Recherche Clinique Odontologique,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

*Nous vous remercions sincèrement pour la gentillesse avec laquelle vous avez accepté de siéger dans notre jury. Vous avez toujours fait preuve d'un grand professionnalisme à chacune de nos rencontres. Que ce travail soit l'occasion pour nous de vous témoigner notre sincère gratitude et notre profond respect.*

A notre directeur de thèse,

**Docteur Antoine GALIBOURG**

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Master 1 : Biosanté,
- Ingénieur de l'Institut Catholique des Arts et Métiers,
- Diplôme d'Université d'Imagerie 3D

*Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger ce travail et de nous avoir guidés avec compétences et passion. Cette collaboration fut enrichissante et ce fut un plaisir et un honneur de travailler avec vous. Vos nombreuses recommandations et votre écoute ainsi que votre disponibilité nous ont beaucoup aidé lors de la rédaction de ce travail.*

*Que celui-ci soit pour vous la preuve de la reconnaissance et de l'estime que nous vous témoignons.*

---

## *Table des matières*

---

INTRODUCTION.....	15
<b>1. Biomimétisme et approche thérapeutique progressive.....</b>	<b>16</b>
1.1. Définition .....	16
1.2. Dentisterie biomimétique .....	16
1.3. Le gradient thérapeutique .....	17
1.4. Analyse de l'organe dentaire.....	19
1.4.1. Etude histo-anatomique de la dent naturelle.....	19
1.4.1.1. Email.....	19
1.4.1.1.1. Composition .....	19
1.4.1.1.2. Structure .....	20
1.4.1.1.3. Propriétés.....	23
1.4.1.2. Dentine.....	23
1.4.1.2.1. Composition .....	23
1.4.1.2.2. Structure .....	24
1.4.1.2.3. Propriété .....	26
1.4.2. La jonction amélo-dentinaire.....	27
1.4.3. Biomécanique de l'organe dentaire .....	28
<b>2. Les matériaux actuels pour les restaurations partielles collées et leurs critères de choix.....</b>	<b>31</b>
2.1. Critères de sélection du matériau de restauration.....	31
2.2. Les résines composites.....	31
2.2.1. Définition .....	31
2.2.2. Composition et structure.....	32
2.2.2.1. La phase organique .....	32
2.2.2.1.1. La résine matricielle.....	32
2.2.2.1.2. Les abaisseurs de viscosité ou diluant.....	33
2.2.2.1.3. Les agents de polymérisation .....	34
2.2.2.1.4. Les inhibiteurs de prise.....	35
2.2.2.2. La phase inorganique.....	35
2.2.2.2.1. Nature, taille et propriétés des charges.....	35
2.2.2.2.1.1. Nature des charges.....	35
2.2.2.2.1.2. Taille des charges.....	36
2.2.2.2.1.3. Propriétés des charges.....	36
2.2.2.3. L'agent de couplage.....	37
2.2.3. Classification des composites .....	37
2.2.3.1. Composites à macroparticules ou macrochargés.....	37
2.2.3.2. Composites à microparticules ou microchargés.....	37
2.2.3.3. Composites hybrides.....	38
2.2.4. Propriétés des composites .....	40
2.2.4.1. Physiques.....	40
2.2.5. Le cas des composites usinables .....	46
2.3. Les céramiques.....	48

2.3.1.	Historique.....	48
2.3.2.	Définition.....	48
2.3.3.	Classification des céramiques.....	49
2.3.3.1.	Classification selon la composition chimique et la microstructure.....	50
2.3.3.1.1.	Céramiques vitreuses ou vitrocéramiques.....	50
2.3.3.1.1.1.	Les céramiques feldspathiques.....	50
2.3.3.1.1.2.	Les céramiques feldspatiques enrichies.....	51
2.3.3.1.2.	Les céramiques infiltrées.....	53
2.3.3.1.3.	Les céramiques à base de zircon.....	54
2.3.3.2.	Classification selon le procédé de mise en forme.....	55
2.3.3.2.1.	Cuisson sur revêtement.....	56
2.3.3.2.2.	Les céramiques injectées sous pression ou pressée.....	56
2.3.3.2.3.	Les céramiques infiltrées.....	56
2.3.3.2.4.	Usinage.....	56
2.3.4.	Les céramiques dans les Reconstitutions collées postérieures.....	58
2.3.5.	Propriétés des céramiques.....	59
2.3.5.1.	Propriétés mécaniques.....	59
2.3.5.2.	Propriétés physiques.....	60
2.4.	Les critères de choix du matériau de la RCP collées postérieures.....	63
2.4.1.	Revue de la littérature.....	63
2.4.1.1.	Longévité des inlays-onlays.....	63
2.4.1.2.	Comparaison de l'efficacité clinique des inlays/onlays céramique et composite.....	69
2.4.2.	Autres éléments de choix.....	70
2.4.2.1.	Facteurs biologiques.....	70
2.4.2.2.	Facteurs esthétiques.....	72
2.4.2.3.	D'ordre mécanique.....	72
2.4.2.4.	D'ordre fonctionnel.....	74
<b>3.</b>	<b>Protocole de préparation et d'assemblage des restaurations indirectes.....</b>	<b>76</b>
3.1.	Restauration directe versus restauration indirecte.....	76
3.2.	Protocole de préparation des inlays-onlays.....	77
3.2.1.	Critères de préparation.....	77
3.2.1.1.	Critères d'ordre biomécanique.....	77
3.2.1.2.	Critères liés au matériau.....	78
3.2.1.3.	Critères d'ordre esthétique.....	80
3.2.2.	Protocole clinique de préparation.....	82
3.3.	Protocole d'assemblage.....	<b>83</b>
3.3.1.	Matériaux d'assemblage.....	83
3.3.1.1.	Les colles composites conventionnelles.....	83
3.3.1.2.	Les composites de restaurations.....	83
3.3.1.3.	Les colles auto-adhésives.....	83
3.3.2.	Traitement de surface.....	84
3.3.2.1.	Traitement des surfaces dentaires.....	84
3.3.2.2.	Traitement des surfaces prothétique.....	84
3.3.3.	Assemblage.....	85
3.3.3.1.	Essayage de la pièce.....	85

<b>3.3.3.2. L'assemblage</b> .....	85
<b>3.3.3.3. Polissage</b> .....	86
<b>3.4. Cas clinique</b> .....	<b>87</b>
Conclusion.....	94
Bibliographie .....	96
Table des illustrations .....	103

---

## INTRODUCTION

---

À l'ère de la régénération tissulaire, la reformation ad integrum de l'organe dentaire minéralisé n'est pas encore d'actualité. Cependant, les progrès de la dentisterie adhésive nous ont entraîné vers des possibilités de traitements restaurateurs de plus en plus proche des structures dentaires originelles.

Le grand intérêt des restaurations collées est indéniable au regard des limites inhérentes aux restaurations en technique directe, de la nécessité de privilégier les thérapeutiques les plus économes en tissu et la demande croissante de nos patients pour des restaurations esthétiques, même en secteur postérieur.

Les premiers inlays sont apparus en 1774 sous l'égide de Duchateau qui les scellait à la feuille d'or. A cause de leurs taux d'échec important, ils furent rapidement remplacés par des restaurations en or. Jusqu'à une vingtaine d'années, les restaurations partielles indirectes postérieures étaient essentiellement à base d'alliages métalliques précieux. Les pièces étant généralement scellées à l'oxyphosphate de zinc, les préparations devaient être rétentives. Bien que dotées d'un excellent pronostic, l'exigence esthétique croissante des patients couplée aux progrès des techniques adhésives et des matériaux cosmétiques a cependant contribué à marginaliser ces restaurations coulées.

Depuis vingt ans, le choix de matériau pour les reconstitutions partielles postérieures collées s'est grandement diversifié. Les inlays-onlays en céramique ou en composite se sont en effet progressivement substitués aux restaurations métalliques. Il existe à l'heure actuelle une grande diversité de matériau, que ce soit entre différentes familles ou au sein même d'une famille.

L'objectif de ce travail est d'établir des pistes de réflexion pour guider le choix du matériau de reconstitution :

- en s'appuyant dans un premier temps, sur une compréhension approfondie des tissus dentaires ainsi que de leurs comportements biomécaniques, qui nous permettra d'entrevoir les conséquences des sollicitations mécaniques sur l'organe dentaire intact, délabré ou restauré et d'en comprendre la logique de préservation tissulaire lors des préparations
- en s'appuyant d'autre part sur une connaissance précise des matériaux à notre disposition, ainsi que leurs propriétés physiques et mécaniques, afin d'émuler au mieux les tissus définitivement perdus.
- Enfin, au travers de l'analyse de la littérature, pour évaluer et comparer la longévité de ces divers matériaux dans le cadre des reconstitutions partielles collées postérieures.

# 1. Biomimétisme et approche thérapeutique progressive

## 1.1. Définition

Le terme a été inventé par Otto Schmitt pour décrire un mode d'exploration du vivant en tant que source de solutions efficaces et moins coûteuses à de nombreux problèmes. Dans les sciences, la biomimétique implique la reproduction d'un modèle ou d'une référence. La notion de biomimétique consiste à reproduire et imiter artificiellement les procédés observés à l'état naturel dans les organismes vivants. Elle est associée à la bioémulation, qui est la reproduction de la nature par imitation biomimétique(1).

## 1.2. Dentisterie biomimétique

Utilisée en premier lieu en recherche médicale et pour le développement et la synthèse de matériaux substitutifs, cette notion s'est étendue à la chirurgie dentaire, définissant un nouvel objectif: la reproduction des propriétés biomécaniques et de l'intégrité structurale de la dent naturelle(1)(2).

« Dans le cadre de la dentisterie contemporaine, le concept « biomimétique » est un véritable synonyme d'intégration naturelle des biomatériaux : c'est-à-dire tout à la fois biologique, biomécanique, fonctionnel et esthétique, mimant au plus proche le comportement physiologique de la dent naturelle »(3)

La bioémulation repose sur deux principes fondamentaux : l'économie tissulaire et l'adhésion ; Ces principes mènent vers un véritable changement de paradigme de la dentisterie contemporaine au sein duquel il s'agit de mimer ou « émuler » au plus proche le comportement physiologique des tissus constitutifs de la dent naturelle(4).

L'adhésion a bénéficié de progrès majeurs dans les dernières décennies. Les techniques adhésives semblent être à l'heure actuelle capables de couvrir la majeure partie des indications classiques, à savoir la reconstitution de la forme et la fonction de dents fortement délabrées et d'en assurer leur propre pérennité.(1)(5)

Vailati et Belser poussent même le concept jusqu'à établir même un protocole purement adhésif dans la reconstruction globale de bouche sévèrement érodée(6-8).

L'approche adhésive s'oppose à une dentisterie thérapeutique traditionnelle sous forme de prothèse conjointe classique en s'émancipant des principes mécaniques par lesquels elle est régit ; Il est nécessaire de placer les marges de la préparation au niveau sous gingival, de ménager la place pour le matériau de reconstitution ainsi que de créer l'axe d'insertion des futures couronnes scellées(9). La dentisterie adhésive n'est pas soumise aux exactes mêmes règles.

Du coté de la littérature, deux conclusions peuvent être tirées d'études menées à long terme sur les prothèses scellées et les prothèses collées.

- D'après van Dijken et Hasselrot, le taux d'échec sur des restaurations partielles et périphériques en céramique collées sur 228 restaurations sur 15 ans est de 24,1% soit 55 restaurations(10).

- Creugers et al(11) en 1994, dans une méta-analyse incluant 7 études, sur 4118 brigdes scellés, estime que le taux d'échec est de 26% à 15 ans .

Il semblerait que **les deux approches disposent d'un taux de succès similaire**. Cependant si nous regardons de plus près les résultats obtenus, l'analyse des types d'échecs révèle que seulement **12% des restaurations collées défectueuses ne peuvent être refaites, contre plus de 60% pour les restaurations scellées** .

Il apparaît que la gestion des échecs dans l'approche adhésive serait plus aisée, car elle serait moins pourvoyeuse d'échecs catastrophiques.

Ainsi, à durée de vie de restauration égale, c'est la durée de vie de la dent support qui doit être mise en exergue.

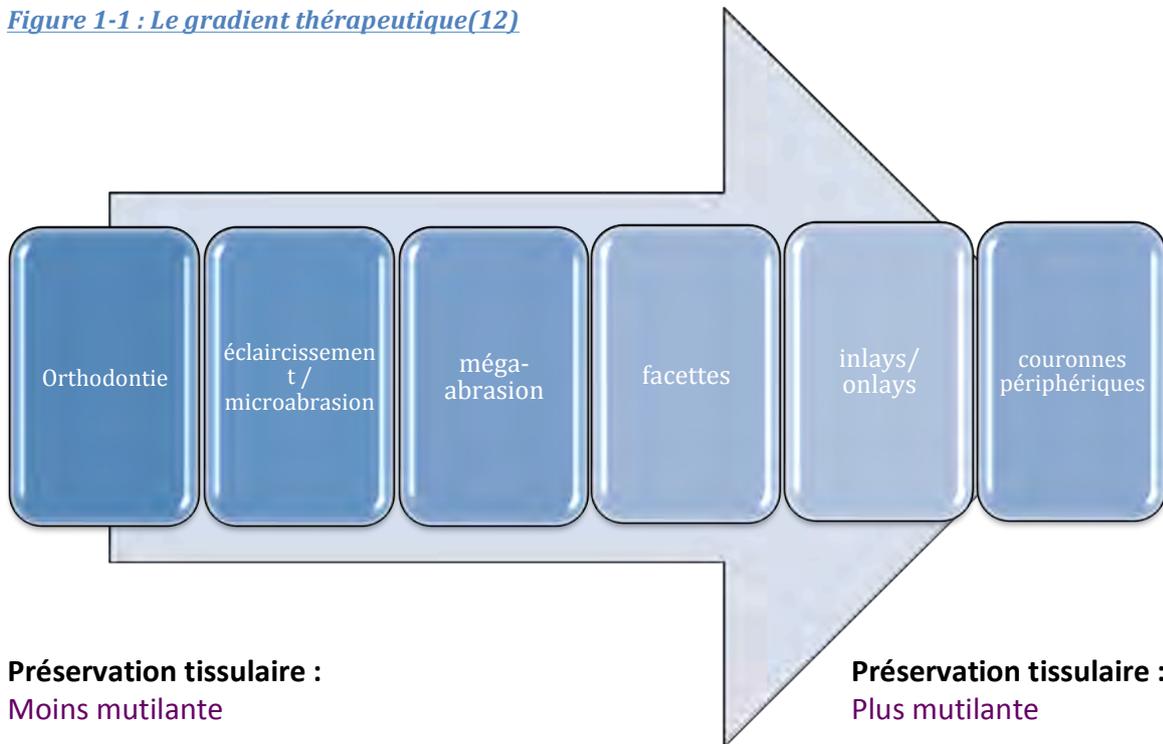
### **1.3. Le gradient thérapeutique**

Dans la dentisterie contemporaine, les restaurations peuvent s'inscrire dans une démarche de préservation tissulaire maximale. Suivant ce principe, les solutions thérapeutiques peuvent être classées sur un axe horizontal de la moins invasive à la plus mutilante (12).

En cherchant la stratégie de traitement permettant la plus grande économie tissulaire, ce « gradient thérapeutique » est une aide à la réflexion.

Le praticien a accès à de multiples modalités de traitements très conservateurs permettant une approche la plus économe en tissus sains. Il choisira en premier lieu les protocoles les plus simples, tels que les traitements chimiques d'éclaircissement des dents, la micro-abrasion et la méga-abrasion ou les composites directs, avant toute approche sophistiquée. Les traitements orthodontiques sont dans de nombreux cas des solutions de traitement améliorant la fonction et l'esthétique, et sont à considérer avant la réponse prothétique.

*Figure 1-1 : Le gradient thérapeutique(12)*



**Cette démarche est d'autant plus valable chez les patients jeunes, qu'elle laissera entrevoir plus de possibilités pour les futures réinterventions.**

Mais avant de s'appuyer sur la combinaison des principes d'adhésion et d'économie tissulaire, la bio-émulation s'appuie sur une connaissance précise des tissus dentaires qu'elle vise à substituer, ainsi que leurs agencements tri-dimensionnels(1).

## 1.4. Analyse de l'organe dentaire

Pour remplacer ce qui a été perdu, la dent est la référence indiscutable. Elle est constituée de plusieurs tissus complexes et interdépendants. En examinant séparément l'émail et la dentine, ces tissus ne possèdent pas de caractéristiques mécaniques intéressantes : l'émail résiste à l'usure occlusale mais reste fragile, friable et se fissure facilement ; tandis que la dentine est beaucoup plus flexible mais résiste peu à l'abrasion et supporte mal l'exposition à l'environnement buccal.

### 1.4.1. Etude histo-anatomique de la dent naturelle

#### 1.4.1.1. Email

L'émail est un tissu de structure complexe, d'origine épithéliale, édifié lors de l'amélogénèse. Il contient plus de 95% d'élément minéral dans sa forme mature, ce qui en fait la structure la plus minéralisée de l'organisme.

##### 1.4.1.1.1. Composition (13)

- **Phase organique**

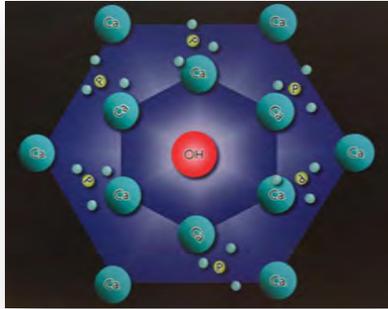
La matrice de l'émail contient deux classes de protéines matricielles(14):

- Les amélogénines  
Elles constituent environ 90% de la matrice organique. Elles sont sélectivement dégradées et éliminées lors de la maturation de l'émail.
- Les protéines non amélogénines  
Cette classe est représentée par plusieurs protéines telles que l'améloblastine, l'énaméline et la tuftélines

Toutes ces protéines, impliquées dans l'amélogénèse, sont essentiellement dégradées et éliminées lors de la maturation de l'émail. Elles ne subsistent qu'à l'état de trace dans l'émail mature.

- **Phase minérale**

Elle est constituée de cristaux d'apatite carbonatée. Le module le plus élémentaire de cristallite et le monocristal de phosphate de calcium, également appelé hydroxyapatite, de formule  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ .



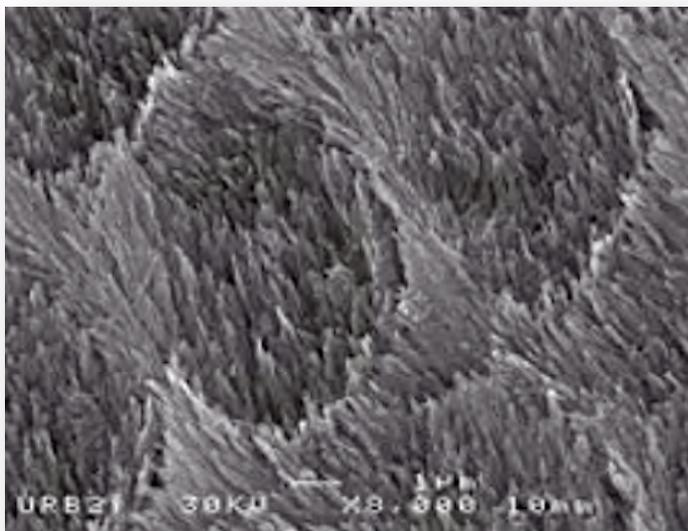
*Figure 1-2 : Disposition des atomes de calcium, des groupements phosphates et hydroxyles au sein du cristal d'hydroxyapatite(12)*

Il se présente comme un rhomboèdre dont les arêtes a et b sont sensiblement égales (9,4 Å) et un axe c mesurant en moyenne 6,9 Å(15).

Ces apatites sont associées à des traces d'autres éléments alcalins, alcalino-terreux ou halogènes : sodium, potassium, magnésium, chlore et fluor. Le fluor existe sous plusieurs formes, incorporés ou non dans la maille cristalline.

#### 1.4.1.1.2. **Structure** (13)

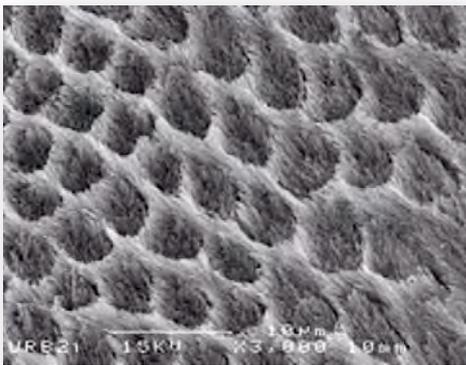
Au niveau microscopique, l'émail est un assemblage de prismes. Un prisme est constitué par de nombreuses cristallites (20 à 120 nm), empilées et regroupées de manière ordonnée.



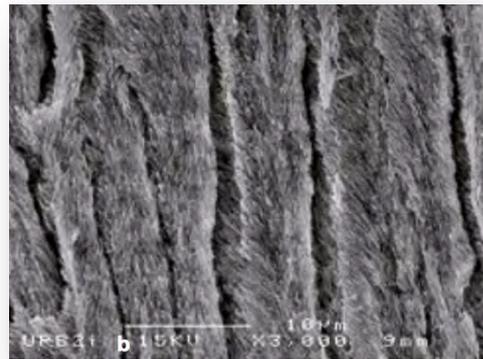
*Figure 1-3 : Vue au MEB d'un prisme d'émail laissant apparaître les cristallites qui le constituent(15)*

Chaque cristallite est enrobée d'une couche protéique de 2 nm d'épaisseur, qui permet d'atténuer le caractère fragile de l'apatite carbonatée en permettant une meilleure absorption des contraintes.

En coupe longitudinale, les prismes ont la forme d'un long et mince ruban qui s'enroule en spirale sur lui-même (16). En coupe transversale, ils revêtent une forme hexagonale(17). Le diamètre transversal moyen d'un prisme est de 5  $\mu\text{m}$ . L'émail se comporte différemment en section longitudinale et transversale, ce qui lui confère son caractère anisotrope : Son module d'élasticité est beaucoup plus grand en section transversale et se clive plus difficilement qu'en section longitudinale, où sa ténacité est faible(18).



*Figure 1-5 : Vue au MEB de l'émail en section transversale (16)*



*Figure 1-4 : vue au MEB de l'émail en section longitudinale(15)*

Cliniquement, pour la réalisation des limites cervicales certains auteurs préconisent une finition biseautée entre 30 et 45°, non seulement pour minimiser la perte d'émail, mais surtout pour sectionner les prismes le plus perpendiculairement à leur grand axe et promouvoir ainsi la qualité du collage(19).

Cette position reste cependant débattue car si les prismes sont bien orientés et l'adhésion promue, la phase prothétique est plus compliquée, notamment pour les céramiques, où à ce niveau l'épaisseur sera de quelques dixièmes de millimètres.

**L'émail est découpé dans son épaisseur en plusieurs couches** : une couche prismatique et, à ses deux extrémités deux, plus fines (20 à 80  $\mu\text{m}$ ) aprismatiques :

- Email interprismatique

Les cristallites peuvent être regroupés soit en prismes, soit noyés dans une substance qui les enceint. Ils constituent alors l'émail interprismatique. Il s'agit d'un ensemble continu, qui englobe les prismes exceptés à leurs bases, où les deux structures présentent une coalescence.

Ces deux configurations ont une composition minérale identique, mais diffèrent par l'orientation des cristallites. De plus, il y a une concentration plus importante en matrice organique dans l'émail interprismatique.

- Zone aprismatique interne

Au niveau de la jonction amérodentinaire, des vides formant des buissons et des fuseaux peuvent être mis en évidence en microscopie électronique à transmission. Ces zones hypo-minéralisées forment des chenaux plus ou moins obstrués par du matériel organique et des précipitations minérales (20).

- Structure de surface

Les prismes sont absents au niveau la couche la plus périphérique de la strate la plus superficielle. Ils disparaissent juste avant la surface, du fait de la modification de métabolisme des améloblastes, juste avant qu'ils ne cessent leur activité sécrétrice.



*Figure 1-6 : Coupe au MEB au niveau de la couche prismatique de surface(12)*

#### 1.4.1.1.3. Propriétés(13)

- Propriétés optiques : indice de réfraction = 1,655
- Propriétés mécaniques
  - ❖ Module d'élasticité = 84,1 GPa
  - ❖ Résistance en traction = 10,3 MPa
  - ❖ Résistance à la compression = 384 MPa
  - ❖ Résistance au cisaillement = 90 MPa
  - ❖ Dureté = 343 KHN (kg/mm<sup>2</sup>) 408 HVN (kg/mm<sup>2</sup>)
  - ❖ Ténacité = 0,6-0,7 (MPa.M<sup>1/2</sup>)
- Propriétés physiques :
  - ❖ Coefficient de diffusion thermique = 0,469 mm<sup>2</sup>/s
  - ❖ Conductivité thermique = 0,92Wm/°C
  - ❖ Coefficient de dilatation thermique = 11,4 10<sup>-6</sup>/°C
  - ❖ Energie libre de surface = 87 ergs/cm<sup>2</sup>

#### 1.4.1.2. Dentine

La dentine est un tissu conjonctif d'origine mésenchymateuse, minéralisé, non vascularisé et sans innervation propre.

##### 1.4.1.2.1. Composition(21)

La dentine est un tissu minéralisé. La part du minéral en poids est inférieure à celle de l'émail et voisine de celle du tissu osseux :

- 70% d'une phase minérale sous forme de cristaux d'hydroxyapatite riches en carbonates de magnésium.
- 20% de matrice organique
- 10% d'eau

La composition du volume est sensiblement différente(22) :

- 50% de phase minérale
- 30% de matrice organique
- 25% d'eau

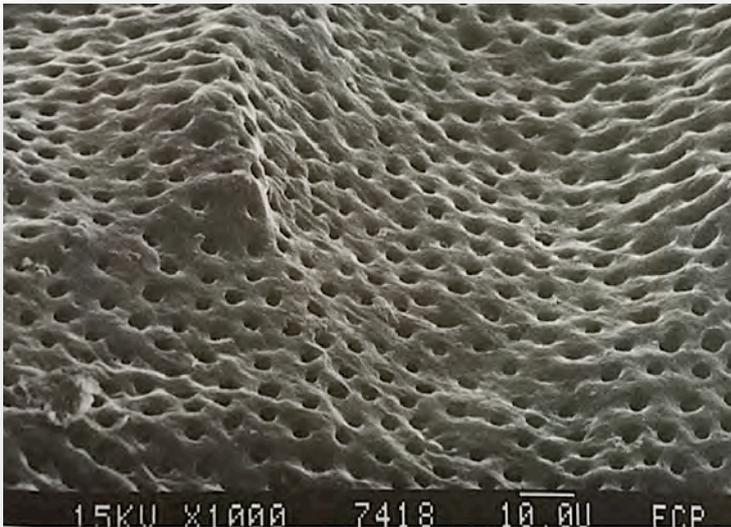
Lors de la du vieillissement, la maturation de la dentine se poursuit, et les proportions entre la matrice solide minéralisée et le volume canaliculaire occupé par les éléments cellulaires et la lymphe dentinaire changent(23).

La matrice organique contient 90% de collagène (majoritairement de type I) et 10% de matériel non collagénique (24).

#### 1.4.1.2.2. Structure (21)

Dans la dentine humaine, seuls les prolongements polarisés des odontoblastes pénètrent le tissu minéralisé, leurs corps cellulaires étant situés à l'extérieur de la dentine, côté pulpaire.

Cette structure canaliculaire en est la caractéristique fondamentale et confère à la dentine sa perméabilité et son aptitude à répondre aux stimuli externes de nature physico- chimique, thermique et tactile.



*Figure 1-7 : vue au MEB d'une surface dentinaire après élimination de la boue dentinaire, exposant la surface canaliculaire(20)*

#### ○ Dentine primaire et secondaire

De la jonction amélo-dentinaire vers la pulpe, il est objectivable plusieurs couches de dentines, périphérique et circumpulpaire, aux caractéristiques et degré de minéralisation variable :

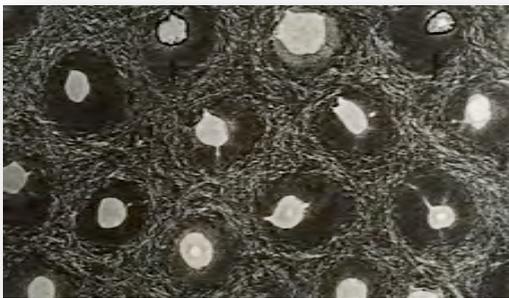
#### ❖ Dentine périphérique

Au niveau coronaire, la couche de dentine la plus périphérique est appelée manteau dentinaire ou manteau dentine, épais d'environ 10 à 30  $\mu\text{m}$ . Cette dentine a été produite par des odontoblastes non polarisés. Elle est atubulaire et hypo minéralisée(23). Avec une partie de la dentine sous-jacente, le manteau dentinaire constitue une bande de 250  $\mu\text{m}$  d'une minéralisation moindre. A ce niveau, les canalicules présentent des branches terminales typiques en forme de Y, parsemés d'espaces interglobulaires, faiblement ou non minéralisés.

### ❖ Dentine circumpulpaire

L'élaboration de la dentine primaire commence de la période pré-éruptive et se termine par l'arrivée en occlusion de la dent. La dentine apposée par la suite est qualifiée de dentine secondaire. Elle est sécrétée tout au long de la vie dans des conditions physiologiques(23). Les dentines primaires et secondaires ont une architecture en tubules.

Dans la partie la plus interne, à proximité immédiate du front de minéralisation dentine-pré dentine, se trouve la zone la moins minéralisée. Sa largeur de 150 à 200  $\mu\text{m}$ , varie selon l'âge de la dent en fonction de l'épaisseur de dentine physiologique secondaire. Les canalicules dentinaires ont un diamètre de 1 à 2  $\mu\text{m}$  et une longueur de 2,5 à 3,5 mm dans la partie coronaire. Ils contiennent les prolongements cytoplasmiques des odontoblastes dans la partie interne de la dentine (de 0,5 à 1 mm).



*Figure 1-8 : Coupe de dentine passant par les canalicules dentinaires(20)*

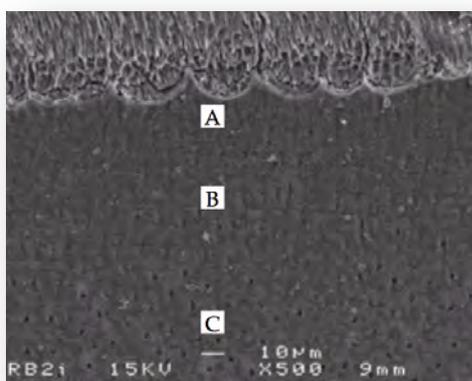
La lumière canaliculaire est bordée par une gaine de dentine péri canaliculaire. Cette structure minéralisée résulte de la sécrétion de composants matriciels par le prolongement odontoblastique dans le canalicule(25)\*.

Entre les troncs principaux des canalicules se trouve la dentine inter canaliculaire moins minéralisée.

Il existe des ramifications secondaires traversant la dentine inter canaliculaire et créant un réseau canaliculaire latéral.

Le nombre moyen de canalicules par  $\text{mm}^2$  est plus faible en périphérie, en particulier dans les zones sous-jacentes aux puits et sillons occlusaux. A proximité de la pulpe la densité est plus élevée, avec des canalicules plus larges.

De ce fait la dentine profonde présente une plus faible ténacité.



*Figure 1-9 : zone de dentine intermédiaire constitué du manteau dentinaire (A) et d'une zone de dentine présentant peu de tubules (B). Dans la partie inférieure le nombre de tubule augmente*

- Dentine tertiaire

Lorsque la dent est agressée, la dentinogenèse est arrêtée puis reprise sous la forme d'une dentinogenèse partielle cicatricielle. Ce mécanisme aboutit à la dentine tertiaire. Cela se traduit par des variations d'activités des odontoblastes avec entre autres une augmentation de la synthèse de collagène de type I et de l'activité de la phosphatase alcaline.

nature des lésions induites dans la pulpe(26);

- La dentine réactionnelle, sécrétée par des odontoblastes post mitotiques de première génération ayant survécu à l'agression. Elle est de type canaliculaire. Elle est élaborée lorsque le stimulus est modéré et se dépose en continuité avec la dentine secondaire.
- La dentine réparatrice, sécrétée par les néo-odontoblastes, remplaçant les odontoblastes de première génération détruits en cas d'agression sévère. Cette dentine réparatrice, elle est dépourvue de canalicules et peut contenir des inclusions cellulaires.

#### **1.4.1.2.3. Propriété (21)**

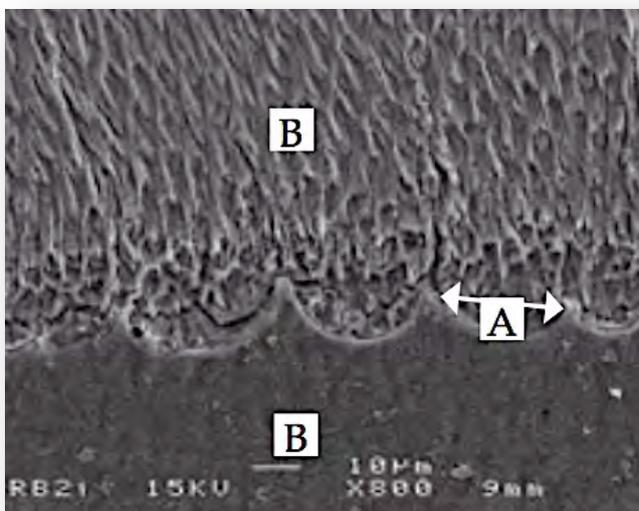
- Propriétés optiques :
  - ❖ Indice de réfraction : environ 1,655
- Propriétés mécaniques
  - ❖ Module d'élasticité : 18,3 GPa
  - ❖ Résistance en traction : 98,7 MPa
  - ❖ Résistance à la compression : 297 MPa
  - ❖ Résistance au cisaillement : 138 Mpa
  - ❖ Dureté (Kg/mm<sup>2</sup>) : 68 KHN 90HVN
  - ❖ Ténacité : 3,1 MPa. m <sup>1/2</sup>
- Propriétés physiques
  - ❖ Coefficient de diffusion thermique : 0,183 mm<sup>2</sup>/s
  - ❖ Conductivité thermique : 0,22 W/m/°C
  - ❖ Coefficient de dilatation thermique : 8,3 10<sup>-6</sup>/°C
  - ❖ Energie libre de surface : 92 ergs/cm<sup>2</sup>

### 1.4.2. La jonction amélo-dentinaire(18)

L'émail et la dentine agissent en synergie grâce à l'interphase qui les réunit, la jonction amélo-dentinaire (JAD). Elle réunit non seulement ces tissus très différents dans une zone locale de relaxation mais combine leurs propriétés, permettant à la dent une résistance à l'usure et une certaine élasto-plasticité (27).

Elle peut se décrire sur plusieurs niveaux (28) :

- Des macrofestons de 25 à 40  $\mu\text{m}$  ( variables en fonction de la dent et de sa localisation) convexes vers la dentine et concave vers l'émail. Ces festons joueraient un rôle dans la dissipation des contraintes.
- Des microfestons de 2 à 5  $\mu\text{m}$  visibles au seins de chaque macrofeston (29)\*
- Des fibres de collagène de type I de 100 nm de diamètre qui proviennent de la mantle dentine, qui traversent la JAD et s'insèrent dans la trame minérale de l'émail, dans la couche aprismatique interne(30).



*Figure 1-10 : Macrofestons (A) au niveau de la JAD, concaves vers l'émail et convexe vers la dentine (B)(14)*

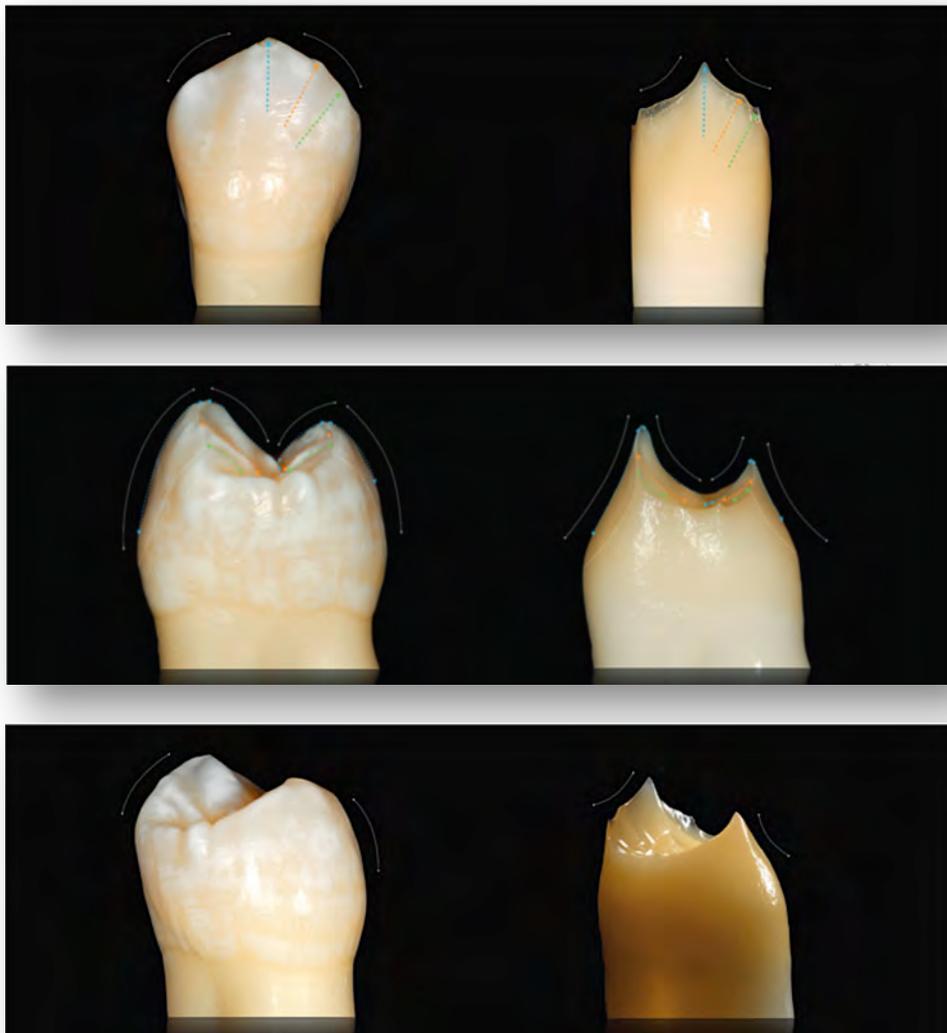
La JAD joue un rôle capital, elle joue un rôle dans la prévention de la propagation des fractures dans l'émail. L'émail est un tissu cassant, dont les fréquentes fractures que traversent rarement la JAD.(31)(28)

Cliniquement, sa présence au sein d'une dent préparée pour des restaurations de type inlay-onlay représente un facteur positif de pronostic. Le cercle d'émail cervical, s'il est présent, est capable de supporter d'importantes forces et de les transmettre horizontalement à la dentine radiculaire, via la jonction amélo-dentinaire(32).

### 1.4.3. Biomécanique de l'organe dentaire(18)

« La biomécanique est l'étude des propriétés mécaniques des organismes vivants. Elle s'appuie sur les relations existantes entre les structures anatomiques ou synthétiques (forme, composition) et les fonctions qu'elles assurent. »(18)

L'émail et la dentine ont une topographie particulière liée à leurs différents rôles fonctionnels. Les contours convexes et arrondis de l'émail confèrent une solidité et une résistance à un tissu soumis à des contraintes masticatoires et des forces occlusales directes. En revanche, la surface concave et acérée de la dentine fournit un support stable pour la coque d'émail(33).



*Figure 1-11 : répartition tri-dimensionnelle de l'émail et la dentine(34)*

La nature et l'anatomie des tissus dentaires influencent directement la répartition des forces.

Lorsque la dent saine est soumise à des forces mécaniques, les contraintes sont transmises le long de tous les tissus biologiques concernés. Chacun de ces tissus réagissant différemment, ne se déforme pas de la même manière contribuant à minimiser les dommages par absorption de l'énergie de la contrainte en énergie de déformation élastique. (18)

C'est au niveau du desmodonte que la première déformation est décelable. Avec sa capacité de déformation importante, il absorbe la plus grande partie des contraintes initiales(34). S'en suit, une cascade d'amortissements :

- **Au niveau amélaire**

Il existe une relation entre la quantité d'émail perdu et les propriétés mécaniques de la dent. Lors d'une préparation périphérique classique, l'ensemble de l'émail est retiré, et la flexibilité de la dent résiduelle est multipliée par plus de 2 (35).

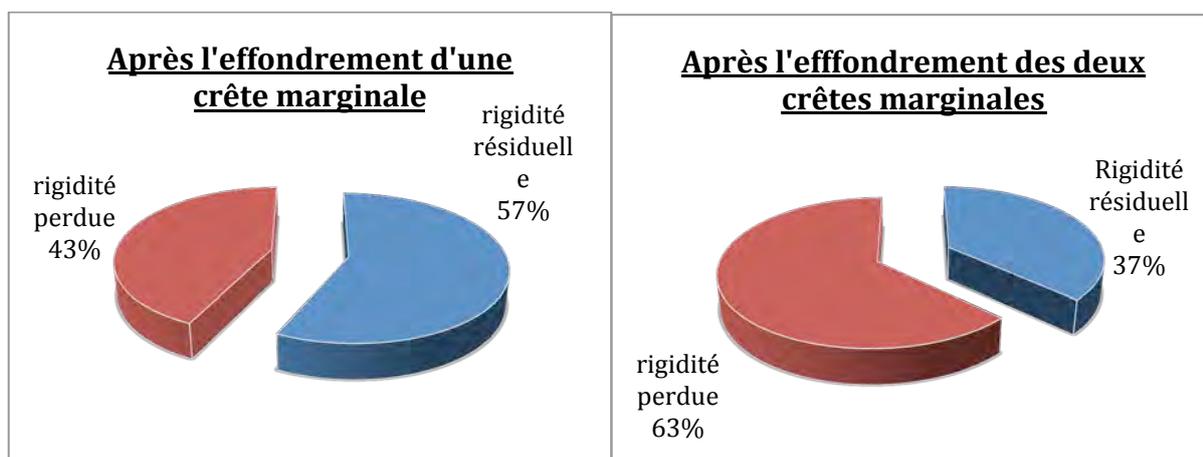
Cliniquement, c'est la quantité d'émail résiduel en cervical qui conditionne le pronostic. Il s'agit non seulement d'une garantie de collage fiable, mais d'une rigidité suffisante de la dent.

« L'architecture de la face occlusale est configurée pour résister aux contraintes qui s'y appliquent. Toutes les cuspides d'appuis ont une épaisseur d'émail supérieures aux cuspides guides » (36)\*



*Figure 1-12 : comparaison de l'épaisseur d'émail des cuspides d'appui et guides d'une prémolaire maxillaire et mandibulaire(32)*

Les crêtes marginales et le pont d'émail sont des poutres de résistances capitales pour la cohésion de la dent. Selon Reech, lorsque une crête marginale est effondrée la perte de rigidité est de 43% et augmente jusqu'à 63% dans une cavité est MOD(37)\*.



*Figure 1-13 : évaluation de la perte de rigidité après l'effondrement des crêtes marginales*

Cliniquement, lorsque le rapport hauteur/largeur d'une cuspside préparée devient supérieur à 1 la question du recouvrement cuspidien se pose. Cette règle vise à prévenir l'apparition de fracture sous la ligne amélo-cémentaire(38). Cependant la persistance d'éléments tels que les crêtes marginales, ou le pont d'émail, permet de pondérer favorablement cette règle.

#### ○ **Au niveau dentinaire**

Comme il a été vu précédemment, il y a des variations significatives en terme de nombre, de diamètre et d'orientation des canalicules au sein même de la dentine. Elles sont fonction de la distance à la pulpe, de la physiologie ainsi que de l'histoire traumatique de la dent. La densité et le diamètre des tubules augmentent avec la proximité pulpaire. De ce fait :

- La dentine profonde est moins dure et rigide(39)\*
- Elle possède une plus faible résistance mécanique(40)
- Elle a une ténacité moins élevée. (41) \*.

Cliniquement, cela signifie que plus la perte de substance est profonde, plus la restauration sera susceptible de causer des fractures dentinaires. Les cavités profondes présentent un risque biomécanique important. C'est un facteur de risque que le praticien doit pondérer avec d'autres cofacteurs lors de la réalisation des préparations pour inlay-onlay, notamment dans la décision de recouvrement cuspidien ou non.

## 2. Les matériaux actuels pour les restaurations partielles collées et leurs critères de choix

### 2.1. Critères de sélection du matériau de restauration

Selon Dietschi et al(42), le cahier des charges du matériau idéal peut être développé de la manière suivante :

- Permettre une approche la plus conservatrice de tissu sain, lors de l'aménagement de l'espace prothétique.
- Restaurer une morphologie naturelle et fonctionnelle de la dent
- Redonner une résistance mécanique à la dent restaurée, compatible avec sa fonction
- Assurer une adaptation optimale au niveau des bords et des interfaces
- Etre biocompatible
- Etre radio-opaque
- Assurer la plus grande longévité

Trois grandes catégories de matériaux répondent à ce cahier des charges :

- **Les alliages métalliques**
- **Les résines composites**
- **Les céramiques**

Chacune de ces catégories présentent des avantages et des inconvénients qui vont guider le choix du praticien. Ne traitant que des restaurations partielles collées postérieures, ne seront développées par la suite que les deux dernières familles.

### 2.2. Les résines composites

#### 2.2.1. Définition

« Le matériau composite est constitué de l'assemblage d'au moins deux matériaux non miscibles et de nature différente, se complétant et permettant d'aboutir à un matériau dont l'ensemble des performances est supérieur à celui des composants pris séparément. » (43)

Il faut que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques.

Ces matériaux sont dans une très grande majorité constitués par une matrice et un renfort.

En odontologie, une résine composite est un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. Ces deux matériaux sont mis en cohésion par l'intermédiaire d'un agent de couplage, le silane. (44)

La Matrice résineuse sert de liant, elle permet l'insertion en phase plastique du matériau, durcissant in situ, mais elle possède des caractéristiques physiques moindres avec une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé et une rétraction de prise importante.

## 2.2.2. Composition et structure(45)(46).

### 2.2.2.1. La phase organique

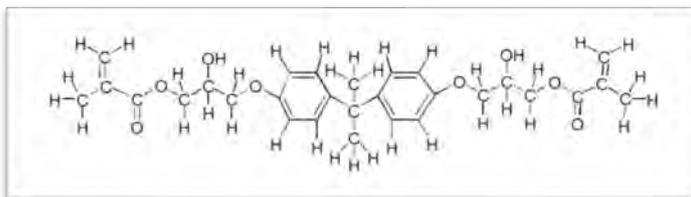
Entrent dans sa composition la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation ainsi que divers additifs. Elle représente 20 à 50% du volume. Le pourcentage ainsi que la chimie de cette phase organique influencent aussi les propriétés mécaniques des composites

#### 2.2.2.1.1. La résine matricielle

La résine est le composant chimiquement actif du composite. C'est un monomère fluide qui par le biais d'une réaction d'addition se convertit en un polymère rigide. Généralement, elle s'appuie sur la chimie des méthacrylates et plus particulièrement du diméthacrylate, permettant la création de réticulations au sein du réseau de polymère. C'est au sein de ce réseau que sont piégées et fixées les charges. La sélection des monomères influence fortement la viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite.

Les monomères que l'on peut rencontrer :

- Le monomère le plus couramment utilisé, que ce soit dans les reconstitutions antérieures ou postérieures est le bis-GMA. Il s'agit du premier matériau utilisé comme liant résineux, issu des travaux de BOWEN(47). Ce monomère possède un poids moléculaire relativement élevé (512) par rapport au méthacrylate de méthyle (MMA) (100), ce qui lui confère une haute viscosité et un faible stress de polymérisation de l'ordre de 3 à 5% (21% pour le MMA).



*Figure 2-1 : Molécule de bisGMA(47)*

- Un autre type de monomère utilisé pour constituer la résine matricielle est l'uréthane diméthacrylate (UDMA) également appelé diuréthane. Il a une viscosité plus faible que le bis-GMA, ce qui permet l'incorporation d'un plus grand nombre de charge, sans avoir à ajouter de contrôleurs de viscosité. Cependant, il présente une rétraction de prise plus élevée (5% à 9%) et une certaine fragilité.
- D'autres monomères peuvent être utilisés, tels que les monomères à « ouverture de cycle » (ring opening, comme les siloxanes), (44) les monomères hyperbranchés ou les résines thiol-ène. Ces matériaux sont très prometteurs avec notamment une très faible contraction de prise, mais pour la plupart encore de grandes difficultés pour les combiner avec des charges, ou obtenir des propriétés mécaniques suffisantes. (48)

### 2.2.2.1.2. Les abaisseurs de viscosité ou diluant

Du fait de leur poids moléculaire élevé, les monomères de bis-GMA et de diuréthane méthacrylate présentent une viscosité importante. Il est impossible d'y inclure un grand nombre de charges, sans donner une consistance trop épaisse au produit pour le rendre utilisable cliniquement. C'est pourquoi des monomères de faible viscosité (abaisseur de viscosité ou diluant) sont ajoutés :

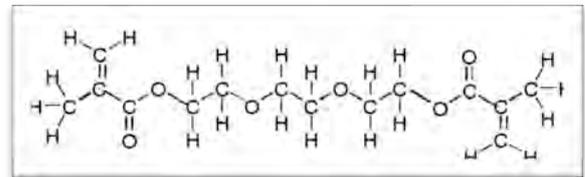
- méthacrylate de méthyle
- éthylène glycol diméthacrylate (EGDMA)
- diéthylène glycol diméthacrylate (DEGMA)
- triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA)

Plus un matériau est fluide, plus sa proportion de diluant est élevée.

Le TEGDMA est le diluant le plus utilisé, la plupart des composites commerciaux comprennent une matrice résineuse à base de TEGDMA et de bis-GMA.

L'adjonction de ces monomères a des conséquences sur les propriétés physiques du composite : une augmentation de la

rétraction de prise, un matériau moins cassant, plus flexible, avec une nette réduction de sa résistance à l'abrasion. Il a de plus été rapporté quelques inconvénients au niveau de la biocompatibilité que nous développerons plus loin. (49)



*Figure 2-2 : Molécule de TEGMA(49)*

### 2.2.2.1.3. Les agents de polymérisation

La polymérisation est un processus de transformation d'un monomère, ou d'un mélange de monomères, en polymère. Elle permet la transformation d'un matériau plastique en matériau d'obturation solide. Cette réaction est initiée par la formation de radicaux libres. Ils attaquent la double liaison vinyle, provoquent son ouverture, **initiation**, et l'allongement du polymère, **propagation**.

On distingue deux catégories de composites, suivant la manière dont les radicaux libres sont créés, les composites chémo-polymérisables et les composites photopolymérisables :

- Les composites chémo-polymérisables se présentent sous la forme de deux pâtes, l'une contenant l'initiateur et l'autre l'activateur(50).  
Les initiateurs principaux sont des peroxydes notamment le peroxyde de benzoyle PB. Ils peuvent être transformés en radicaux libres sous l'action de la chaleur ou de certains composés chimiques, les activateurs, accélérateurs ou encore catalyseurs.  
Le temps de prise est plus court que pour un composite photopolymérisable. Cependant, l'incorporation de bulles d'air diminue le taux de conversion du matériau le rendant moins performant. De plus ces matériaux, basés sur un mélange, présentent un taux de charges plus faible que les photopolymérisables, ce qui se traduit par une masse résineuse plus importante, donc une plus grande rétraction de prise avec de plus faibles propriétés mécaniques. **C'est pourquoi ils ne sont pas utilisés dans la conception des inlays/onlays composites**
- Pour les composites photopolymérisables, il est possible d'activer la polymérisation grâce à l'exposition d'un rayonnement électromagnétique. **Ce sont les photons, les activateurs, qui agissent sur des photo-initiateurs pour créer des radicaux libres.** Le photo-initiateur le plus couramment utilisé est la camphroquinone(51), combinée à un amine non aromatique telle que le N, N diméthyl amino-éthyl méthacrylate (DMAEMA)  
Le mode de polymérisation à la lumière, par la suppression de certains produits comme les Peroxydes de Benzoyle ou les amines aromatiques qui subissent une modification de teinte dans le temps, offre une plus grande stabilité de la couleur de la reconstitution dans le temps.

#### 2.2.2.1.4. Les inhibiteurs de prise

Les monomères diméthacryliques, en l'absence d'inhibiteur de prise et d'oxygène atmosphérique, peuvent photopolymériser sous certaines conditions (exposition à la lumière ou une température trop haute). Ces inhibiteurs de prise présentent une forte réactivité face aux radicaux libres. Lors de la manipulation du composite à la lumière ambiante, l'inhibiteur réagit en premier avec les radicaux libres. Ce est qu'une fois qu'ils seront entièrement consommés que la polymérisation débutera.

Il s'agit de dérivés des phénols : le monométhyléther d'hydroquinone ou le BHT (2, 4, 6-tritertiary-butyl phénol).

L'oxygène est aussi un puissant inhibiteur de prise. Le dioxygène réagit avec les radicaux libres. Ainsi à la surface de la restauration persiste une couche d'inhibition, composée d'oligomères disponible à la polymérisation(52).

Elle rend possible l'adjonction de matériaux de restaurations résineux en couches successives, puisque les oligomères à la surface de chaque couche permettent une liaison chimique avec la couche supérieure.

**La surface de la couche la plus périphérique de la restauration est photopolymérisée sous un gel de glycérine, pour permettre une polymérisation plus complète.**

#### 2.2.2.2. La phase inorganique

Elle est constituée par les charges. Elles augmentent les propriétés mécaniques du composite. Elles diminuent les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la résine, et confèrent à l'ensemble du matériau sa radio-opacité. Ces charges sont liées à la matrice par des agents de couplages, les silanes.

##### 2.2.2.2.1. Nature, taille et propriétés des charges

###### 2.2.2.2.1.1. Nature des charges

- Les charges minérales
  - La SILICE (SiO<sub>2</sub>) sous différentes formes :
    - sous formes cristallines (cristobalite, tridymite, quartz) : ces formes sont plus dures et plus résistantes, mais posent des problèmes pour la finition et le polissage. Et sous forme non cristalline, plus répandues (le verre : verre borosilicaté) : qualités mécaniques et esthétiques intéressantes.
    - VERRES DE METAUX LOURDS qui confèrent au matériau sa radio opacité :
      - silicate de verre de baryum ou de strontium,
      - verre de dioxyde de zirconium,
      - yttrium ou ytterbium trifluorés

- Les charges organiques  
Afin de diminuer la rétraction de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique du matériau, et d'améliorer les propriétés mécaniques et optiques du composite, des charges de résines matricielles pré-polymérisées sont ajoutées. Elles possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosil) et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau.  
Les micro-charges sont utilisées exclusivement sous cette forme.  
Les OrMoCers sont constitués de charges de céramiques modifiées, auxquelles sont greffées des groupements multifonctionnels de méthacrylates.

#### **2.2.2.2.1.2. Taille des charges**

La taille des particules de charge varie de 0,04  $\mu\text{m}$  à 100  $\mu\text{m}$ . On distingue:

- des macro-charges : grosses particules de verre ou de quartz.
- des micro-charges  $\approx 0,04 \mu\text{m}$  (silice,  $\text{SiO}_2$ )
- particules de tailles intermédiaires obtenues par fragmentation des macro-charges.

#### **2.2.2.2.1.3. Propriétés des charges**

Les charges renforcent la phase résineuse : il y a une augmentation de la résistance à la fracture et à l'usure, du module d'élasticité et de la dureté.

De plus, par la baisse de la fraction organique, le matériau acquiert une meilleure stabilité dimensionnelle :

- ❖ diminution de la rétraction de prise
- ❖ meilleure compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec celui des tissus dentaires
- ❖ moindre absorption d'eau
- ❖ réduction de la déformation sous contrainte.

La diminution de la taille des charges concoure aussi à l'optimisation des propriétés des composites. Cependant, cela est possible à condition de pouvoir conserver un pourcentage élevé de charges. Plus les charges sont petites plus la surface développée augmente, et ainsi plus la viscosité augmente, jusqu'à rendre cliniquement inutilisable le mélange.

L'état de surface est amélioré par la diminution de la taille des particules, ce qui procure un avantage esthétique, et diminue l'agressivité du matériau vis à vis des dents antagonistes.

La résistance à l'usure est aussi améliorée.

Il y a donc tout intérêt à s'orienter vers une augmentation de la proportion de charges et une diminution de leur taille.

### 2.2.2.3. L'agent de couplage

Il établit la liaison entre la phase organique et les charges minérales. Les propriétés d'un composite augmentent lorsque l'affinité de la charge pour la matrice augmente.

L'adhésion entre les deux facilite le transfert des forces entre ces deux composants et empêche la perte des particules à la surface de la restauration.

Ce sont les silanes qui sont utilisés comme agents de couplage. Le plus fréquemment utilisé est le mercaptopropyl triméthoxysilane. Les groupement méthoxy (-OCH<sub>3</sub>) en présence d'eau sont hydrolysés en groupement silanol (-Si-OH) qui vont se lier à d'autres groupement silanol à la surface des charges par formation d'une liaison siloxane (-Si-O-Si-). A l'autre extrémité de la molécule, le groupement méthacrylique formera une liaison covalente avec la résine lors de la polymérisation, établissant de la sorte une cohésion entre la phase organique et inorganique.

## 2.2.3. Classification des composites (53)

### 2.2.3.1. Composites à macroparticules ou macrochargés (54)

Les premiers, basés sur les résines bis-GMA, sont apparus dans les années 60 (55). Ces premiers composites à usage dentaire étaient des mélanges de macroparticules, comme le quartz, le verre et la céramique, avec des monomères. Ces matériaux, du fait de la taille élevée de leurs particules, revêtaient des défauts majeurs : usure rapide, état de surface rugueux, agressivité pour les dents antagonistes.

### 2.2.3.2. Composites à microparticules ou microchargés (54)

Ce groupe de matériau contient uniquement des charges de SiO<sub>2</sub> (0,04 µm). Il en résulte un état de surface poli et lustré, avec une résistance à l'usure diminuée, et une abrasion des dents antagonistes supprimée. Cependant, quelque soit le procédé de fabrication employé, il présente un taux de charge trop faible pour obtenir des propriétés mécaniques élevées. C'est pourquoi, à l'heure actuelle son usage est uniquement réservé aux restaurations des dents antérieures et de la région cervicale.

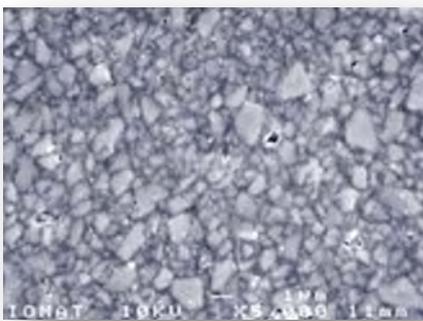
### 2.2.3.3. Composites hybrides

Ce sont des composites qui présentent une combinaison de charges de taille et de nature différente.

Il s'agit d'un mélange des deux catégories différentes :

- Microparticules (0,01-0,1  $\mu\text{m}$ ) de  $\text{SiO}_2$
- Macroparticules (10-100  $\mu\text{m}$ ), midiparticules (1-10  $\mu\text{m}$ ), - ou miniparticules (0,1-1  $\mu\text{m}$ ) de verre de compositions, de dimensions et de formes variées.

Les composites hybrides sont généralement classés en fonction de la taille de la macrocharge.



*Figure 2-3 : structure d'un composite micro-hybride vue au M.E.B(57)*

#### ○ Composites nano-chargés:

Ils sont constitués de particules de l'ordre du nanomètre, et ont l'avantage d'être extrêmement homogènes et d'avoir de très bonnes propriétés mécaniques. En revanche, leur viscosité est élevée rendant leur stratification difficile, et leur rendu esthétique est médiocre (l'optimisation de leurs propriétés micromécanique se fait au dépend de l'esthétique)

#### ○ Composites nano-hybrides:

Ces composites de dernière génération sont un mélange de nano et de micro-charges, optimisant le résultat esthétique. Ils semblent prometteurs, mais peu d'études sont encore disponibles.

Famille	Pourcentage de charge	structure	Taille des charges
Macrochargés			1 à 40 $\mu\text{m}$
Microchargés			0,04 $\mu\text{m}$
Hybrides			1 à 1,5 $\mu\text{m}$ 10 à 15 $\mu\text{m}$
Microhybrides			0,6 à 1 $\mu\text{m}$ 0,04 $\mu\text{m}$
Nanochargés			< 0,04 $\mu\text{m}$ 1 à 20 nm

*Figure 2-4 : Structure, pourcentage de charges (poids et volume) et distributions des charges des résines composites de viscosité standard(56)*

## 2.2.4. Propriétés des composites des restauration indirectes

Grâce aux données de la littérature, nous pouvons comparer les différents matériaux entre eux et les situer par rapport à la dent naturelle.

Un matériau destiné à remplacer une perte tissulaire dentaire doit avoir des propriétés identiques ou se rapprochant le plus possible de la substance à remplacer(57).

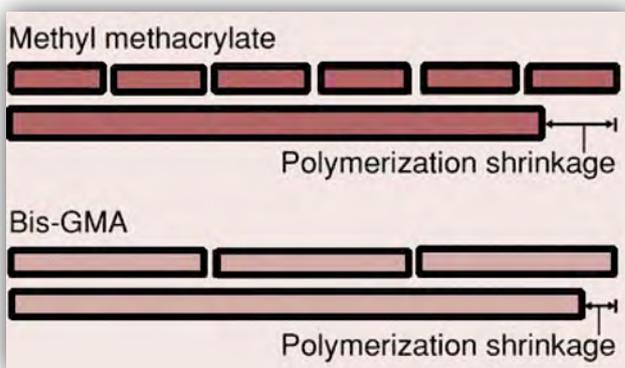
Comme il a été évoqué précédemment, le pourcentage de charges (en poids ou en volume) conditionne les propriétés physiques et mécaniques d'un composite. Plus les composites sont chargés, plus leurs propriétés sont favorables. Puisque le pourcentage de charges varie considérablement d'un matériau à un autre, et d'une catégorie à une autre, il est logique d'observer des différences importantes des propriétés mécaniques des composites(58).

Les composites utilisés dans la **confection d'inlays-onlays sont les composites micro-hybrides, nano-chargés et nano-hybrides**. Ils sont identiques ou équivalent à ceux retrouvés dans les cabinets dentaires(59). La seule différence réside dans le **fait qu'ils sont polymérisés à des pressions et à des températures supérieures afin d'augmenter leur degré de conversion**.

### 2.2.4.1. Propriétés physiques

- **Rétraction de prise**

La rétraction de prise résulte d'une réaction en chaîne qui convertit les monomères en un réseau de polymère.



*Figure 2-5 : représentation schématique du retrait de polymérisation du méthacrylate de méthyle et du bis-GMA*

Elle dépend de la composition chimique, de la fraction volumique des charges et du degré de conversion lors de la polymérisation qui n'est jamais totale et uniforme. Le **taux de conversion** correspond à la proportion de monomères qui ont bien réagi par rapport au nombre initial total de monomères.

**Dans le cadre d'une restauration directe en composite, le taux de conversion final est de 50 à 60%(60).**

Pour les techniques indirectes, le prothésiste peut utiliser différentes techniques pour augmenter le taux de conversion final.

Il peut réaliser un traitement thermique, après avoir monté les différentes couches. **Le taux de conversion peut alors atteindre 70 à 80%(61)(62).**

Il peut également réaliser la polymérisation sous atmosphère d'azote, ou alors sous pression.

Les blocs et disques de composites usinables bénéficient de leur fabrication industrielle. En effet il est possible de réaliser la polymérisation sous de très grandes pressions. Le matériau composite ainsi obtenu présente des propriétés très améliorées(63).

- **Coefficient d'expansion thermique**

Le coefficient d'expansion thermique des résines composites est 2 à 4 fois plus grand que celui des tissus dentaires : il va de  $22.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  à  $70.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  pour les différentes familles de composites. Email :  $11,4.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  & Dentine :  $8,3.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  (45)

Des contraintes apparaissent au niveau de l'interface dent-restauration lors des changements de température rapides

- **Conductibilité thermique**

La conductivité thermique est l'aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est donnée. Les résines composites ont une faible conductivité thermique ( $1,09 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ), comme l'émail ( $0,92 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ) et la dentine ( $0,22 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ) , contrairement à l'amalgame ( $83 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ )(45)

Ainsi **cette conductivité thermique étant très faible**, il faut **un temps très prolongé** d'exposition au changement de température afin **que la différence de coefficient de dilatation thermique entre le composite et les tissus dentaires entraîne des contraintes à l'interface.**

- **Absorption d'eau**

Elle est déterminée par la quantité d'eau qui arrive à pénétrer dans le réseau de polymère. Les composites absorbent environ 2% en poids ou plus (53). Moins le composite est chargé, plus l'absorption est grande.

Le comportement hydrique est aussi en relation directe avec le degré de conversion. Plus il est bas, plus l'absorption est grande.

#### 2.2.4.2. **Propriétés mécaniques** (64)

- **Module d'YOUNG**

Il caractérise la rigidité du matériau, et détermine à partir de quelle contrainte le matériau est déformé irréversiblement.

Plus le module d'YOUNG est élevé, plus le matériau est rigide. Lorsque le matériau est soumis à l'impact direct des forces masticatoires, il est intéressant d'avoir un module d'Young correspondant à celui de la dent et plus particulièrement à celui de la dentine. Si le module d'Young du matériau est trop faible, le matériau se déformera et sollicitera de manière excessive le joint, exercera des contraintes sur les parois de la cavité risquant de fracturer la dent.

- **Résistance à la compression**

La comparaison des résistances à la compression de divers composites (300 à 400 MPa) à celles de l'émail (390 MPa) et de la dentine (300 MPa) permet de conclure que ces matériaux ont des valeurs « satisfaisantes » dans le cadre de reconstitutions postérieures.

Elle est d'environ 400 MPa (350-450) pour les hybrides de viscosité standard.

- **Résistance à la fissuration ou ténacité**

La ténacité (*fracture toughness* :  $K_{IC}$ ) représente la quantité d'énergie absorbée à la rupture par un matériau. Elle caractérise la résistance à la propagation brutale de fissures.(65).

La ténacité des composites conventionnels et surtout des hybrides universels est plus élevée que celle des composites microfins et fluides(66).

- **Résistance à la flexion**

La résistance à la flexion revêt une importance «clinique». Ce test permet de simuler certaines contraintes occlusales exercées sur les restaurations dans la cavité buccale. Dans les régions postérieures, les composites doivent être les plus résistants possibles pour supporter les forces masticatoires. Dans ces zones, il est indispensable d'utiliser un matériau ayant une résistance à la flexion élevée.

Elle varie fortement entre les différentes familles de composites et au sein d'une même famille. D'une façon générale, les hybrides ont une résistance à la flexion similaire et supérieure aux composites des autres familles. Néanmoins, certains microchargés ou fluides peuvent avoir une résistance à la flexion équivalente ou supérieure aux hybrides, médium ou compactables(67)(68).

- **Résistance à la traction**

Le test de traction simple est difficile à réaliser pour les composites dentaires. Un test spécifique a été mis au point pour ces matériaux. Il s'agit du test de traction diamétrale qui consiste à appliquer une charge sur le côté d'un échantillon cylindrique court jusqu'à la rupture. Ce test renseigne sur la résistance du matériau aux forces latérales.

Les composites ont une sensibilité élevée aux défauts internes ou aux petites micro fractures de surface, impossibles à éliminer. Ainsi, la résistance à la traction des composites dépend aussi de la qualité de finition de surface.

**Les composites utilisés dans les reconstitutions indirectes ont une résistance à la traction (25,5-71,9 MPa)(67) (68) comprise entre l'émail 10,3 MPa et la dentine 98,7 MPa**

- **Dureté**

C'est la résistance qu'un matériau oppose à la pénétration d'un corps théoriquement indéformable. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion.

Il existe différentes méthodes pour déterminer ce paramètre : l'échelle de MOHS, le calcul de dureté de BRINELL et ROCKWELL, mais la plus souvent utilisée, est la méthode de microdureté VICKERS.

La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique mais elle est corrélée à son taux de charges (plus le matériau est chargé, plus la dureté est élevée) et les matériaux très durs sont difficiles à polir.

**Les valeurs obtenues sont bien inférieures à la dureté de l'émail (340 VHN) et ten- dessous ou semblable de la dureté de la dentine (90 VHN) pour les composites microhybrides (32,3-110,6 VHN).**

- Résistance à l'abrasion

Pendant longtemps elle a été le point faible principal des composites. Cependant les avancées dans leurs compositions ainsi que dans la technologie des charges a permis de diminuer la susceptibilité du composite à l'abrasion.

Les évolutions qui auront permis d'atteindre un meilleur taux de conversion des monomères matriciels permettront également une meilleure inclusion des charges et une meilleure liaison entre les deux phases (matrice-charges).

L'utilisation d'enceintes de polymérisation sous vide réduit la présence de monomères résiduels dont la conversion aurait été inhibée par l'oxygène dans l'air ambiant.

Voici un tableau recoupant quelques unes des propriétés étudiées des principaux composites retrouvés sur le marché

type	Viscosité	Module d'élasticité (GPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Dureté Vickers	Rétraction de prise
<b>Hybride</b>	Compactable	9,7 (2,9 – 20,6)	103,2 (80,0-117,2)	51,2 (24,2-88,1)	2,7 (1,7-3,6)
	standard	14,5 (9,0 – 17,7)	148,6 (100,0-204,0)	86,7 (85,0-88,4)	2,3
	fluide	9,1	112,5 (110,0-115,0)	ND	ND
<b>Microhybride</b>	compactable	10,6 (4,9-20,8)	124,8 (105,5-150,0)	58,7 (37,2-74,0)	2,3 (1,2-3,4)
	standard	9,7 (6,1-13,6)	111,5 (67,6-161,0)	58,4 (32,3-110,6)	2,9 (1,5-4,7)
	fluide	4,4 (1,9-5,9)	88,0 (42,8-114,5)	24,3 (12,1-54,4)	4,0 (2,0-5,0)
<b>Microhybride nanochargé</b>	standard	9,0 (7,4-10,2)	93,6 (58,0-128,0)	44,6 (25,8-59,9)	2,9 (1,7-4,0)
	fluide	5,5	80,9	28,4	ND
<b>Email</b>	/	84,1	/	340	/
<b>Dentine</b>	/	18,3	/	90	

*Figure 2-6 : Propriétés physique des composites hybrides(53) comparées à l'émail et la dentine*

### 2.2.5. Le cas des composites usinables

Avec une fabrication industrielle, les blocs de composites usinables bénéficient de technologies plus poussées que celles dont dispose le prothésiste. La polymérisation de ces blocs peut être réalisée sous des pressions pouvant atteindre des centaines de bars. Les propriétés du composite sont alors encore améliorées(63).

De plus, les composites traditionnels indirects doivent être suffisamment malléables pour pouvoir être modelés par le prothésiste et comportent donc plus de matrice résineuse et moins de charges.

- Lava-ultimate® (3M ESPE)

Il s'agit du remplaçant Paradigm MZ 100 (3M ESPE) , qui fut le premier composite commercialisé pour des applications CFAO et qui possédait déjà des propriétés mécaniques améliorées(63).

Le Lava ultimate ® est un composite nanohybride , composé d'une matrice résineuse, à base d'ester-diméthacryliques et de charges minérales seules et pré-polymérisées. Il contient des nanomères de silice de 20nm de diamètre, et de zircone allant de 4 à 11 nm de diamètre.

Il présente des propriétés mécaniques supérieures in vitro supérieures aux résines composites indirectes classiques.(69)

Il est à noter que le fabricant présentait ce composite comme une nano-céramique, qu'il commercialisait au prix de la céramique et qu'il l'indiquait dans la confection de couronne.

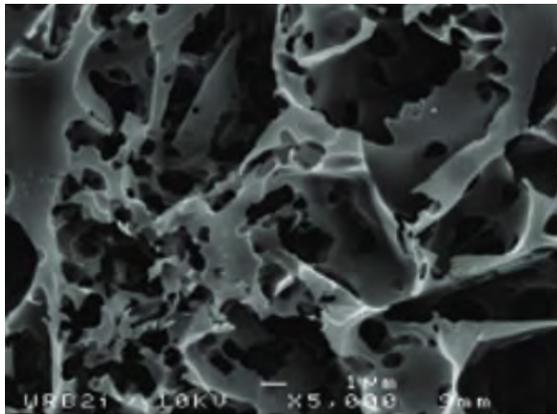
L'indication a été retirée.



*Figure 2-7 bloc de composite Lava™ Ultimate (documentation interne 3M ESPE)*

- Enamic® Vita

Il s'agit du premier composite à structure inversée. La céramique hybride se compose d'une matrice de céramique frittée dont les pores ont été comblés avec un matériau polymère. La teneur anorganique en céramique est de 86 % poids, la teneur organique en polymère de 14 % poids(70). La liaison est toujours assurée par un silane.



**Figure 2-9 : Microstrure de l'Enamic (documentation interne Vita)**

Le traitement à l'acide fluorhydrique a éliminé le réseau de céramique, nous permettant d'observer la matrice résineuse intacte



**Figure 2-8 : Bloc de nanocéramique usinable Vita Enamic (documentation interne vita)**

C'est un matériau qui présente des propriétés mécaniques intermédiaires entre les résines composites et les céramiques. Il serait le plus proche, à l'heure actuelle, des propriétés mécaniques de la dent naturelle parmi les différents matériaux de reconstitution indirecte(71).

Il n'existe pas encore de bloc dégradé en teinte, c'est pourquoi ces matériaux sont pour l'instant réservés au secteur postérieur. De plus leur faible recul clinique doit encore limiter leur utilisation aux cas les plus favorables

Il est à noter que Gc commercialise aussi une céramique hybride, le Cerasmart®

## 2.3. Les céramiques

### 2.3.1. Historique

La céramique est originellement l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par la cuisson. La porcelaine est un type particulier de céramique dure, blanche et translucide. C'est l'ancêtre de la céramique actuelle, qui contenait du kaolin avant que celui-ci soit remplacé par des substances moins réfractaires (le kaolin a un point de fusion à 1300°). Ce sont les chinois qui inventèrent la porcelaine vers 650 à l'époque de la dynastie des Tangs. Les navigateurs arabes introduisirent la porcelaine chinoise à partir IX<sup>ème</sup> siècle. En occident, les faïenceries européennes cherchent à imiter la porcelaine à partir du XVI<sup>ème</sup> siècle et n'y parviendront qu'au XVIII<sup>ème</sup> siècle(72).

### 2.3.2. Définition

Le verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure amorphe désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité.

Les céramiques sont aussi des matériaux inorganiques, non métalliques, mais à la différence des verres, de structure minéralogique généralement bi-phasée composée d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures.

Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente(73).

Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage.

Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale.

### 2.3.3. Classification des céramiques(72)

Plusieurs classifications des céramiques ont été proposées et utilisées, notamment en fonction de la température de frittage, souvent appelée à tort température de cuisson ou de fusion, mais aussi en fonction du type d'utilisation des matériaux.

Cependant ces classifications sont ambiguës.

Les propriétés finales des prothèses en céramique, résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques, résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi ces propriétés. Un même procédé de mise en forme peut être utilisé pour différents matériaux. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur :

la composition chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme

### 2.3.3.1. Classification selon la composition chimique et la microstructure(72)

#### 2.3.3.1.1. Céramiques vitreuses

Cette famille est composée de céramique feldspathique de première et de deuxième génération (renforcée par de la leucite) et de vitrocéramiques.

La structure de ces céramiques est de type biphasée : matrice vitreuse et phase cristalline dispersée

##### 2.3.3.1.1.1. Les céramiques feldspathiques

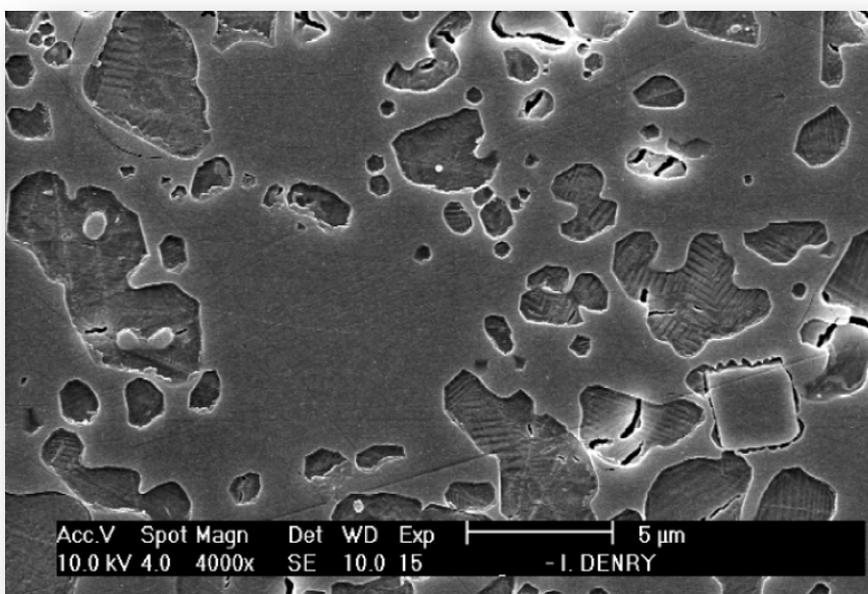
Il s'agit des céramiques classiques conditionnées sous forme de liquide poudre, pour réaliser l'émaillage des prothèses. Ce sont les premières céramiques à être utilisées dans l'art dentaire

- Composition physique

La poudre est composée de grains de diamètre compris entre 4 et 100 $\mu$ m. Elle contient de plus des plastifiants hydrosolubles facilitant la mise en forme (alginate, sucres), et des colorants.

- Composition minéralogique

- ❖ Feldspath et feldspathoïdes composent la matrice vitreuse des céramiques, température de fusion : 1100 à 1300°C
- ❖ Quartz : Compose la charpente cristalline. Température de fusion : 1700°C.



**Figure 2-10 :**  
**Microstructure d'une**  
**céramique feldspathique**  
**d'émaillage(75)**

- Composition chimique

Il est habituel de classer les composants en : oxydes principaux, oxydes alcalins modificateurs et oxydes mineurs. Cette classification ne préjuge pas de l'influence des composants sur les propriétés du matériau, mais tient compte uniquement de leur concentration.

- ❖ Les oxydes principaux:

Oxyde de Silicium (silice),  $\text{SiO}_2$  : 55 à 78% (composant à la fois de la phase vitreuse et de la phase cristalline dispersée)

Oxyde d'aluminium (alumine),  $\text{Al}_2\text{O}_3$  : < 10% (composant de la phase vitreuse essentiellement mais aussi parfois phase cristalline, diminue alors la translucidité)

L'augmentation de la concentration en oxydes principaux s'accompagne d'une augmentation de la température de frittage, de la tension superficielle, de la résistance mécanique et de la rétraction après frittage.

- ❖ Les oxydes alcalins modificateurs

Oxydes de cations alcalins monovalents : 10 à 17% ( $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$ )

Les oxydes modificateurs abaissent la température de ramollissement, augmentent le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse et diminuent la tension superficielle et la viscosité.

- ❖ Les oxydes mineurs :

Ce sont les opacifiants, les fondants et les colorants.

### **2.3.3.1.1.2. Les céramiques feldspatiques enrichies**

En plus des céramiques feldspathiques, elles contiennent dans leur phase cristalline des minéraux de natures très différentes de manière à renforcer le matériau. C'est la classe de céramique la plus polyvalente puisqu'on peut concevoir des infrastructures et des recouvrements cosmétiques, en utilisant soit la cuisson, soit la pressée, soit l'usinage

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre et qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlée et partielle. Certains composants matriciels (des oxydes) cristallisent par traitement thermique en présence de catalyseurs de germination. Les cristaux consolident la phase vitreuse.

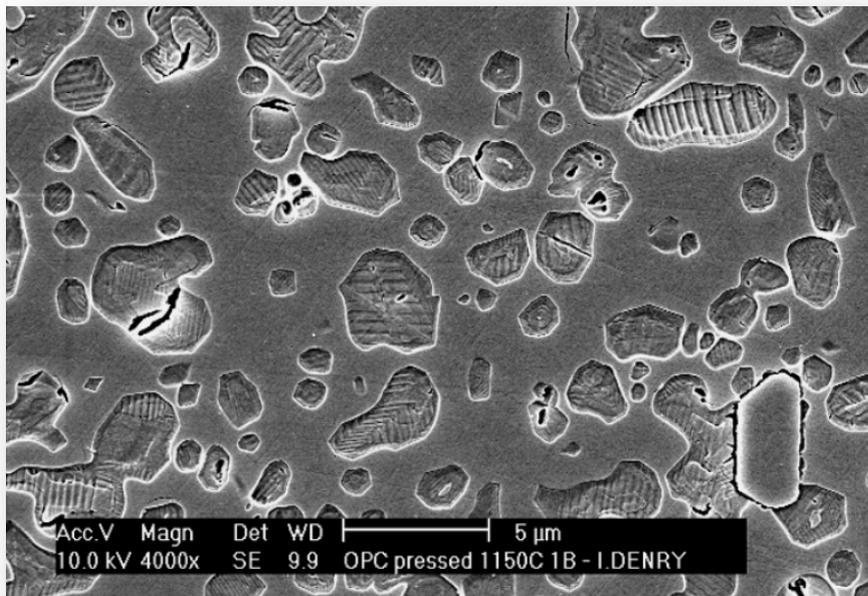
La taille et la densité des cristaux vont conditionner les propriétés de la céramique. Les cristaux vont ralentir la propagation des fissures et peuvent même les immobiliser par une combinaison de forces

Les céramiques feldspathiques enrichies peuvent être utilisées cuites en recouvrement d'une infrastructure ou en infrastructure élaborée par technique pressée ou usinée.

L'IPS Empress est un procédé de céramique pressée/injectée à base de céramique renforcée à la leucite. Les cristaux de leucite représentent 40 à 50 % et améliorent la solidité et la résistance à la fracture car ils possèdent un haut module d'élasticité.

Le produit est réduit en poudre puis compacté et cuit pour fabriquer les lingotins qui serviront de base à la future pressée.(74)

La pièce prothétique est soit fabriquée en monobloc puis caractérisée en surface, soit



**Figure 2-11 :**  
**Microstructure**  
**diune**  
**vitrocéramique**  
**pressée enrichie à**  
**la leucite(75)**

fabriquée en infrastructure puis émaillée par une céramique cosmétique.

IPS Empress II® (Ivoclar-Vivadent) est une céramique constituée de 60 % de cristaux de disilicate de lithium ( $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$ ). Ce sont des cristaux allongés qui améliorent la résistance à la flexion du matériau(74).

Leur disposition dans la matrice vitreuse permet une dispersion de la lumière de manière translucide. La base en disilicate de lithium reçoit une stratification de céramique à base de fluoroapatite .

L'IPS e.max" (Ivoclar-Vivadent) est la dernière évolution qui propose 2 techniques d'élaboration (la pressée et/ou l'usinage) et 2 structures chimiques pour l'infrastructure: le disilicate de lithium (e.max Press" et e.max CAD®) et la zircone (e.max ZirCAD®)(74).

Le recouvrement est assuré soit par une vitrocéramique de fluoroapatite e.max Ceram" (cuite), soit par une surpressée de fluoroapatite ZirPress® pour les chapes en zircone.



**Figure 2-12 :**  
**Microstructure d'une vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium(75)**

### **2.3.3.1.2. Les céramiques infiltrées**

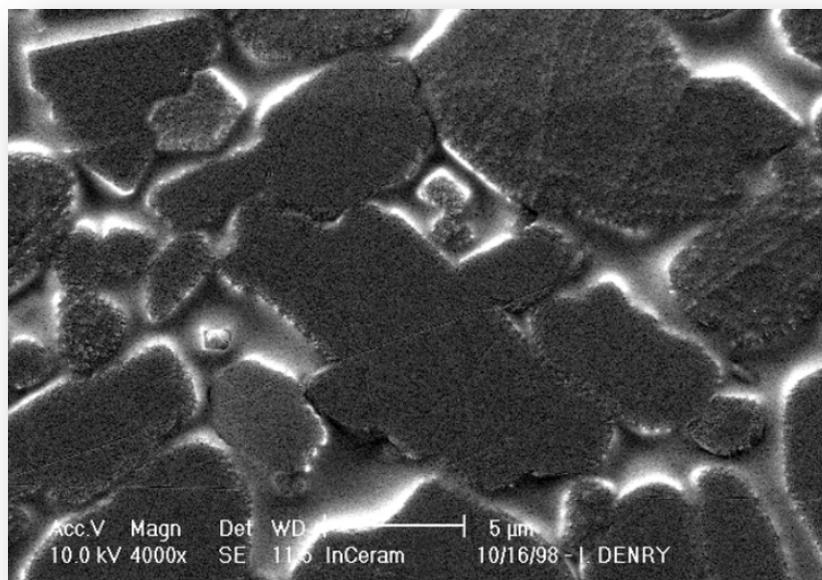
Elles contiennent une proportion importante d'alumine dans le but de les renforcer. Plusieurs types de matériaux ont été successivement développés.

On les distingue en fonction de la teneur en alumine :

- 40%: jacket de Mac Lean
- 65%: Cerestore®, Allceram®
- 85%: Inceram®
  - In-Ceram Alumina® : standard
  - In- Ceram Zirconia® : plus résistante composée d'alumine et de zircon (ZrO<sub>2</sub>)
  - In-Ceram Spinelle® : plus translucide et moins résistante composée de spinelle (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>)
- >98% : Procera®

Mise au point par Michael Sadoun en 1985, la céramique In-Ceram® (Vita Zahnfabrik) est à la fois un matériau de composition nouvelle et un nouveau procédé de mise en forme.

Cette céramique d'infrastructure est composée à 85 % d'alumine de granulométrie moyenne 3  $\mu\text{m}$ . Une phase vitreuse est secondairement infiltrée dans l'infrastructure cristalline poreuse préalablement frittée.



**Figure 2-13 : Microstructure d'une céramique infiltrée à l'alumine. Notons la proportion de verre qui diminue par rapport à la phase cristalline(75)**

Le matériau de base, la barbotine est une suspension d'alumine dans de l'eau.

Proposée par Nobel Biocare™ la céramique Procera® est composée de près de 100% d'alumine. La mise en œuvre fait appel à des techniques de CAO/FAO.

Du fait du pourcentage très élevé de cristaux, les céramiques infiltrées présentent de très bonnes propriétés mécaniques, cependant elles demeurent plus opaques que les céramiques vitreuses et sont plus difficiles à coller, donc rarement utilisées dans les restaurations partielles collées postérieures.

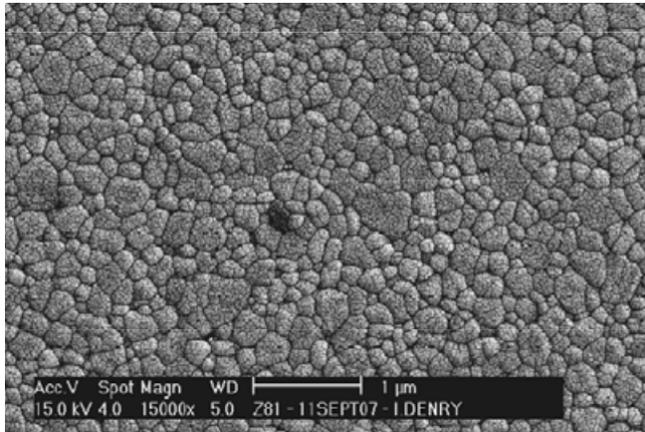
### **2.3.3.1.3. Les céramiques à base de zircon**

Une céramique polycristalline est uniquement composée de cristaux qui lui confèrent une haute résistance par rapport aux céramiques vitreuses ou aux céramiques alumineuses qui contiennent du verre associé aux cristaux.

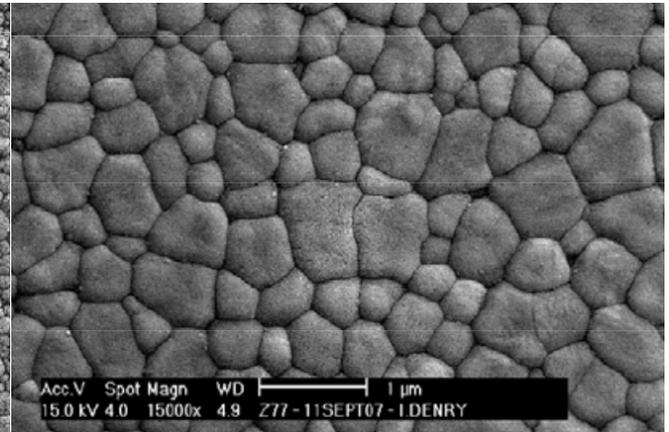
Sa biocompatibilité, sa résistance très élevée et ses propriétés optiques l'ont vite fait considérer comme une très bonne alternative aux alliages métalliques des céramo-métalliques.

La zircone ( $ZrO_2$ ) cristallise dans trois types de réseaux : monoclinique (M), cubique (C) et tétragonal (T).

A température ambiante la zircone possède une structure de type monoclinique. Sous l'effet de variations de température, des transformations allotropiques se produisent à l'état solide.



**Figure 2-15 : Microstructure de la céramique zircone 3Y-TZP chauffée à 1300° pendant 2 heures(75)**



**Figure 2-14 : Microstructure de la céramique zircone 3Y-TZP chauffée à 1500° pendant 2 heures(75)**

Ce type de matériau présente des propriétés mécaniques très intéressantes dans leur usage clinique. Lors de la progression d'une fissure, la contrainte exercée par la matrice cubique sur les particules tétraédriques diminue (à cause de l'ouverture de la fissure).

Cette diminution de la contrainte provoque la transformation des particules tétraédriques en particules monocliniques, processus qui s'accompagne d'une expansion dimensionnelle. Le champ de contraintes provoqué par cette expansion s'oppose alors à celui provoquant la propagation de la fissure. Ce phénomène se traduit par une augmentation de la ténacité du matériau.

Il s'agit de la propriété « d'autoréparation » ou « d'autoprotection » de la zircone.

### 2.3.3.2. Classification selon le procédé de mise en forme(72)

Il existe deux grandes familles d'infrastructures selon la technique utilisée pour les mettre en forme, soit par soustraction de matériau, pour les systèmes CFAO, soit par addition de matériaux, injection sous pression, infiltration et émaillage

Elles sont classées en 3 grands types : les céramiques pressées, les céramiques infiltrées et les céramiques usinées(75).

A ces trois grandes familles s'ajoute la méthode plus traditionnelle de réalisation directement à partir d'une céramique cosmétique montée sur un modèle positif unitaire en revêtement réfractaire

#### **2.3.3.2.1. Cuisson sur revêtement**

A peu près toutes les céramiques peuvent être frittées sur un revêtement compatible et chimiquement inerte.

#### **2.3.3.2.2. Les céramiques injectées sous pression ou pressée**

Les céramiques pressées sont injectées à haute température dans la cavité d'un moule en matériau réfractaire ayant la forme de l'élément prothétique à réaliser. Le matériau céramique doit être réduit à un état pâteux pour son injection. Cette technique n'est utilisée qu'avec les vitrocéramiques.

Deux techniques sont alors possibles :

- Maquillage : la totalité de la restauration est réalisée par injection puis maquillée en surface.
- Stratification : une armature en Empress est réalisée et recouverte par une céramique feldspathique adaptée au procédé.

#### **2.3.3.2.3. Les céramiques infiltrées**

La mise en forme est réalisée en plusieurs étapes :

- Elaboration d'une structure en céramique pré-frittée poreuse ( $Al_2O_3$ ,  $Al_2O_3/ZrO_2$ ,  $MgAl_2O_4$ )
- Infiltration par un verre à haute température, comblant la porosité

L'infiltration renforce la structure du matériau et lui donne sa couleur finale. Ce type de mise en œuvre a été mis au point et utilisé avec la céramique In-Ceram

On obtient une infrastructure rigide, blanche et poreuse. Cette porosité forme un réseau continu de pores ouverts de 26% en volume.

#### **2.3.3.2.4. Usinage**

Deux familles de procédés peuvent être différenciées :

❖ CFAO directe : au fauteuil en une seule séance, avec une empreinte optique, indiqués surtout pour les inlays, onlays ou couronnes unitaires (Cerec® ; Sirona). De plus la restauration est réalisée dans un matériau de teinte relativement uniforme.

❖ CFAO indirecte : l’empreinte des préparations est réalisée de façon traditionnelle au cabinet dentaire. Un modèle de travail est réalisé par le prothésiste. A ce stade, 2 options possibles existent :

- Numérisation 3D du modèle, conception assistée par ordinateur de la restauration(CAO), fraisage numérique de la restauration.
- Réalisation d’une maquette de la restauration en cire ou en résine, numérisation de la maquette, fraisage numérique de la restauration

Dans les 2 cas, le fraisage peut soit être réalisé directement au laboratoire soit être réalisé dans un centre de fraisage.

Les céramiques usinées sont préparées industriellement sous formes de blocs ou de cylindres. De nombreuses céramiques peuvent être usinés. Cependant dans le cadre des restaurations partielles collées postérieures, **ce sont essentiellement les vitrocéramiques à base de disilicate de lithium qui sont usinées.**

Les zircons ne peuvent être mise en forme que par usinage.



Figure 2-16 : Bloc d'usinage de céramique feldspathique enrichie au disilicate de lithium e.max® CAD

### 2.3.4. Les céramiques dans les Reconstitutions collées postérieures

Il existe deux paramètres principaux qui vont orienter le praticien dans le choix du type de céramique utilisé pour la confection de ces restaurations :

- Son aptitude au collage

La pérennité des restaurations partielles postérieures est assurée par la fiabilité de leur mode d'assemblage(76). Les propriétés mécaniques du joint collé compensent la fragilité de la céramique. Or, à l'heure actuelle le collage le plus efficace est obtenu par ancrage micromécanique avec un couplage chimique(42).

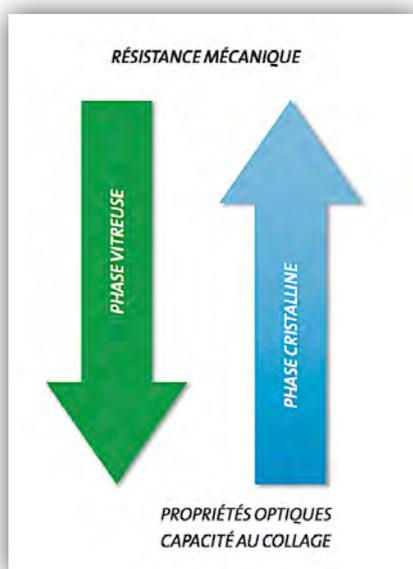
De ce fait, la céramique choisie devra avoir une phase vitreuse, afin d'être mordancée à l'acide fluorhydrique.

- Une résistance mécanique suffisante

Les céramiques présentent, généralement, une résistance faible en traction et en flexion, mais très élevée en compression, ce qui permet de les utiliser en postérieur. En agissant comme un amortisseur en dissipant à l'intérieur du joint collé les forces transmises à la céramique par la fonction, le collage compense cette fragilité(1).

La céramique choisie devra être résistante.

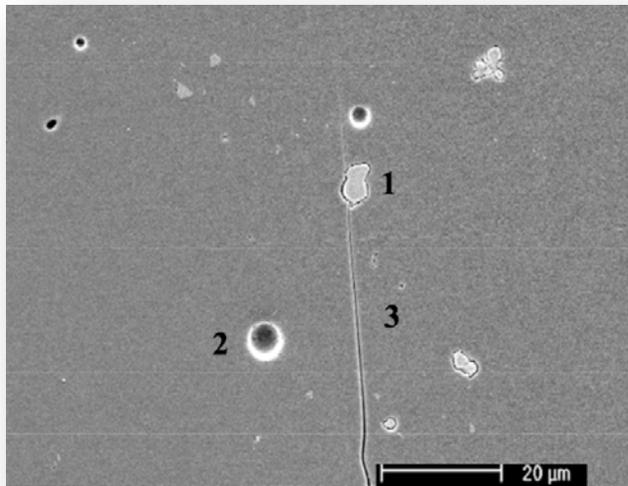
A ce jour, la vitrocéramique (enrichie à la leucite et au disilicate de lithium) semble être le matériau de choix parmi les céramiques pour de telles reconstitutions, tant pour son aptitude au collage, que ses propriétés mécaniques et optiques. (Empress I, II et Emax).



*Figure 2-17 : Répartitions des propriétés des céramiques en fonction des proportions de la phase cristalline et vitreuse(76).*

**Les céramiques d'émaillage obtenues par un montage artisanal de poudres présentent un taux de défauts et de porosités élevé et comprennent peu de cristaux.** Ces céramiques ont été utilisées il y a quelques dizaines d'années pour réaliser des inlays, qui ont souvent cassés(77).

Il s'agit d'une des raisons de l'engouement du composite en France



**Figure 2-18: Défauts retrouvés dans une céramique d'émaillage**

- 1 : Inclusion**
- 2 : Pore**
- 3 : trait de fracture**

### **2.3.5. Propriétés des céramiques**

Les céramiques dentaires sont peu résistantes en traction et flexion et très résistantes en compression.

Leur caractéristique principale est la rupture dite fragile, c'est à dire sans déformation plastique. Depuis Griffith on sait que la fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial.

#### **2.3.5.1. Propriétés mécaniques**

- **Module d'élasticité**

Rappelons que sa mesure permet d'évaluer la rigidité du matériau, c'est à dire le rapport qui s'établit entre la contrainte appliquée et la déformation mesurée.

La rigidité des céramiques à base d'alumine ou de zircon est plus élevée que celle d'alliage.

Les céramiques sont fragiles : elles ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres.

Le module d'élasticité des vitrocéramiques enrichies est compris entre 60 et 110 Gpa(72). Il est de 84,1 Gpa pour l'émail, et 18,3 Gpa pour la dentine.

- **Résistance à la flexion**

Cette propriété est très souvent utilisée pour caractériser le comportement mécanique des céramiques

L'objectif est de déterminer la contrainte à la rupture exprimée en MPa.

Elle est comprise entre 100 et 350 MPa pour les vitrocéramiques enrichies.

- **Résistance à la fissuration**

La ténacité est la résistance à la progression d'une fissure pré-existante. La ténacité est une propriété essentielle. Une ténacité élevée peut laisser espérer une durée de fonctionnement élevée et donc une pérennité de la prothèse importante.

L'énergie nécessaire pour fracturer les céramiques est faible. Dès qu'une fissure atteint une taille « critique », elle se déplace instantanément sans perte d'énergie.

L'essai de ténacité permet de mesurer l'énergie nécessaire pour fracturer un matériau.

La ténacité est mesurée par le coefficient d'intensité  $K_{Ic}$ .

L'unité de mesure est le  $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$ .

Elle est de l'ordre de 0,7 à 4,5  $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$  pour les vitrocéramiques pressées alors qu'elle peut atteindre 100 pour un acier.(72)

La transformation de structure cristalline que subissent les céramiques à base de  $\text{ZrO}_2$  lorsqu'elles sont soumises à une contrainte explique la ténacité élevée de ces matériaux.

- **Dureté**

Email : 340 HVN

Dentine : 90 HVN

Céramique feldspathique : 460 HVN

La céramique présente une dureté supérieure à l'émail, ce qui entraîne une plus grande agressivité vis à vis de la dent naturelle lorsqu'elle est mal polie.

### 2.3.5.2. Propriétés physiques(56)

- **Thermiques**

Les céramiques sont des isolants thermiques (conductivité = 0,01 J/s/cm<sup>2</sup> (°C/cm)). Leur coefficient de dilatation thermique est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en  $\text{K}_2\text{O}$  du verre.

La température de frittage correspond à la température nécessaire pour que le matériau passe de son état de corps poreux à celui de corps dense, sans porosité aux propriétés mécaniques ou esthétiques optimales. Elle varie très significativement selon la composition de la céramique.

- **Electriques**

Le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques.

- **Optiques(72)**

- L'éventail de couleur pour chacun des matériaux céramiques varie selon la famille du matériau choisi. Les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques sont colorées par l'adjonction de pigments minéraux, dont la variété de teintes est quasiment infinie.

- L'opacité correspond au rapport de l'intensité lumineuse réfléchie sur l'intensité de la lumière réfléchie et transmise. Il s'agit d'un autre facteur d'importance. Pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques, elle est facilement modulable et varie entre 40 et 100% selon le taux d'opacifiant et la cristallisation.

Les rendus des vitrocéramiques vont de l'opaque au transparent, avec des luminosités variables, des effets de fluorescence, d'opalescence, avec des couleurs et des saturations différentes. Tout ceci est obtenu en jouant sur la composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse

Le tableau suivant permet de comparer quelques unes des propriétés qui viennent d'être étudiées, pour les différentes familles de céramiques dentaires

Type	Coefficient de dilatation thermique ( $10^{-6}C^{-1}$ )	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité K <sub>1c</sub> (Mpa.m <sup>1/2</sup> )	Module d'élasticité (Gpa)	Solubilité chimique $\mu g/cm^2$	Température de frittage (°C)
Céramique vitreuse Disilicate de lithium	9-10,5	250 - 350	1	90 - 110	10 - 50	900 - 1000
Céramique vitreuse leucite	11,6 -17	100 - 160	0,7 - 1	60 - 80	10 - 70	940 - 1180
Céramiques infiltrées	7,0-8,0	350 - 600	2,5 – 5,5	255 - 285	< 1150	1130 - 1140
Céramique polycristalline $Al^2O^3$	7,5-8,5	450 - 650	3 - 6	350 - 400	< 200	> 1400
Céramique polycristalline $ZrO^2$	10-11	900 - 1250	7 - 10	200	< 20	> 1350
Email	11,4	/	0,6 - 0,7	84,1	/	/
Dentine	8,3	/	3,1	18,3	/	/

*Figure 2-19: propriétés des céramiques d'infrastructures(72) comparées à l'émail et la dentine(13,21)*

## 2.4. Les critères de choix du matériau de la RCP collées postérieures

Les restaurations partielles collées sont, dans l'arsenal thérapeutique actuel, incontestables et incontournables. Elles s'inscrivent dans une démarche moderne de moins en moins invasive et répondent à l'ensemble des indications classiques.

Cependant, il existe une pléthore de matériaux de reconstitutions aux propriétés mécaniques, physiques, optiques, esthétiques et biologiques différentes.

Il est alors légitime pour le praticien de se questionner sur le choix du matériau de reconstitution. Il doit d'abord s'appuyer sur la littérature scientifique.

### 2.4.1. Revue de la littérature

#### 2.4.1.1. Longévité des inlays-onlays

Les facteurs influençant la longévité des restaurations partielles peuvent être regroupés en 3 grandes classes(78) :

- les facteurs liés au patient
- Les facteurs liés au praticien
- Les facteurs liés au matériau

Il est difficile de corrélérer l'influence de ces différents facteurs sur la longévité des restaurations, mais il apparaît que **les facteurs qui provoquent une complication précoce de la restauration seraient liés au praticien** (expérience, respect de l'indication, dextérité et respect des procédures cliniques) alors que **les complications à plus long terme seraient liées au patient et au matériau**.

Dans leur étude(78), Weill et al. tentent, à travers l'analyse de la littérature internationale publiée entre 2000 et 2013 , d'appréhender les facteurs influençant la longévité dans les restaurations de type inlays/onlays.

Il est alors intéressant d'analyser ces publications afin et de comparer les différents taux de survie des restaurations partielles collées en composite et en céramique.

L'étude de la longévité fait appel à l'analyse des taux de survie et des taux de succès, qu'il convient de différencier et de définir :

« **Le taux de succès:** il est défini précisément selon des critères propres ou respectant une graduation qualitative (ex. : USPHS modifiée). **Cette diversité de qualification** du « succès » **rend difficile la comparaison entre études qui n'emploient pas la même référence**. C'est pourquoi dans **les études suivantes seront comparés les taux de**

**survie.** Cependant, lorsqu'il est bien défini, ce taux de succès est plus représentatif de la réalité, car plus exigeant que le taux de survie.

**Le taux de survie:** il indique, lui, la **proportion de restaurations maintenues en fonction sans modification** (réparation, remplacement de la restauration ou avulsion de la dent). Il ne donne aucune indication quant à la qualité de la restauration en place. »(78)

Il est alors intéressant comparer, entre elles, les longévités des inlays/onlays composites et céramiques à travers les diverses études recensées dans les travaux de Weill et al.

- Longévité des Inlays/onlays en résine composite
- ❖ En 2003, Pallesen et al conduisent une étude clinique randomisée(79) sur les restaurations postérieures directes et indirectes, sur une période moyenne d'observation de 11 ans. L'objectif est d'évaluer les performances cliniques de restaurations en composite directes et indirectes. Sur 81 restaurations de type inlay composite stratifié, le taux de survie est de 83%
- ❖ En 2006, Thordrup et al publient une étude(80) dans laquelle il évalue sur une période de 10 ans les performances cliniques de 4 types de reconstitution directes et indirectes. Sur 14 inlays composites, ils recensent un taux de survie de 75,5%.
- ❖ En 2007 Signore et al proposent d'analyser les performances cliniques d'onlays composite dans le traitement de dents fracturées et douloureuses sur une période de 6 ans(81). Sur 43 restaurations, le taux de survie est de 93,02%.
- ❖ En 2011, Huth et al mènent un essai clinique randomisé(82) dans lesquels ils évaluent les performances cliniques sur 4 ans de 155 restaurations collées postérieures en composites. Le taux de survie est de 76,6 pour les inlays en composite Charisma et de 87,2% pour ceux en Artglass.
- ❖ En 2013 Cetin et al, comparent sur une période de 5 ans les performances cliniques de 66 restaurations directes et de 42 restaurations indirectes en résine composite(83). L'étude relate un taux de survie plus élevé dans les techniques directes (98,4%) que pour les techniques indirectes (97,5%)

Les résultats peuvent être synthétisés sous forme de tableau de la manière suivante :

<b>Longévité des inlays/onlays en résine composite</b>					
<b>Date de publication</b>	<b>auteurs</b>	<b>Matériau</b>	<b>Période d'observation moyenne</b>	<b>Nombre de restaurations</b>	<b>Taux de survie</b>
<b>2003</b>	Pallensen et al.	Brilliant Dentin, Estilux Posterior, SR-Isosit	11 ans	81	83%
<b>2006</b>	Thordrup et al.	Estilux	10 ans	14	75,5%
<b>2007</b>	Signore et al.	Sculture	4 à 8 ans	43	93,02%
<b>2011</b>	Huth et al.	Artglass, Charisma	4 ans	155	76,6% (Charisma) 87,2 (Artlass)
<b>2013</b>	Cetin et al.	Estenia, Tescera	5 ans	42 inlays et 66 coposites directs	97,5% et 98%

*Figure 2-20 : Longévité des inlays/onlays composite(78)*

- Longévité des inlays/onlays céramiques mis en forme par technique pressée
  - ❖ En 2002, Brochu et El Mowafi publient une méta recherche(84) dans laquelle ils incluent 6 études qui traitent des performances cliniques des restaurations de type inlays/onlays en matériau céramique de type IPS Empress pressée, sur une durée d'au moins 2 ans. Ils concluent à un taux de survie de 96% à 4,5 ans et de 91% à 7 ans, la fracture étant la principale cause d'échec.
  - ❖ En 2005, Krämer et Frankenberger mènent un essai clinique contrôlé(85) et prospectif, dans lequel 96 restaurations en céramique pressée (IPS Empress) sur 34 patients par 6 opérateurs, furent posées. A 8 ans, seul 8 inlays/onlays ont du être remplacés, dont 6 pour cause de fracture, pour un taux de survie à 92%.
  - ❖ En 2007, Stoll et al publient une étude rétrospective(86) dans laquelle ils se proposent d'évaluer la survie à long terme de 1624 inlays/onlays en céramique (IPS Empress) sur une période de 1991 à 2001. Durant cette période, seulement 53 échecs furent enregistrés, principalement attribués à des fractures et des complications endodontiques.
  - ❖ En 2012, Beier et al conduisent une étude clinique rétrospective(87) entre 1987 et 2009, dans laquelle ils évaluent la performance clinique et la longévité de 213 inlays et 334 onlays en vitrocéramiques variées, posés par deux dentistes expérimentés. Le taux de survie, d'après l'estimateur de Kaplan-Meier est, pour les inlays de 99% à 5 ans, 97% à 10 ans et 90% à 12 ans, et pour les onlays de 99%, 92% et 92% à 5, 10 et 12 ans.
  
- Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par CFAO
  - ❖ En 2004, Sjörgren et al proposent une étude de suivie(88) sur 10 ans de 61 inlays de matériau Vita Mark II mis en forme par CFAO. 89% des inlays étaient encore fonctionnels à 10 ans. Les 11% d'échecs se répartissent en 5 fractures, 2 complications endodontiques.
  - ❖ En 2006, Fasbinder et al éditent une revue d'étude clinique(89) incluant des publications traitant des inlays onlays conçus par le système CEREC, allant de 1985 jusqu'à 2006. Sur 20 études, ils estiment le taux de survie d'inlays/onlays céramiques conçus par CFAO à 97% à 5 ans et 90% à 10 ans. La principale cause d'échec est la fracture du matériau ou de la dent, suivie des complications pulpaires.
  - ❖ En 2008, Otto et al publient une étude de suivie(90) dans laquelle 200 inlays/onlays en céramique Vita Mark 1 conçus à l'aide du système Cerec, ont été posés par le même opérateur. Après 17 ans, le taux de succès sur 187 restaurations est de 88,7%. La majorité des échecs sont attribués à des fractures de la céramique (62 % des échecs) et de la dent (14%).

- ❖ En 2008, Zimmer et al dans une étude de suivie(91) rapportent un taux de survie de 94,7 % et 85.7 à 5 et 10 ans sur 226 inlays/onlays en céramique vita mark II ou Dicolor concus avec le système cerec. Les principales causes d'échec à 10 ans sont la perte de la restauration ainsi que la reprise carieuse secondaire.
- ❖ En 2009, Bernhart et al établissent sur 62 restaurations inlays Cerec 3D un taux de survie de 95% dans une étude de suivie(92) sur 3 ans

Les résultats d'études cliniques portant sur la longévité des inlays/Onlays céramique mis en en forme par technique pressée et CFAO peuvent être synthétisés sous forme de tableau de la manière suivante :

Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique pressée						
Date de publication	auteurs	Matériau	Période d'observation moyenne	Nombre de restaurations	Taux de survie	
2002	El Mowafy et Brochu	IPS empress	4,5 ans 7 ans	(6 études)	96%	91%
2005	Krämer et Frankenberg	IPS empress	8 ans	96	92%	
2007	Stoll et al	IPS empress	10 ans	1624	97%	
2012	Beier et al.	Vitrocéramiques variées	5 ans 10 ans 12 ans 20 ans	547 (334 onlays) (213 inlays)	Inlays : 99% 97% 90% 82%	Onlays : 99% 92% 92%

Figure 2-21 : Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique pressée(78)

Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique CFAO					
Date de publication	auteurs	Matériau	Période d'observation moyenne	Nombre de restaurations	Taux de survie
2004	Sjögren et al.	Vita Mark II	10 ans	61	89%
2006	Fassbinder Dennis et al.	Vita Mark I et II, Dicor, Paradigm	5 ans 10 ans	Revue (20 études)	97% 90%
2008	Otto et al.	Vita Mark I	17 ans	187	88,7 % (taux de succès)
2008	Zimmer et al	Vita Mark II, Dicor	5 ans 10 ans	226	94,7% 85,7%
2009	Bernhart et al	Cerec 3D	3 ans	62	95%

Figure 2-22 : Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique CFAO(78)

○ Le taux de survie des inlays-onlays en céramique est très satisfaisant. Le recul clinique dont nous disposons est relativement important, allant de 3 à 17 ans, bien que moins étoffé que pour **les inlays/onlays en or jaune qui encore aujourd'hui remportent tous les suffrages pour la longévité**(93).

Il est de 97% à 10 ans pour les inlays-onlays mis en forme par technique pressée (86) et de 97% et 90% à 5 et 10 pour ceux mis en forme par CFAO. **La fracture du matériau de restauration et/ou des parois dentinaires** représente la plus grande cause d'échec(84,85,88,90).

Les céramiques renforcées au disilicate de lithium semble **avoir la plus grande résistance à la fracture**(94).

Cependant le nombre de matériaux disponibles ainsi que leur évolution et renforcement régulier obligent à distinguer précisément le type de matériau utilisé dans les études. De plus les matériaux bénéficiant du plus grand recul clinique sont plus ancien et plus fragile tel que le Dicor®. Il est donc légitime de penser que **l'amélioration des propriétés intrinsèque de la céramique peut améliorer ces résultats**.

○ La survie clinique des inlays-onlays en composite est **sensiblement plus faible, mais encore très satisfaisante à moyen et long terme**. Elle de 93% à 6 ans(81) et de 83% à 11 ans(79). Le principal facteur d'échec est à **la complication pulpaire**.

Il semblerait que les restaurations partielles collées postérieures en céramique présentent un taux de survie légèrement supérieur aux restaurations en composites.

Cependant, la comparaison des taux de survie reste très **moyennement pertinente** face à **la diversité des modalités des protocoles d'études, ainsi que la diversité des matériaux étudiés**.

#### 2.4.1.2. Comparaison de l'efficacité clinique des inlays/onlays céramique et composite

En 2013, Fron Chabouis et al publient une revue systématique(95) dans laquelle sont retenues les études contrôlées et randomisées comparant simultanément l'efficacité clinique des inlays-onlays céramique et composite. Après application de critères d'inclusions et d'exclusions seulement 2 études ont été prises en compte comprenant 138 inlays sur 80 patients(89)(80).

Il semblerait que les inlays céramiques génèrent moins d'échec pendant les 3 premières années.

Cependant il faut noter que **ce résultat est assez peu significatif**. L'échantillon étudié est très faible. De plus, la fracture de la céramique résulte de la propagation de fissures à partir d'un défaut initial et peut ainsi mettre davantage de temps à survenir.

En outre, 3 types différents de mises en formes ont été utilisés pour la conception des restaurations. Or les restaurations composites n'ont pas été conçues par CFAO, et bénéficient aujourd'hui de ces améliorations.

Il semble qu'il n'existe pas à ce jour **d'essai clinique randomisé qui compare les performances des onlays en céramique et composite ainsi que les overlays**(96).

Notons qu'actuellement un essai clinique randomisé contrôlé multicentrique intitulé Cechoia est mené dans 2 centres hospitalo-universitaire (Montrouge et Toulouse) ainsi que 5 cabinets dentaires privés comparant l'efficacité d'inlay-onlays réalisés en composite (lava-ultimate) et en vitrocéramique enrichie à la leucite (empress cad) par Fron-Chabouis et al(97).

Cet essai pourra en dépit de sa courte durée d'observation, 3 ans, apporter des arguments en faveur de l'un ou l'autre des matériaux utilisés.

**Il existe donc un manque de données cliniques incontestables dans la littérature, c'est pourquoi d'autres éléments de choix faisant appel à des données in vitro peuvent être pris en compte.**

## **2.4.2. Autres éléments de choix**

Bien qu'il n'existe pas de preuves cliniques de poids, certaines études in vitro et cliniques non randomisées ont étudié l'impact de facteurs cliniques sur les matériaux de restaurations en composites et céramique. Fron Chabouis et al(96) proposent de les classer de la manière suivante : **facteurs biologiques, esthétiques, mécaniques et fonctionnels**.

### **2.4.2.1. Facteurs biologiques**

La céramique reste le matériau le plus biocompatible.

Il s'agit d'un **matériau bio-inerte** ce qui lui confère une parfaite tolérance biologique, pulpaire et parodontale(50). Rappelons son **inertie électrique et thermique** induite par une conductivité thermique et un coefficient d'expansion faible, proche de l'émail.

Cependant la tolérance des tissus dentaires et de la gencive marginale peut être nuancée par deux facteurs :

- Le **positionnement des limites de la préparation** (pour les inlays-onlays, du simple fait du collage, la limite est souvent supra gingivale).
- Les **défauts de l'état de surface**, qui ne proviennent pas directement du matériau mais de la mauvaise mise en œuvre des techniques de polissage. Le glaçage est impératif pour effacer les porosités du matériaux, afin qu'elles ne constituent pas des zones de progression bactérienne et de stagnation des fluides buccaux pouvant être à l'origine de plages de développement de la plaque bactérienne(98). Il est aussi impératif pour minimiser le coefficient d'abrasion du matériau afin d'en diminuer l'agressivité vis à vis des tissus dentaires antagonistes.

Les composites ne bénéficient pas de la même biocompatibilité. **La toxicité des matériaux à base de résines est essentiellement due aux monomères libres** (bisGMA, UDMA) ainsi qu'aux additifs (TEGMA) lorsque la polymérisation n'est pas complète. Ils proviennent secondairement de l'usure et de la dégradation du matériau, mais en quantité beaucoup plus infime(99).

Le **bisphénol A n'est qu'à l'état de trace dans le matériau final**, car il est utilisé dans la fabrication des monomères. Il est aussi issu de la dégradation du bis-GMA. Son taux dans le sang et les urines augmenterait très légèrement durant les premières 24 heures et rentrerait rapidement dans la normale pour les matériaux à base de bis-GMA(100). Le TEGDMA libéré est le fait de molécules non-polymérisées.

**Or dans le cadre des restaurations indirectes, la polymérisation se fait dans des conditions optimales** (haute température, atmosphère d'azote), **et permet un taux de conversion très élevé**, ce qui diminue grandement la quantité de relargage de monomères. **Le taux est encore meilleur avec des procédés de fabrication industrielle.**

De plus, il semblerait que les réactions pulpaires, inflammations, nécroses et irritations soient plutôt dû à **l'absence ou au défaut d'étanchéité plutôt qu'aux matériaux et à leurs composants chimiques**. « Une corrélation entre l'inflammation pulpaire et la présence de bactéries à l'interface a été démontrée. La réponse pulpaire ne dépend pas du type du matériau employé mais de sa capacité à prévenir la diffusion bactérienne et donc est corrélée à son étanchéité »(101).

**En l'absence de bactérie et avec une étanchéité parfaite de la restauration, les composites, ainsi que les composites de collage présente une très bonne biocompatibilité**, d'autant plus dans les restaurations indirectes.

### 2.4.2.2. Facteurs esthétiques

**Les céramiques présentent des propriétés optiques supérieures à celle des composites.** Parmi les céramiques, la technique de pressée suivie d'un émaillage donne les meilleurs résultats esthétique, mais demeure couteuse et exige un certain savoir faire(96). De plus il existe des blocs dégradés en teinte pour les céramiques, qui ne sont pas encore d'actualités pour les composites dans le domaine de la CFAO. Cependant une restauration en composite **présente l'avantage d'être aisément maquillée en bouche après collage.** Dans le cadre de limites vestibulaires trop visibles, Rocca et al ont développé un protocole de maquillage(102) pour dissimuler cette limite à l'aide de retouches successives en composite pour recréer la transition de teinte.

### 2.4.2.3. D'ordre mécanique(103)(104)

- En fonction du volume et de la nature du substrat de la restauration (105)

Rappelons qu'un matériau destiné à remplacer une perte tissulaire dentaire doit avoir des propriétés identiques ou se rapprochant le plus possible de la substance à remplacer(57).

A propos des propriétés mécaniques des matériaux, **le module d'élasticité est une des variables les plus étudiées.** Il permet de relier la contrainte et la déformation d'un matériau élastique isotrope, c'est à dire qui a les mêmes propriétés physiques dans toutes les directions.

Selon Kelly et al, dans une étude in vitro (106), dans le cadre des restaurations tout céramique, la survenue de fracture durant l'application de forces de tension est plus corrélée aux différentiels du module d'élasticité entre le matériau de restauration, l'agent de collage et la dentine, plutôt qu'aux propriétés intrinsèques seules du matériaux.

La différence de module d'élasticité entre le matériau et son support induit des contraintes internes dans le matériau ou la colle. **Plus le module d'élasticité du matériau de restauration et du tissu dentaire support sont proches, plus ils agissent de la même façon face aux contraintes développées durant les mouvements fonctionnels.**

« La différence de comportement entre la céramique et le composite engendre une spécificité de la répartition des contraintes de tension et de compression au niveau occlusal qu'au niveau de l'interface de collage dent/restauration. »(107)

**Pour un collage dans l'émail, seront privilégiées des restaurations en vitrocéramique** qui développent un module d'élasticité (60-95 GPa) proche de celui de l'émail ( 83,5 GPa).

**Pour une perte de substance plus localisée dans la dentine, les restaurations en composites ou hybrides seront préférées**(96). Rappelons que plus nous rapprochons de la pulpe, plus les propriétés mécaniques de la dentine diminuent. La rigidité de la céramique expose davantage le matériau à la fracture.

De la même manière, si l'épaisseur de la restauration est prise en compte, pour des restaurations collées présentant des zones de faible épaisseur circonscrite dans l'émail, le matériau de choix sera la céramique. Lorsque la restauration présente des zones fines, disposées sur la dentine, il est préférable d'utiliser le composite, moins fragile. **La céramique risquerait d'engendrer plus de contraintes internes**, et de casser.

La comparaison des modules d'Young des matériaux restaurations et des tissus qu'ils visent à substituer est une bonne piste de choix, mais elle est à moduler avec un autre paramètre qui revêt une importance clinique, la géométrie de la cavité et donc de la pièce prothétique.

Selon Magne et al, **les contraintes de tensions sont réduites en surface pour les composites, mais sont importantes pour l'interface de collage**(108). Ainsi davantage de forces seraient transmises aux structures résiduelles(109).

**Pour les céramiques, les contraintes de tension sont importantes en surfaces et au niveau de l'interface varient en fonction de volume du matériau.** Moins la restauration est volumineuse, plus les tensions sont élevées. Elles deviennent quasiment nulles pour les restaurations à recouvrement complet qui travaillent alors essentiellement en compression(108).

**Cela fait de la céramique le matériau de choix pour la conception des overlays, car souvent d'une épaisseur supérieure à 2 mm, elle ne restituera essentiellement à l'émail périphérique que des forces compressives qui par l'intermédiaire de la jonction amélo-dentinaire supporte très bien ce type de contrainte.**

D'un point de vue biomécanique, les restaurations en composites sont moins fragiles et redistribuent **les contraintes de manière plus favorables aux parois résiduelles des restaurations de types inlays proximo-occlusaux** (110).

**Ainsi, pour Magne(111) les restaurations composites, sur les dents vivantes, devraient être réservées aux inlays et onlays de faible volume, alors qu'en cas de recouvrement cuspidien important plutôt s'orienter vers la céramique.**

**Dans le cadre des dents dépulpées, deux études in vitro de Magne et Knezevic(112,113), semblent indiquer que la résistance à la fatigue d'overlays en composite réalisés sur des molaires semble supérieure ou induit moins de fracture que ceux en céramiques.**

- En fonction de la mise en forme.

Sur de faibles épaisseurs, l'usinage peut entraîner une fracture d'une restauration partielle en **céramique** (0,6 à 0,8 mm). Il faudra s'orienter sur **une technique de pressée.**

Les **composites usinés** présentent, sur de fines épaisseurs, une meilleure **tolérance à la mise en forme par CFAO** que tous les types de vitrocéramiques usinables (114)

#### 2.4.2.4. D'ordre fonctionnel

- En fonction de la dent antagoniste

Il est préférable de choisir **le même matériau pour les deux afin que l'usure des deux dents soit similaire.** Dans le cas contraire, le matériau le plus sensible s'usera plus rapidement et la dent support pourra subir une égression compensatrice.

- Impératifs occlusaux

Grâce à sa capacité à absorber les contraintes, en cas de bruxisme, le composite sera préféré à la céramique, plus cassante(115). Le bruxisme doit naturellement être pris en charge en parallèle. Cependant certains praticiens d'excellence réalisent des restaurations enrichies au disilicate de lithium dans de tel contexte(116).

Dans le cadre de restaurations globales, de denture sévèrement érodée et/ou de modification de la dimension verticale d'occlusion, il est potentiellement nécessaire de faire des réparations ou d'ajustements de faces occlusales. Ces modifications sont plus aisées sur le composite que sur les vitrocéramiques.

Il est possible de synthétiser l'ensemble de ces facteurs sous la forme d'un tableau :

<b>Facteurs orientant le choix vers une restauration partielle en céramique ou composite</b>		
	<b>En faveur de la céramique</b>	<b>En faveur du composite</b>
<b>Critères intrinsèques à la dent support de restauration</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nombre faible de parois résiduelles (onlay, overlay)</li> <li>- Perte de substance essentiellement localisée dans l'émail</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nombre de parois important : cavité de type occluso proximale (inlay)</li> <li>- Perte de substance essentiellement dentinaire</li> <li>- Epaisseur fine et préparation en partie dentinaire</li> <li>- Dent dépulpée</li> </ul>
<b>Critères extrinsèques à la dent support de restauration</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Antagoniste restaurée en céramique</li> <li>- Nécessité de stabiliser les contacts proximaux et occlusaux</li> <li>- Terrain allergique</li> <li>- Patient inquiet de la toxicité des matériaux dentaire</li> <li>- Patient très exigeant sur le plan esthétique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Antagoniste restaurée en composite</li> <li>- Dent pulpée symptomatique ou à risque de traitement endodontique</li> <li>- Nécessité potentielle de réparation, et retouche intra-buccale après collage</li> <li>- Epaisseur fine avec une mise en forme par CFAO</li> </ul>

*Figure 2-23 : Facteurs orientant le choix vers le type de matériau*

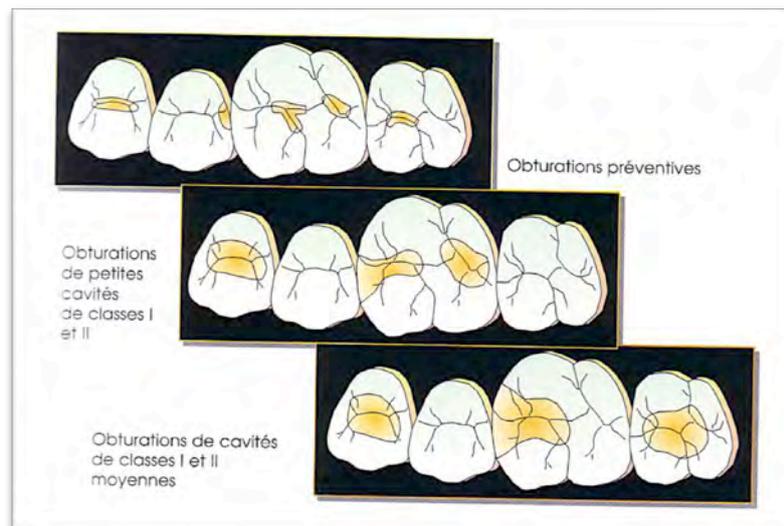
### 3. Protocole de préparation et d'assemblage des restaurations indirectes

#### 3.1. Restauration directe versus restauration indirecte

Fort du principe de gradient thérapeutique, le but est de préserver le maximum de structure dentaire ainsi que la vitalité pulpaire.

Ainsi, le praticien doit privilégier (117)(119):

- dans le cas de perte de substance petite, les restaurations directes.

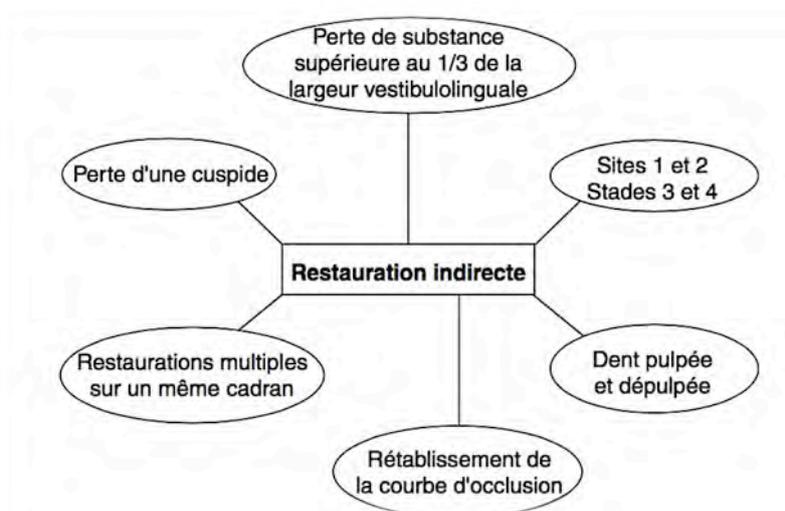


**Figure 3-1 :**  
**Indications de**  
**restauration**  
**directe au**  
**composite**  
**(118)**

- dans le cas de perte de substance moyenne, sans perte de cuspide, les reconstitutions par méthode directe par rapport aux reconstitutions indirectes par inlay-onlay.  
Cependant, les impératifs de préservation tissulaire doivent être pondérés par les impératifs biomécaniques. Dans le cadre de restaurations indirectes la dent subira une préparation plus importante que pour une restauration directe.
- Si la perte de substance se fait au détriment des deux parois proximales (cavité MOD) et/ou d'une cuspide le recours aux techniques indirectes est indiqué. D'une manière générale les facteurs qui indiquent un recouvrement cuspidien partiel ou total sont ceux qui contre-indiquent les reconstitutions directes, à savoir la présence de corrosion et de fissures, une anatomie occlusale défavorable, une importante hauteur et une faible épaisseur des parois.

- dans le cas de perte de substance importante, les reconstitutions indirectes par inlay-onlay seront préférées aux couronnes
- Dans le cadre de restaurations multiples sur un même cadran seront préférés les inlay-Onlays car la gestion des points de contact sera plus aisée
- Si une réhabilitation fonctionnelle de plusieurs dents est nécessaire dans laquelle sont recrés les contacts occlusaux, et est réévaluée la dimension verticale d'occlusion, des points de contacts puissants sont indispensables . Les inlays-onlays et overlays sont tout indiqués.

Une restauration directe est possible si elle permet de restaurer de façon satisfaisante : l'anatomie occlusale, les contacts proximaux et occlusaux, les profils d'émergence. Si la restauration d'une cuspidé est nécessaire, il est préférable de passer par une restauration indirecte.



**Figure 3-2 : indications de restaurations indirectes(119)**

## **3.2. Protocole de préparation des inlays-onlays**

### **3.2.1. Critères de préparation**

L'adhésion aux tissus dentaires permet de s'affranchir de la nécessité de rétention purement mécanique et autorise dans bien des cas une approche moins consommatrice en tissu dentaire. Cependant il ne faut pas s'orienter vers une conservation systématique de tous les tissus non cariés ou non fracturés.

Il faut savoir préparer les parois qui ne pourront supporter les contraintes exercées par le stress de polymérisation, et l'occlusion.

Le matériau choisi impose lui aussi son lot d'impératifs.

Gerdolle et al (19) et d'Incau et Zunzarren(107) proposent d'étudier ces critères de préparation :

#### **3.2.1.1. Critères d'ordre biomécanique**

- L'épaisseur des parois résiduelles doit être supérieure ou égale à 2mm au niveau cervical sous peine de recourir à un recouvrement cuspidien.

- Lorsque le rapport hauteur/largeur d'une cuspidie est supérieur à 1, il convient d'envisager un recouvrement cuspidien. Cependant cette approche n'est pas systématique et peut être pondérée par des facteurs positifs, tels que la persistance du pont d'émail ou des crêtes marginales

- Evaluer la quantité d'émail résiduel périphérique. Gardé intact, le bandeau d'émail cervical est le garant d'un collage fiable et supporte de grande force de compression et les transmet horizontalement à la dentine radiculaire via la jonction amérodentinaire. Il est envisageable de réhabiliter une dent en recouvrant toutes les cuspidies, overlay, que si la quantité d'émail périphérique est suffisante. D'autant plus pour des restaurations en céramique, où au delà d'un certain volume l'essentiel des contraintes de tensions est transformée en compression(108).

### 3.2.1.2. Critères liés au matériau

- **L'épaisseur de la restauration doit être de l'ordre de 2 mm au niveau du sillon occlusal, de 1,5 à 2 mm au niveau des cuspidies recouvertes, s'il y a recouvrement.**

**La largeur de l'isthme occlusal doit aussi être supérieure à 2 mm.**

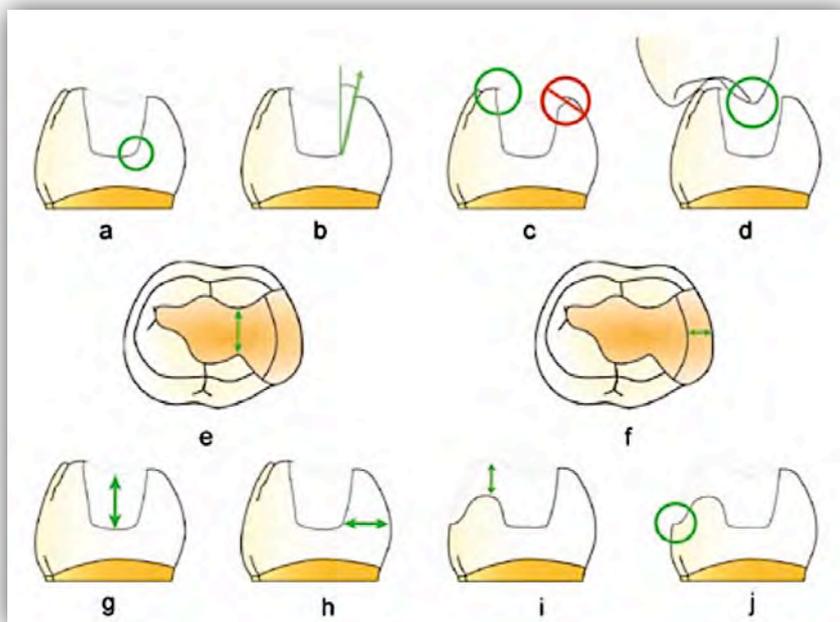
Dans le cadre de restaurations de type « table top », avec le respect de l'anatomie proximale de la dent support, la restauration travaillera essentiellement en compression. De plus le collage s'effectuant sur l'émail, le matériau notamment la céramique pressée tolérera des épaisseurs allant de 0,6 à 1 mm(119).

- La largeur mésio-distale de la boîte proximale doit être comprise entre 1 et 2 mm.

- **Adoucir les crêtes vives, les angles internes et les sommets cuspidiens** en cas de recouvrement pour améliorer la dissipation des contraintes. Dans un même esprit, certains auteurs préconisent une limite en forme de congé(107), plutôt qu'une limite biseauté à 30° dans l'émail(19) qui promeut les valeurs d'adhésion.

- **Mise en dépouille des parois résiduelle importante**, entre 10 et 15°
- **Les impacts occlusaux ne doivent pas se situer au niveau de l'interface dent/restauration**, afin de ne pas entraîner une dégradation prématurée du joint.

• **Moduler et harmoniser**, notamment par le biais du scellement dentinaire immédiat et de bases en composites, **l'épaisseur des pièces**. Une pièce dont l'épaisseur n'est pas régulière est intrinsèquement plus fragile en raison de la libération de contraintes internes d'une part en raison du refroidissement post-frittage pour la céramique et d'autre part à cause de la polymérisation pour le composite à l'origine de microfissures.



*Figure 3-3 : Principaux critères de préparations pour inlay/onlay(108)*

- a) Les angles entre le plancher et les parois axiales doivent être arrondis.*
- b) La divergence des parois internes  $\geq 10^\circ$*
- c) Les limites cavo-superficielles sans biseau.*
- d) Les impacts occlusaux ne doivent pas toucher l'interface dent-restauration.*
- e) La largeur de l'isthme principal  $\geq 2$  mm*
- d) largeur mésio-distale de la boîte proximale comprise entre 1 et 2 mm*
- g) Epaisseur des restaurations de l'ordre de 2 mm au niveau du sillon occlusal.*
- h) La largeur des parois résiduelles au moins 2 mm au niveau cervical et 1 mm au niveau occlusal.*
- i) L'épaisseur des matériaux de restauration (composite ou céramique) d'au moins 1,5 à 2 mm au niveau des cuspidés recouvertes.*
- j) Une limite en congé ou en biseau au niveau des cuspidés recouvertes. Le congé en biseau est plus exigeant pour le matériau car il ménagera une faible épaisseur de reconstitution mais permettra un collage optimal, alors que la finition en congé est plus exigeante techniquement pour l'opérateur*

### 3.2.1.3. Critères d'ordre esthétique

• Dans le cadre de reconstitutions collées sur les prémolaires maxillaires, mécaniquement 2 mm de recouvrement cuspidien suffisent. **Cependant situer la marge à 2 mm du sommet cuspidien d'un point de vue esthétique est difficile à gérer** car à ce niveau là, la couleur est dépendante de l'émail et est extrêmement difficile à reproduire que ce soit en céramique ou en composite. Deux solutions sont envisageables :

- **Positionner le congé légèrement supra-gingival** dans une approche semblable aux facettes. On parle de « veneerlay ». L'esthétique est maximale, mais la mise en œuvre plus complexe
- **Positionner la limite dans le tiers cervical de la dent.** L'émail résiduel assure une force d'adhésion et une étanchéité optimale. La mise en œuvre est plus aisée, cependant le résultat esthétique reste moins bon.

**Il est nécessaire de réévaluer le support dentaire après préparation afin de choisir notre matériau de restauration.**

Pour se faire, nous proposons une check-list, qui recense les éléments à prendre en compte une fois notre préparation effectuée afin d'affiner le pronostic de la future restauration et ainsi que choisir le matériau qui la composera :

Check-list des paramètres influant sur le pronostic de la restauration et le choix de matériau

- Critères influençant la pérennité de l'adhésion
  - Situation des limites proximales
  - Nécessité de remontée de marge en cas de limites sous-gingivales
  - Persistance ou absence du bandeau amélaire périphérique, notamment en cas de recouvrement complet (overlay)
  - Persistance ou absence des poutres de résistance de la dent résiduelle (pont d'émail et crêtes marginales)
  - Nature de l'ancienne restauration
  
- Critères influençant le choix du matériau
  - Nombre et répartition des parois résiduelles
  - Localisation et volume des tissus à remplacer (émail ou dentine)
  - Vitalité pulpaire
  - Nature de la restauration de l'antagoniste
  - Présence d'éventuelles parafunctions
  - Nécessité de retouche de la restauration après collage (traitement endodontique, réajustement occlusal)
  - Situation de la limite vestibulaire de la préparation en cas recouvrement cuspidien (1/3 cervical ou légèrement supra gingival)
  - Demande esthétique

### 3.2.2. Protocole clinique de préparation

Ce protocole suivant a été développé par Rocca en 2007(120) :

- Procéder à l'anesthésie locale
- Choisir la teinte de la future restauration
- Repérer les divers points d'occlusion avec du papier à articuler
- Pose d'un champ opératoire étanche
- Déposer l'ancienne restauration et procéder à l'éviction carieuse sans procéder aux finitions des limites
- Procéder au scellement dentinaire immédiat (121):
  - Désinfecter la surface dentaire.
  - Mordancer la surface dentinaire exposée, puis rincer à l'eau et sécher
  - Appliquer l'adhésif sur toute la dentine, et polymériser à chaque couche, selon les instructions du fabricant ( 3 temps, etch-and-rise ou 2 temps, self-etch)
  - Si des relocalisations de marges, ou des comblements de contre dépouille sont nécessaires, utiliser un composite de restauration classique
  - Polymériser la restauration finale sous un gel de glycérine.
  - Rincer à l'eau et à l'air
  - Retravailler les marges en émail avec une fraise boule diamantée, afin d'éliminer les excès de résine, sans exposer de la dentine
  - - Enlever le champ opératoire
    - Procéder à l'empreinte
    - Tapisser la préparation avec une fine couche de glycérine
    - Mettre en place une résine provisoire
    - Vérifier occlusion

### **3.3. Protocole d'assemblage**

Nous développerons un protocole d'assemblage détaillé par Cheron et Atlan(122)

#### **3.3.1. Matériaux d'assemblage**

##### **3.3.1.1. Les colles composites conventionnelles**

Leur composition chimique est comparable au composites de restaurations. Elles présentent une plus grande fluidité. La grande majorité de ces colles a un mode de polymérisation dual, à la fois photo et chemopolymérisable. De plus, pour la plupart, elles ne possèdent pas de potentiel d'adhésion propre. Il est nécessaire de préparer les surfaces de collages. Elles imposent l'utilisation d'un système adhésif avec ou sans mordantage et d'un primaire sur les surfaces prothétique. Elles ont d'excellentes performances adhésives.

##### **3.3.1.2. Les composites de restaurations**

Ils présentent une viscosité nettement plus élevée, ainsi qu'un mode de durcissement exclusivement photopolymérisable. Le temps de travail est donc quasi illimité, et permet une élimination complète des excès avant polymérisation. Le taux de charge est lui aussi plus grand, offrant une résistance à l'usure accrue et un vieillissement du joint plus lent. Ils possèdent aussi une meilleure stabilité chromatique. Il semblerait que les colles composites duales présentant un taux plus élevé d'amine tertiaire, qui en se dégradant avec le temps, provoquerait un jaunissement du joint.(123)

##### **3.3.1.3. Les colles auto-adhésives**

Elles présentent une structure similaire aux colles composites. Le potentiel auto-adhésif aux surfaces dentaires est assuré par les groupements phosphoriques des esters diméthacrylique acide.

Le protocole est simplifié à l'extrême, car il suffit de l'appliquer sur les surfaces prothétiques et dentaires nettoyées sans aucun traitement.

Sur la dentine, leur valeur d'adhésion sont légèrement moindre que les colles composites conventionnelles(124). De plus l'adhésion sur l'émail peut être promue avec un mordantage préalable à l'acide orthophosphorique.

### 3.3.2. Traitement de surface

#### 3.3.2.1. Traitement des surfaces dentaires

Le site opératoire doit être isolé lors de la manipulation des colles et des adhésifs, car très sensible à la manipulation et hydrophobe. Seule la mise en place d'une digue en caoutchouc permet la mise en place d'un protocole systématique d'isolation.

##### ❖ **Lors de la préparation : Scellement dentinaire immédiat**

Le scellement dentinaire immédiat permet d'accroître les valeurs d'adhésion grâce à une meilleure hybridation sur la dentine fraîchement coupée. Il protège aussi la dentine de la pénétration bactérienne ainsi que des sensibilités durant la temporisation en fermant les tubulis dentinaires. (125)

##### ❖ **Lors de l'assemblage**

De nouveau, la pose de la digue est impérative. Pour préparer les surfaces aux collages, éliminer les débris de ciment provisoire, ainsi que d'éventuelles contaminations survenues entre la séance de préparation et d'assemblage, un sablage à l'aide de particules d'oxydes d'alumines est effectué. Il doit être doux pour ne pas abraser les surfaces et enlever la couche hybride.

- appliquer l'adhésif sans le photopolymériser, les couches les plus proches de la pulpe l'ont déjà été.
- Ne pas induire de surépaisseur qui pourrait rendre difficile voire impossible l'insertion de la pièce prothétique.

#### 3.3.2.2. Traitement des surfaces prothétique

Ces traitements permettent une liaison micromécanique, par le biais des rugosités, et chimiques.

##### ❖ **Pour le composite**

Le traitement le plus efficace est le sablage à l'oxyde d'alumine à 50 microns. L'adhésion chimique sera difficile car très peu de monomères réactifs demeurent présents suite à la polymérisation optimisée au laboratoire. La liaison chimique se fera aux charges de verres par l'intermédiaire du silane. Il est appliqué en une couche unique, puis une temporisation de 3 minutes permet au solvant de s'évaporer et au silane de se lier.

### ❖ Pour la céramique

Pour la céramique, le mordantage à l'acide fluorhydrique permet d'obtenir les rugosités les plus performantes. Le temps d'application varie selon le type de céramique. La pièce est ensuite abondamment rincée, et passée au bac à ultrasons. La liaison chimique est obtenue là aussi par le silane avec les mêmes modalités que le composite.

### 3.3.3. Assemblage

#### 3.3.3.1. Essayage de la pièce

Cette étape permet de valider :

- l'intensité du point de contact proximal. Elle ne doit être ni trop forte, ce qui empêcherait l'insertion de la pièce ou le passage du fil, ni trop faible pour éviter le tassement alimentaire. Le réglage est effectué progressivement à l'aide de cupule d'abrasivité décroissante pour préserver le poli de la surface.
- L'adaptation marginale de la pièce
- L'esthétique. Des gels de glycérine teintés permettent une meilleure diffusion de la lumière et ainsi une prévisualisation du résultat final.
- Les contacts occlusaux. Possibles avec les composites et vivement déconseillé avec la céramique, car le risque de fracture est élevé.

#### 3.3.3.2. L'assemblage

○ **Avec les colles conventionnelles, l'insertion est aisée car elles présentent une faible viscosité.**

La difficulté réside dans l'élimination des excès, car la chimopolymérisation limite le temps de travail et engendre un durcissement général de la colle.

La flashpolymérisation permet de contourner cette difficulté. Après une photopolymérisation très courte, la colle n'est que partiellement polymérisée ce qui la rend solide mais cassante et facile à enlever à l'aide d'une sonde.

En effectuant des flashpolymérisations successives en différents points, à chaque fois suivies d'un passage de la sonde, nous retirons les excès de colle.

○ **Avec un composite de restauration**

Il faut utiliser un composite de restauration microhybride de consistance adaptée, un composite trop « dur » serait difficile à fluidifier, et un composite trop mou et trop filant serait trop difficile à manipuler avec les instruments. Les composites Gaenial® de GC et Estelite Sigma Quick® de Tokuyama sont des exemples de composites adaptés à cette indication.

Il est impératif de chauffer le composite afin de augmenter la viscosité pour faciliter la mise en place de la pièce prothétique. Il existe sur le marché des chauffe composites dédiés (ENHeat<sup>®</sup>, Micerium, Calset Composite Warmer, AdDent ), mais il est possible, en fixant une compule sur le syalitique en début de séance de faire sans.

L'utilisation d'inserts d'assemblage est indispensable dans cette technique. L'énergie vibrationnelle va diminuer la viscosité du composite qui est un matériau thixotrope et permettre ainsi une adaptation parfaite.

Enfin il est aussi recommandé l'usage de lampe à photopolymériser puissante, environ 1000 mW/cm<sup>2</sup>, une minute par face, sous gel de glycérine.

### 3.3.3.3. Polissage

Le polissage des joints accessibles en vestibulaire et lingual peut être réalisé par des pointes silicones diamantées. Les joints proximaux peuvent être polis à l'aide de strips celluloïdes ou métalliques de rugosité décroissante.

### 3.4.Cas clinique

Il s'agit d'un cas clinique du docteur Paturel.

Un patient de 26 ans consulte pour une gêne au niveau de la 36, et qu'il trouve par ailleurs inesthétique. Une volumineuse restauration à l'amalgame y est infiltrée. Il est décidé de la déposer afin de la remplacer par une restauration partielle collée indirecte esthétique.



Figure 3-4 et Figure 3-5:  
Amalgame MOD sur 36

Figure 3-6: radiographie  
préopératoire objectivant une  
infiltration sous l'amalgame

Après anesthésie et prise de teinte, les obturations existantes sont déposées. Le curetage carieux est ensuite effectué.



**Figure 3-8 : choix de la teinte**



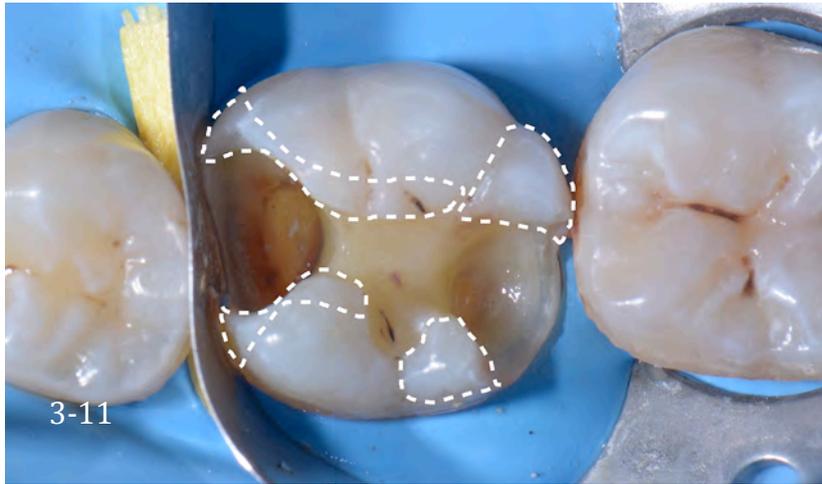
**Figure 3-7 : Mise en place du champ opératoire**



**Figure 3-9 : dépose de l'amalgame**



**Figure 3-10 dépose de la restauration avec éviction de la dentine infiltrée**

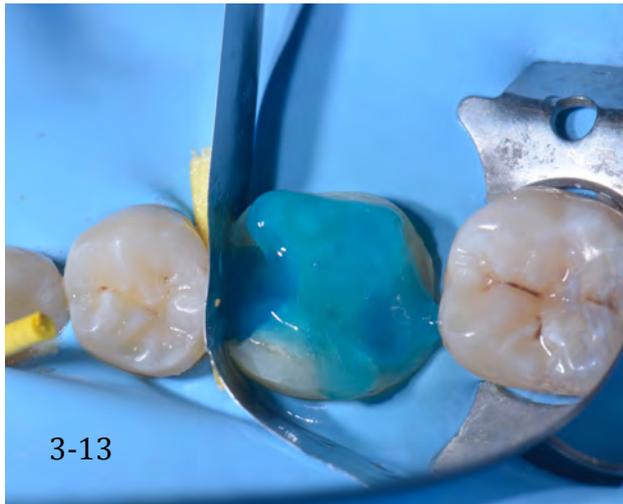


**Figure 3-11 : Impératifs liés au matériau**

Il a été décidé d'un recouvrement cuspidien total, les cuspides guides ne satisfaisant pas un rapport hauteur largeur satisfaisant après préparation de l'isthme et ouverture du point de contact. Du fait des crêtes marginales mésiale et distale initialement effondrées, de l'excellent comportement de la céramique collée, notamment dans ce genre de design « à plat » où elle retransmet la plupart des contraintes obliques en compression, de l'opposition asymétrique des cuspides résiduelles et de la présence d'un bandeau amélaire important, nous avons opté pour le choix d'un recouvrement complet avec un overlay en céramique en E.max pressé maquillé. Cependant il est important de noter qu'une reconstitution classique par onlay composite afin de préserver les cuspides résiduelles aurait pu être justifiée.



**Figure 3-12 préparation avant le scellement dentinaire immédiat :**



3-13

**Figure 3-13 : mordantage de la dentine à l'acide orthophosphorique**



3-14

**Figure 3-14 : imprégnation active de l'adhésif**



3-15

**Figure 3-15: hybridation dentinaire immédiate : elle est réalisée à l'aide d'un composite fluide, appliqué sur la dentine**



3-16

**Figure 3-16 : Comblement des cavités mésiale et distale à l'aide d'un composite de restauration classique, et retouche des marges périphériques**

Lors de la séance suivante, nous avons opté pour une procédure d'assemblage à l'aide d'un composite de restauration.

- Traitement des surfaces dentaire

Après la mise en place du champ opératoire, de la dépose de provisoire et du passage de la sableuse à l'oxyde d'alumine à 25  $\mu\text{m}$ , la surface dentaire est mordancée à l'acide orthophosphorique à 37% puis l'adhésif est appliqué selon les recommandations du fabricant. Ici il s'agit d'un adhésif 3 temps MR3 Optibond FL® de KERR.



**Figure 3-17** Application de l'acide orthophosphorique



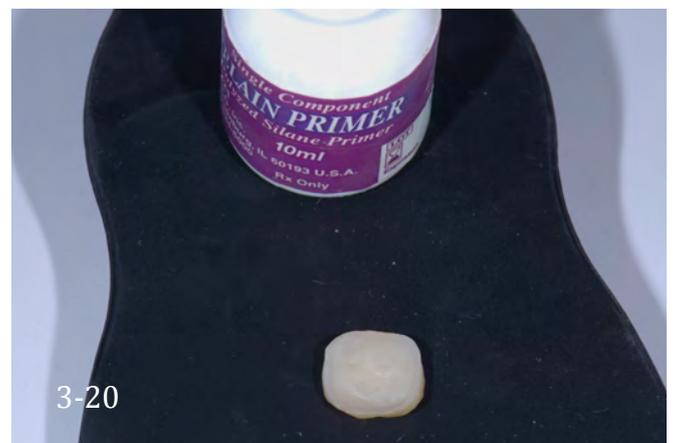
**Figure 3-18** : application du Primer et de l'adhésif sans photopolymériser

- Traitement des surfaces prothétiques

L'intrados de la céramique est mordancée à l'acide fluorhydrique à 9% pendant 20 secondes (recommandation du fabricant pour l'e.max®), puis rincée abondamment et passée aux ultrasons. Le silane est ensuite appliqué.



**Figure 3-19** : Intrados de l'overlay après le mordantage à l'acide fluorhydrique. Notons l'aspect blanc crayeux



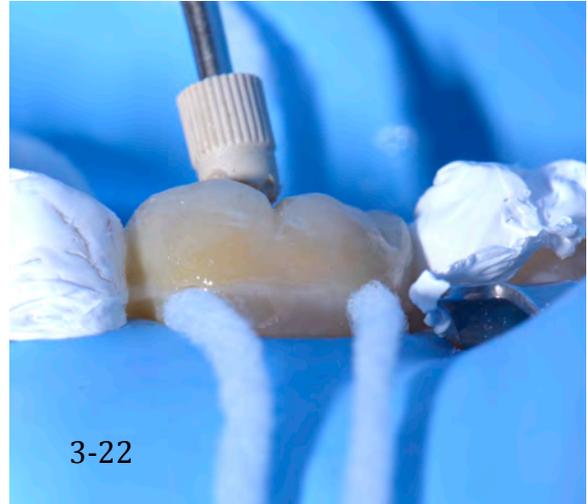
**Figure 3-20** : application du silane en une seule fois

- Procédure d'assemblage

Après essayage, la mise en place de téflon sur les dents adjacentes ainsi que de Floss, pour retirer les excès de composite est effectuée. La surface est enduite de composite de restauration chauffé à 65° depuis le début de la séance.



**Figure 3-22 : mise en place du Floss et du téflon**



**Figure 3-21 : remplacement optimal de la pièce prothétique à l'aide de l'insert ultrasonique C-20**

Une fois les excès retirés et le polissage effectué, nous procédons au contrôle de l'occlusion. Notons que le résultat esthétique est à nuancer, du fait de la pose de la digue, les dents adjacentes sont déshydratées.



**Figure 3-23 et Figure 3-24: résultat final immédiat après la dépose du champs opératoire**



**Figure 3-25: résultat final, à une semaine après la pose**

---

## Conclusion :

---

L'approche biomimétique, dans le cadre des restaurations collées, repose sur une connaissance précise des différents tissus qu'elle vise à substituer, tant au niveau individuel, avec les propriétés intrinsèques de l'émail et la dentine, qu'au niveau de l'unité fonctionnelle formée par l'agencement tridimensionnel et la cohésion de ces différents tissus.

La dent naturelle est la référence indiscutable. Aujourd'hui, en dépit de nombreuses innovations dans le domaine des biomatériaux, la restauration *ad integrum* demeure impossible. Ce qui est perdu, l'est pour toujours.

Ainsi, le défi pour le praticien n'est pas de copier strictement ce qui a été perdu, mais plutôt de reproduire une correspondance biomimétique entre les matériaux de substitution et le substrat anatomique de la dent naturelle afin de recréer un continuum biomécanique, par l'intermédiaire de la couche hybride, évoquant la jonction amelo dentinaire.

De ce fait, le choix du matériau de restauration revêt une importance capitale. Il en existe une pléthore mise en vente sur le marché. Cependant aucun de ces matériaux à notre disposition n'est idéal.

Il n'y a pas de preuve clinique de poids en faveur de l'un ou l'autre dans la littérature. Les céramiques et les composites bénéficient tous les deux d'un taux de survie à 10 ans très satisfaisant.

Cependant, il apparaît, aux vues des études cliniques publiées à ce jour, que le choix du matériau est essentiellement lié au design de la préparation ainsi qu'aux possibilités qu'offre le procédé de mise en forme et qu'il existe une relation d'interdépendance entre les trois :

- Le matériau choisi ainsi que le procédé de mise en forme conditionne la préparation
- La préparation finale doit confirmer ou infirmer le choix du matériau et rester conforme aux possibilités de fabrication offerte par le procédé de mise en forme

Il n'y a donc pas de choix absolu de matériau, chacun possédant ses qualités et ses faiblesses, mais un choix relatif qu'il conviendra de moduler selon les caractéristiques recherchées par le praticien et la situation clinique.

Un le Président  
de jury  


Vo le directeur  
de thèse  


---

## *Bibliographie*

---

1. **Magne P, Belser U.** Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique. Quintessence International. Paris; 2003.
2. **Magne P, Douglas WH.** Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics. *J Esthet Dent.* 1999;11(1):5-15.
3. **Tirlet G.** Rencontre avec le Dr Gil Tirlet, membre du Groupe international de Bioémulation. *Dental Tribune DT Study Club Le magazine.* 2015;1:56-8.
4. **Belser U.** Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réal Clin.* 2010;21(2):70-95.
5. **Roulet J, Degrange M.** Adhesion - the silent revolution in dentistry. Quintessence Publishing Co. Chicago; 1999.
6. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2008;3(1):30-44.
7. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2008;3(2):128-46.
8. **Vailati F, Belser UC.** Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 3. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2008;3(3):236-57.
9. **Edelhoff D, Sorensen JA.** Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(3):241-50.
10. **van Dijken JWV, Hasselrot L.** A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater.* sept 2010;26(9):929-39.
11. **Creugers NHJ, Kayser AF, Hof MA.** A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol.* déc 1994;22(6):448-52.
12. **Tirlet G, Attal JP.** Le gradient thérapeutique. *Inf Dent.* 2009;41(42):2561.
13. **Lasfargues J-J, Colon P.** Chapitre 2 : Email dentaire. In: *Odontologie conservatrice et restauratrice Tome 1 : une approche médicale globale.* Wolters Kluwer France. 2010. p. 33-48.
14. **Nanci A, Goldberg M, Piette E.** Structure des dents : émail. In: *La dent normale et pathologique.* De Boeck Université. Paris; 2001. p. 39-54.
15. **Brès EF, Voegel JC, Frank RM.** High-resolution electron microscopy of human enamel crystals. *J Microsc.* nov 1990;160(Pt 2):183-201.
16. **Warshawsky H.** Organization of crystals in enamel. *Anat Rec.* juin 1989;224(2):242-62.
17. **Daculsi G, Kerebel B.** High-resolution electron microscope study of human enamel crystallites: size, shape, and growth. *J Ultrastruct Res.* nov 1978;65(2):163-72.
18. **Attal JP, Le Goff, Fron Chabouis H.** Les tissus dentaires à préserver lors de la réalisation des inlays/onlays : approche biomécanique. *L'information dentaire.* ESPACE id. 2015;25-32.
19. **Gerdolle D, Drossart M, Bazos P.** Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire. *espace id.* Paris; 2014;
20. **Palamara J, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ.** Ultrastructure of spindles and tufts in human dental enamel. *Adv Dent Res.* sept 1989;3(2):249-57.

21. **Lasfargues J-J, Colon P.** Chapitre 3 : Complexe pulpo-dentinaire. In: Odontologie conservatrice et restauratrice Tome 1 : une approche médicale globale. Wolters kluwers France. 2010. p. 49-56.
22. **Marshall GW.** Dentin: microstructure and characterization. Quintessence Int Berl Ger 1985. sept 1993;24(9):606-17.
23. **Nanci A, Goldberg M, Piette E.** Structure des dents : dentines. In: La dent normale et pathologique. De Boeck université. Paris; 2001. p. 55-72.
24. **Wt B.** Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. Oper Dent. déc 1991;Suppl 5:18-23.
25. **Dai X-F, Cate ART, Limeback H.** The extent and distribution of intratubular collagen fibrils in human dentine. Arch Oral Biol. 1991;36(10):775-8.
26. **Smith A, Hargreaves K, Goodis H.** Dentin formation and repair. In: Seltzer and Bender's dental pulp. Quintessence publishing. Chicago; 2002. p. 41-62.
27. **Zaytsev D, Panfilov P.** Deformation behavior of human enamel and dentin-enamel junction under compression. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 1 janv 2014;34:15-21.
28. **Marshall SJ, Balooch M, Habelitz S, Balooch G, Gallagher R, Marshall GW.** The dentin-enamel junction—a natural, multilevel interface. J Eur Ceram Soc. 2003;23(15):2897-904.
29. **Brauer D, Marshall GW, Marshall SJ,** Variations in human DEJ scallop size with tooth type J Dent. 2010 Jul; 38(7): 597–601.
30. **Lin CP, Douglas WH, Erlandsen SL.** Scanning electron microscopy of type I collagen at the dentin-enamel junction of human teeth. J Histochem Cytochem. 3 janv 1993;41(3):381-8.
31. **Lin CP, Douglas WH.** Structure-Property Relations and Crack Resistance at the Bovine Dentin-Enamel Junction. J Dent Res. 5 janv 1994;73(5):1072-8.
32. **Milicich G, Rainey JT.** Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry. Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD. sept 2000;12(7):695-700; quiz 702.
33. **Bazos P, Magne P.** Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent. 2011;6(1):8-19.
34. **Naveh GRS, Lev-Tov Chattah N, Zaslansky P, Shahar R, Weiner S.** Tooth-PDL-bone complex: response to compressive loads encountered during mastication - a review. Arch Oral Biol. déc 2012;57(12):1575-84.
35. **Magne P, Tan DT.** Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. J Adhes Dent. févr 2008;10(1):49-56.
36. **Kono RT, Suwa G, Tanijiri T.** A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars. Arch Oral Biol. déc 2002;47(12):867-75.
37. **Reeh ES, Messer HH, Douglas WH.** Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod. nov 1989;15(11):512-6.
38. **Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M.** Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. Clin Oral Investig. sept 2009;13(3):333-41.
39. **Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, et al.** Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. J Mater Sci Mater Med. mai 2011;22(5):1127-35.

40. **Giannini M.** Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater.* mai 2004;20(4):322-9.
41. **Ivancik J, Arola DD.** The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin. *Biomaterials.* janv 2013;34(4):864-74.
42. **Dietschi D, Sperafico R.** Restaurations esthétiques collées composite et céramiques dans les traitements esthétiques des dents postérieures. *Quintessence internationale.* 1997.
43. **Berthelot J-M.** Matériaux composites (5e éd.). Lavoisier.
44. **Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN.** Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. *J Dent Res.* avr 2011;90(4):402-16.
45. **Raskin A, Salomon JP, Sabbagh J.** Les résines composites. *Propr Indic Clin Concepts Clin Résines Compos [Internet].* 2007
46. Polymères et résines composites - EM|Premium [Internet]. [cité 27 mai 2015]. Disponible sur: <https://www-em--premium-com.docadis.ups-tlse.fr/article/276516>
47. **Bowen RL.** Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate [Internet]. [cité 3 juin 2015]. Disponible sur: <http://www.google.com/patents/US3066112>
48. **Moszner N, Salz U.** New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci.* mai 2001;26(4):535-76.
49. **Geurtsen W.** Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 2000;11(3):333-55.
50. **Noort RV.** Introduction to Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2014. 261 p.
51. **Kamoun EA, Winkel A, Eisenburger M, Menzel H.** Carboxylated camphorquinone as visible-light photoinitiator for biomedical application: Synthesis, characterization, and application. *Arab J Chem*
52. **Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G.** Interfacial layer characterization in dental composite. *J Oral Rehabil.* janv 2003;30(1):74-7.
53. **Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A.** Polymères et résines composites. <https://www-em--prem-com.docadisups-tlse.fr/traitements/28-53727>
54. **Ferracane JL.** Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* janv 2011;27(1):29-38.
55. **Bayne SC.** JADA LANDMARK SERIES. ET J [Internet]. 1963 [cité 29 sept 2015]; Disponible sur: <https://www.edb.ada.org/sections/scienceAndResearch/pdfs/august-Centennial-commentary.pdf>
56. **Poujade J-M, Zerbib C, Serre D.** Céramiques dentaires. <https://www-em--prem-com.docadisups-tlse.fr/traitements/28-53414>
57. **G W, P L, M B, G V.** Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. sept 1993;24(9):641-58.
58. **Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck J-J, Vreven J, Lambrechts P, et al.** Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1090-101.
59. AFFAIRS ACOS. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(4):463-72.
60. **Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M.** Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont.* oct 1999;12(5):432-8.
61. **Lovell LG, Newman SM, Bowman CN.** The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res.* août 1999;78(8):1469-76.

62. **Bausch JR, de Lange C, Davidson CL.** The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil.* juin 1981;8(4):309-17.
63. **Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M.** Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mai 2012;28(5):529-34.
64. **Nandini S.** Indirect resin composites. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):184.
65. **Johnson WW, Dhuru VB, Brantley WA.** Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mars 1993;9(2):95-8.
66. **Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R.** Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):353-61.
67. **Peutzfeldt A, Asmussen E.** Mechanical properties of three composite resins for the inlay/onlay technique. *J Prosthet Dent.* sept 1991;66(3):322-4.
68. **Peutzfeldt A, Asmussen E.** The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent.* août 2000;28(6):447-52.
69. **Thornton I, Ruse ND.** Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks. *J Dent Res*
70. **Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y.** Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* mai 2014;30(5):564-9.
71. **Coldea A, Swain MV, Thiel N.** Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* avr 2013;29(4):419-26.
72. **Perelmuter S, De Cooman J, Degrange M, Lelièvre F, Lecardonnell A, Pompignoli M, et al.** Les Céramo-céramiques. Les dossiers de l'ADF. Paris: ADF;
73. **Burdairon G.** abrégé de biomatériaux dentaires. édition masson. Paris; 1990.
74. **Zielinski A.** LES RESTAURATIONS ADHESIVES EN CERAMIQUE DU SECTEUR POSTERIEUR: VERS UNE PROTHESE PLUS CONSERVATRICE? [Nancy]: Université Henri Poincaré Nancy I; 2009.
75. **Kelly JR.** CERAMICS IN RESTORATIVE AND PROSTHETIC DENTISTRY 1. *Annu Rev Mater Sci.* 1997;27:443-68.
76. **Dietschi D, Magne P, Holz J.** An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. avr 1993;24(4):281-91.
77. **Isidor F, Brøndum K.** A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent.* août 1995;74(2):140-4.
78. **Weill E, Wendling A, Toledano C, Serfaty R, Etienne O.** Inlays/onlays esthétiques: facteurs de longévité. 2014;
79. **Pallesen U, Qvist V.** Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 1 juin 2003;7(2):71-9.
80. **Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P.** A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 2006;37(2):139-44.
81. **Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G.** A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *Int J Prosthodont.* déc 2007;20(6):609-16.
82. **Huth KC, Chen HY, Mehl A, Hickel R, Manhart J.** Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: Results after 4 years. *J Dent.* juill 2011;39(7):478-88.

83. **Cetin AR, Unlu N, Cobanoglu N.** A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth. *Oper Dent.* avr 2013;38(2):E1-11.
84. **Brochu J-F, El-Mowafy O.** Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *J-Can Dent Assoc.* 2002;68(4):233-8.
85. **Krämer N, Frankenberger R.** Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* mars 2005;21(3):262-71.
86. **Stoll R, Cappel I, Jablonski-Momeni A, Pieper K, Stachniss V.** Survival of inlays and partial crowns made of IPS empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters. *Oper Dent.* déc 2007;32(6):556-63.
87. **Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM, Dumfahrt H.** Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont.* août 2012;25(4):395-402.
88. **Sjögren G, Molin M, van Dijken JWV.** A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* avr 2004;17(2):241-6.
89. **Fasbinder DJ.** Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:22S - 31S.
90. **Otto T, Schneider D.** Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont.* févr 2008;21(1):53-9.
91. **Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH-M, Barthel CR.** Long-term Survival of Cerec Restorations: A 10-year Study. *Oper Dent.* sept 2008;33(5):484-7.
92. **Bernhart J, Schulze D, Wrbas K-T.** Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):265-77.
93. **Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R.** Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* oct 2004;29(5):481-508.
94. **Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC.** Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* avr 2013;25(2):110-22.
95. **Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P.** Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 2013;29(12):1209-18.
96. **Fron Chabouis H, Prot C, Attal JP.** Restauration partielle indirecte : composite ou céramique. *Information Dentaire . Espace id.* Paris; 2014
97. **Fron Chabouis H, Prot C, Fonteneau C, Nasr K, Chabreron O, Cazier S, et al.** Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *Trials.* 2013;14:278.
98. **Kawai K, Urano M.** Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent.* août 2001;26(4):396-400.
99. **Mousavinasab SM.** Biocompatibility of composite resins. *Dent Res J.* déc 2011;8(Suppl1):S21-9.
100. **Goldberg M, Dimitrova-Nakov S, Schmalz G.** BPA from dental resin material: where are we going with restorative and preventive dental biomaterials? *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):347-9.
101. **Grégoire G, Populer P, Magne S, Guyonnet J-J.** Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. <https://www-em--Prem-Comdocadisups-Tlsefrdatatraitesod123-49118> [Internet]. 21 oct 2008 [cité 25 oct 2015]; Disponible sur: <https://www-em--premium-com.docadis-ups-tlse.fr/article/186461>

102. **Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I.** A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* oct 2010;104(4):273-5.
103. **Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang X-P, Swain MV.** Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juin 2012;28(6):653-60.
104. **Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC.** Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2014;30(2):164-71.
105. **Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P.** Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* avr 2011;105(4):217-26.
106. **Kelly JR.** Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* juin 1999;81(6):652-61.
107. **d'Incau E, Zunzarren R.** Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. *espace id. Paris;* 2014;53-62.
108. **P M, Uc B.** Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* déc 2003;23(6):543-55.
109. **Yamanel K, Caglar A, Gülsahi K, Ozden UA.** Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J.* nov 2009;28(6):661-70.
110. **Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC.** Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater.* 2004;20(9):862-72.
111. **Magne P.** Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *J Calif Dent Assoc.* févr 2006;34(2):135-47.
112. **Magne P, Knezevic A.** Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. oct 2009;40(9):729-37.
113. **Magne P, Knezevic A.** Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 2009;40(2):125-33.
114. **Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH.** **Chipping** fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mai 2014;30(5):e99-111.
115. **Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth J-F.** CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. juin 2012;43(6):457-67.
116. **Fradeani M, Barducci G, Bacherini L, Brennan M.** Esthetic rehabilitation of a severely worn dentition with minimally invasive prosthetic procedures (MIPP). *Int J Periodontics Restorative Dent.* avr 2012;32(2):135-47.
117. **Bodin T.** Reconstitution d'une dent par matériau incrusté ( Inlay/onlay ). Paris: Haute Autorité de Santé; 2009 juill.
118. **Decup F.** Restauration postérieure esthétique: technique directe versus indirecte. *Réalités Cliniques.* 2005;14(4).
119. **Koubi S, Gurel G, Margossian P, Chabrand M, Massihi R, Kuday H, et al.** Aspects cliniques et biomécaniques des restaurations partielles collées dans le traitement de l'usure: les tables tops. Inlay onlay, overlay. *espace id. Paris;* 2014;63-71.

120. **Rocca GT, Krejci I.** Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *QUINTESSENCE Int-Engl Ed.* 2007;38(5):371.
121. **Magne P.** IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent.* déc 2014;16(6):594.
122. **Chéron R, Atlan A.** Assemblage des restaurations indirectes. *Inf Dent.* 2014;73-9.
123. **Darr AH, Jacobsen PH.** Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* janv 1995;22(1):43-7.
124. **Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al.** Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* janv 2007;23(1):71-80.
125. **Magne P.** Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2005;17(3):144-54; discussion 155.

## Table des illustrations

Figure 1-1 : Le gradient thérapeutique(12)	18
Figure 1-2 : Disposition des atomes de calcium, des groupements phosphates et hydroxyles au sein du cristal d'hydroxyapatite(12)	20
Figure 1-3 : Vue au MEB d'un prisme d'émail laissant apparaître les cristallites qui le constituent(15)	20
Figure 1-4 : Vue au MEB de l'émail en section transversale (16)	21
Figure 1-5 : vue au MEB de l'émail en section longitudinale(15)	21
Figure 1-6 : Coupe au MEB au niveau de la couche aprismatique de surface(12)	22
Figure 1-7 : vue au MEB d'une surface dentinaire après élimination de la boue dentinaire, exposant la surface canaliculaire(20)	24
Figure 1-8 : Coupe de dentine passant par les canalicules dentinaires(20)	25
Figure 1-9 : zone de dentine intermédiaire constitué du manteau dentinaire (A) et d'une zone de dentine présentant peu de tubules (B). Dans la partie inférieure le nombre de tubule augmente	25
Figure 1-10 : Macrofestons (A) au niveau de la JAD, concaves vers l'émail et convexe vers la dentine (B)(14)	27
Figure 1-11 : répartition tri-dimensionnelle de l'émail et la dentine(34)	28
Figure 1-12 : comparaison de l'épaisseur d'émail des cuspidés d'appuis et guides d'une prémolaire maxillaire et mandibulaire(32)	29
Figure 1-13 : évaluation de la perte de rigidité après l'effondrement des crêtes marginales	30
Figure 2-1 : Molécule de bisGMA(47)	32
Figure 2-2 : Molécule de TEGMA(49)	33
Figure 2-3 : structure d'un composite micro-hybride vue au M.E.B(57)	38
Figure 2-4 : Structure, pourcentage de charges (poids et volume) et distributions des charges des résines composites de viscosité standard(57)	39
Figure 2-5 : représentation schématique du retrait de polymérisation du méthacrylate de méthyle et du bis-GMA	40
Figure 2-6 : Propriétés physique des composites hybrides(54) comparées à l'émail et la dentine	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 2-7 bloc de composite Lava™ Ultimate (documentation interne 3M ESPE)	46
Figure 2-9 : Bloc de nanocéramique usinable Vita Enamic (documentation interne vita)	47
Figure 2-8 : Microstrure de l'Enamic (documentation interne Vita)	47
Figure 2-10 : Microstructure d'une céramique feldspathique d'émaillage(75)	50
Figure 2-11 : Microstruture diune vitrocéramique présséeenrichies à la leucite(75)	52
Figure 2-12 : Microsture d'une vitrocéramique enrichie au disillicate de lithium(75)	53
Figure 2-13 : Microstructure d'une céramique infiltrées à l'alumine. Notons la proportion de verre qui diminue par rapport à la phase cristalline(75)	54
Figure 2-14 : Microstructure de la céramique zircone 3Y-TZP chauffée à 1500° pendant 2 heures(75)	55
Figure 2-15 : Microstructure de la céramique zircone 3Y-TZP chauffée à 1300° pendant 2 heures(75)	55
Figure 2-16 : Bloc d'usinage de céramique feldspathique enrichie au disilicate de lithium e.max® CAD	57

<i>Figure 2-17 : Répartitions des propriétés des céramiques en fonction des proportions de la phase cristalline et vitreuse(76).</i>	58
<i>Figure 2-18: Défauts retrouvés dans une céramique d'émaillage</i>	59
<i>Figure 2-19: propriétés des céramiques d'infrastructures(73)e comparées à l'émail et la dentine(13,21)</i>	62
<i>Figure 2-20 : Longévité des inlays/onlays composite(79)</i>	65
<i>Figure 2-21 : Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique pressée(78)</i>	68
<i>Figure 2-22 : Longévité des inlays/onlays en céramique mis en forme par technique CFAO(78)</i>	68
<i>Figure 2-23 : Facteurs orientant le choix vers le type de matériau</i>	75
<i>Figure 3-1 : Indications de restauration directe au composite (118)</i>	76
<i>Figure 3-2 : indications de restaurations indirectes(119)</i>	77
<i>Figure 3-3 : Principaux critères de préparations pour inlay/onlay(108)</i>	79
<i>Figure 3-4 et Figure 3-5 : Amalgame MOD sur 36</i>	87
<i>Figure 3-6: radiographie préopératoire objectivant une infiltration sous l'amalgame</i>	87
<i>Figure 3-7 : Mise en place du champ opératoire</i>	88
<i>Figure 3-8 : choix de la teinte</i>	88
<i>Figure 3-9 : dépose de l'amalgame</i>	88
<i>Figure 3-10dépose de la restauration avec éviction de la dentine infiltrée</i>	88
<i>Figure 3-12 préparation avant le scellement dentinaire immédiat :</i>	89
<i>Figure 3-11 : Impératifs liés au matériau</i>	89
<i>Figure 3-13 : mordantage de la dentine à l'acide orthophosphorique</i>	90
<i>Figure 3-14 : imprégnation active de l'adhésif</i>	90
<i>Figure 3-15: hybridation dentinaire immédiate : elle est réalisé a l'aide d'un composite fluide, appliqué sur la dentine</i>	90
<i>Figure 3-16 : Comblement des cavités mésiale et distale à l'aide d'un composite de restauration classique, et retouche des marges périphériques</i>	90
<i>Figure 3-17 : application du Primer et de l'adhésif sans photopolymériser</i>	91
<i>Figure 3-18Application de l'acide orthophosphorique</i>	91
<i>Figure 3-19 : Intrados de l'overlay après le mordantage à l'acide fluorhydrique. Notons l'aspect blanc crayeux</i>	91
<i>Figure 3-20 : application du silane en une seule fois</i>	91
<i>Figure 3-21 : remplacement optimal de la pièce prothétique à l'aide de l'insert ultrasonique C-20</i>	92
<i>Figure 3-22 : mise en place du Floss et du téflon</i>	92
<i>Figure 3-23 et Figure 3-24: résultat final immédiat après la dépose du champs opératoire</i>	92
<i>Figure 3-25: résultat final, à une semaine après la pose</i>	93

## **Quels choix de matériau dans les reconstitutions partielles collées postérieures ?**

---

### **RESUME EN FRANÇAIS:**

Durant les dernières décennies, de nombreux progrès ont été accomplis dans le domaine des biomatériaux, permettant l'émergence dans la sphère de la chirurgie dentaire, de la notion de biomimétisme. Elle définit un nouvel objectif, la reproduction des propriétés biomécaniques et de l'intégrité structurale de la dent. C'est fort de ce principe que ce travail tente d'établir quelques pistes de choix pour les matériaux de reconstitutions partielles collées postérieures.

L'histologie des tissus dentaires sains ainsi que leurs comportements biomécaniques seront développés.

Dans un second temps seront présentés les différents types de matériaux disponibles, ainsi que leurs diverses caractéristiques.

Enfin, à travers l'analyse de la littérature, ce travail essaiera de définir les critères décisionnels à considérer dans le choix du matériau de reconstitution.

---

### **TITRE EN ANGLAIS: HOW TO MAKE A CHOICE BETWEEN MATERIALS FOR BONDED PARTIAL POSTERIOR RESTAURATIONS**

**Résumé en anglais:** In recent decades, much progress has been made in the biomaterials' field, enabling the emergence of the concept of biomimicry. It has set new goals, the reproduction of biomechanical properties and the structural integrity of the tooth. It's in relation to this concept, that present work attempts to establish some lines of choice for the partial posterior reconstruction material.

The histology of healthy dental tissue and their biomechanical behavior will be developed.

In a second phase the different types of materials available and their various characteristics will be presented.

Finally, through an analysis of the literature, this study will attempt to define the decision criteria to consider in selecting the core material.

---

### **DISCIPLINE ADMINISTRATIVE: CHIRURGIE DENTAIRE**

---

**MOTS CLES:** Inlay, Onlay, Overlay, biomimétisme, bioémulation, adhésion céramique, composite, gradient thérapeutique

---

### **INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR :**

UNIVERSITE TOULOUSE III-PAUL SABATIER  
Faculté de Chirurgie Dentaire  
3, chemin des Maraîchers  
31062 TOULOUSE CEDEX 9

---

**DIRECTEUR DE THESE :** Dr Antoine GALIBOURG