



HAL
open science

Overlay chez l'adulte et choix du matériau : composite, céramique ou hybride

Ardeshir Sharifzadehgan

► To cite this version:

Ardeshir Sharifzadehgan. Overlay chez l'adulte et choix du matériau : composite, céramique ou hybride. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-01815457

HAL Id: dumas-01815457

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01815457>

Submitted on 14 Jun 2018

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N° 009

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 30 janvier 2018

Par

Ardeshir SHARIFZADEHGAN

**Overlay chez l'adulte et choix du matériau :
composite, céramique ou hybride ?**

Dirigée par Mme le Docteur Hélène Fron Chabouis

JURY

Mme le Professeur Tchilalo Boukpepsi

Président

Mme le Docteur Hélène Fron Chabouis

Assesseur

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Assesseur

Mme le Docteur Élisabeth Dursun

Assesseur

Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BEAL Mme VITAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	SANTÉ COMMUNAUTAIRE ET POPULATIONS SINGULIÈRES	Mme FOLLIGUET	
2	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	MÉDECINE ET CHIRURGIE BUCCALES	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
3	ODONTOLOGIE CONSERVATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERES (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSE	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
4	PRÉVENTION-ÉPIDÉMIOLOGIE ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE		Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
	SCIENCES BIOLOGIQUES	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme POLIARD M. ROCHEFORT (PU associé) Mme SEGUIER	M. ARRETO Mme BARDET Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
	SCIENCES ANATOMIQUES PHYSIOLOGIQUES ET OCCLUSODONTIQUE		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOIT M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON M. SALMON Mme TILOTTA

Remerciements

À Mme le Professeur Tchilalo Boukpassi

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologiques

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour votre joie, votre bonne humeur et votre sourire qui m'ont donné plaisir à travailler avec vous et passer du temps dans le service hospitalier. Pour vos précieux conseils en endodontie, ainsi que votre soutien psychologique dans les bons et mauvais moments, Merci.

À Mme Docteur Hélène Fron Chabouis

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Nord

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour toutes ces heures passées en CFAO le vendredi à réaliser les soins issus des dernières données de la science, pour sa présence et son travail lors de la réalisation de cette thèse d'exercice. Merci de m'avoir donné la possibilité d'aimer le collage et les nouvelles techniques adhésives. Pour toute la confiance que vous m'avez accordé ainsi que pour tous les conseils que vous m'avez fournis merci.

À M. Docteur Jean-Pierre Attal

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Pour vos cours sur les biomatériaux, vos précieuses connaissances,
votre gentillesse et votre amour de la dentisterie, merci.

À Mme Docteur Élisabeth Dursun

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris Nord

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Merci de l'honneur que vous me faites d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Merci à mes parents, mes frères et soeur d'avoir toujours été présents.

Clémence, merci de m'avoir soutenu depuis ces nombreuses années. Merci de m'avoir fait grandir et cru en moi à chaque instant.

Yassine, mon ami, mon binôme depuis la première année, merci pour toutes ses heures passées à rigoler, travailler et stresser ensemble. Merci d'être présent.

À mes amis présents durant ce parcours universitaire, merci.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : BIOMIMÉTISME ET DENTISTERIE MINIMALE INVASIVE	6
1.1 LE BIOMIMÉTISME	6
1.2 DENTISTERIE BIOMIMÉTIQUE ET APPROCHE PROGRESSIVE	6
1.3 LA DENT NATURELLE	8
1.3.1 <i>L'émail</i>	8
1.3.2 <i>La dentine</i>	10
1.3.3 <i>Biomécanique de la dent naturelle et overlay</i>	12
2 : LES OVERLAYS	15
2.1. DÉFINITION.....	15
2.2. LES INDICATIONS DES OVERLAYS	16
2.3. QUAND FAIRE UN OVERLAY : CRITÈRES DÉCISIONNELS	22
2.3.1 <i>Les critères anatomiques et fonctionnels</i>	22
2.3.2 <i>La réalisation d'un overlay sur dent dépulpée. Existe-t-il une grande différence avec la dent pulpée ?</i>	25
3 : LES MATÉRIAUX ACTUELS ET LEURS CARACTÉRISTIQUES PHYSICO-CHIMIQUES	27
3.1. LES COMPOSITES	27
3.1.1. <i>La composition</i>	27
3.1.2. <i>Classification des composites</i>	28
3.1.3. <i>Propriétés des composites dans le choix du matériau pour un overlay</i>	29
3.2. LES CÉRAMIQUES	31
3.2.1. <i>Les céramiques vitreuses</i>	32
3.2.2. <i>Les céramiques infiltrée, polycristallines et zircon</i>	32
3.2.3. <i>La zircon</i>	34
3.3. COMPARAISON DES MATÉRIAUX.....	37
4 : CONSÉQUENCES CLINIQUES	42
4.1. CHOIX DU MATÉRIAU POUR L'OVERLAY	42
4.1.1. <i>Les composites et céramiques disponibles pour la réalisation d'overlay</i>	42
4.1.2. <i>Les critères cliniques de choix du matériau</i>	45
4.2. LES FORMES DE PRÉPARATIONS DES DENTS POSTÉRIEURES EN FONCTION DU MATÉRIAU CHOISI	49
4.2.1. <i>Les impératifs de préparation des dents postérieures</i>	49

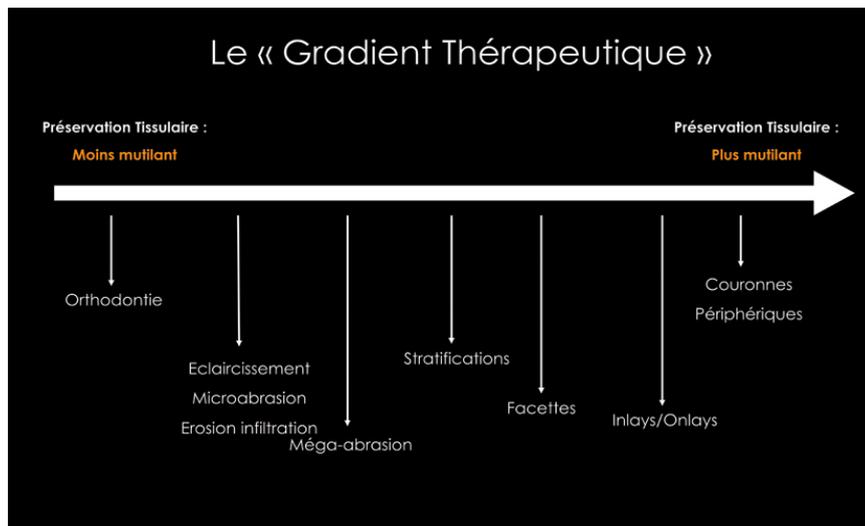
4.3. ASSEMBLAGE DES OVERLAYS.....	53
4.3.1. <i>Les matériaux d'assemblage</i>	54
4.3.2. <i>Le traitement des surfaces</i>	55
4.3.3 <i>Assemblage final</i>	58
CONCLUSION	61
BIBLIOGRAPHIE	63
TABLE DES FIGURES	69
TABLE DES TABLEAUX	71
ANNEXES	72

Introduction

La dentisterie actuelle est basée sur le principe de conservation tissulaire. Depuis maintenant une vingtaine d'années les patients ne veulent plus que l'on touche à leurs dents et exigent ainsi de meilleurs traitements. L'état actuel de nos connaissances nous permet aujourd'hui de proposer des traitements peu invasifs et qui répondent, grâce à de nouvelles approches et de nouveaux matériaux, aux impératifs majeurs de la dentisterie moderne, définis par Magne et Belser¹ : biologique, mécanique, fonctionnel et esthétique.

Nos matériaux dentaires évoluent au cours des années, proposant ainsi de hautes performances compatibles avec notre changement de paradigme, la préservation tissulaire. Ainsi les observations cliniques, les diagnostics et les thérapeutiques que nous proposerons seront toujours respectueux du gradient thérapeutique². Lors d'une perte de substance dentaire, due à la maladie carieuse, à un traumatisme, ou à une restauration défectueuse, il existe plusieurs manières de traiter la dent, et le patient dans sa globalité. L'état des connaissances actuelles nous permet de faire un choix entre plusieurs techniques, les moins invasives possibles, afin de se laisser une chance de ré intervention dans le futur, en cas d'échec prothétique.

Figure 1 : Schéma représentant le gradient thérapeutique



Source : Tirlet et Attal, « Gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques », 2009

¹ Magne et Douglas, « Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics ».

² Tirlet et Attal, « Gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ».

Cette approche plus moderne et conservatrice a été rendue possible par les progrès constants de la dentisterie adhésive. L'objectif d'une restauration moderne est de remplacer les structures perdues en conservant au maximum les tissus dentaires sains résiduels sauf si ceux-ci ont une résistance mécanique trop faible pour le matériau considéré.

Lorsque le patient peut recevoir deux traitements pour restaurer une dent, il faut choisir celui qui sera la plus économe en tissu dentaire. Ainsi un overlay est mieux qu'une couronne pour remplacer une perte de substance dentaire peu importante. Cette dentisterie contemporaine est une réelle prise de conscience que la conservation des tissus dentaires et notamment de l'émail est primordiale pour la réussite du traitement à long terme. Il n'existe néanmoins aucune systématisation de traitement, il faut décider au cas par cas.

Dans cette optique de préservation, nous allons nous concentrer sur la restauration de dents postérieures par des Overlays en technique indirecte. L'overlay est une restauration indirecte qui englobe la périphérie de la dent lui permettant d'assurer ses fonctions mécanique biologique et esthétique tout en étant conservatrice des tissus dentaires résiduels.

L'intérêt des restaurations collées est inhérent aux limites imposées par les restaurations directes, à la nécessité de favoriser les restaurations les plus économes en tissus dentaires et la demande croissante de la population pour les restaurations esthétiques et non métalliques³. Considérée comme le gold standard⁴, l'or a comme avantage d'offrir une longévité exceptionnelle, d'être biocompatible, résistant à la corrosion et ductile. Les overlays en or sont indiqués en cas de bruxomanie chez l'adulte. Cependant leur côté inesthétique leur couts élevé et les différences de potentiel entre les métaux en bouche en font un matériau peu utilisé pour les overlays actuellement réalisés.

Pendant de longues années les praticiens avaient pour coutume de dépulper la dent et réaliser, à tort, une reconstitution corono-radulaire coulée et une couronne périphérique. Ce temps est révolu. Les indications de réalisation de couronnes se font de plus en plus rares et sont désormais remplacées par des restaurations partielles types inlay, onlay, overlay⁵. Notre réflexion portera sur la place de l'overlay dans la dentisterie actuelle, et notamment au choix du matériau qui le compose.

Pour notre revue de littérature nous avons consulté la base de données PubMed sur laquelle nous avons établi l'équation de recherche suivante :

³ Bazos et Magne, « Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach, visual synthesis ».

⁴ Bodin, Pouillé, et Fanelli, « Reconstitution d'une dent par un matériau incrusté (inlay-onlay)- Haute Autorité de Santé ».

⁵ D'Incau, Soenen, et Pia, « Restaurer sans tenon et sans couronne les dents postérieures ? »

(Overlay) OR (overlays) AND (((zirconia) OR ((resin composite) OR composite resin) OR composite resins[MeSH Terms])) OR (((emax) OR e.max)) OR lithium disilicate))

Cette équation de recherche avait pour but de réunir tous les documents sur les overlays réalisés en composite ou en céramique et zircone. Tous les articles issus de cette équation ont été lus attentivement.

L'équation de recherche a permis de sélectionner tous les articles concernant notre sujet jusqu'à octobre 2017.

Parmi les articles étudiés, le plus ancien a été publié en décembre 1990, le plus récent en juillet 2017. Cette thèse a pour objectif de donner une réponse aux praticiens qui se posent la question : quel matériau choisir ? Ce choix se fera en fonction des critères cliniques qui se présentent à nous. Composite, céramiques, zircone, seront ainsi présentés et comparés à l'aide de données issues de la littérature provenant des articles trouvés et sélectionnés.

1 : Biomimétisme et dentisterie minimale invasive

1.1 Le biomimétisme

Le biomimétisme est introduit par O. H. Schmitt⁶ comme étant un transfert de processus de la biologie à la technologie. Il s'agit de reproduire de manière fidèle la nature et le vivant. Elle est associée le plus souvent à la bioémulation qui est la reproduction de la nature par imitation biomimétique⁷.

1.2 Dentisterie biomimétique et approche progressive

Le biomimétisme en dentisterie se définit comme un nouvel objectif précis : conserver l'intégralité de la structure dentaire saine afin de préserver et renforcer le comportement biomécanique de la dent. Cela passe par une « imitation » morphologique de la dent naturelle. « 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 »⁸.

Le terme de bioémulation prend ici tout son sens. En effet elle repose sur deux principes fondamentaux que sont : l'économie tissulaire et l'adhésion. Ces principes trouvent leurs origines dans l'étude histo-anatomique des tissus dentaires naturels. La dent et le biomatériau de restauration doivent constituer une unité biologique fonctionnelle ayant la capacité de supporter les charges biomécaniques soumises à la dent dans son environnement quotidien.

Avec l'arrivée et le développement des techniques adhésives, il semble aujourd'hui possible de tendre à vouloir "reproduire une correspondance biomimétique entre les matériaux de substitution esthétique et les substrats anatomiques de la dent naturelle"⁹.

De plus, à l'heure actuelle il semblerait que l'adhésion permettrait de répondre à la majeure partie des indications classiques permettant la reconstruction de la forme et la reconstitution de la fonction des dents délabrées et affaiblies en leur assurant une pérennité et une chance de ré intervention future.

La dentisterie adhésive s'oppose à la dentisterie traditionnelle répondant aux principes mécaniques de Black, sous forme de prothèse conjointe classique, en s'éloignant des règles qui régissent cette dernière : obtenir un axe d'insertion en délabrant les parties saines restantes, placer les limites de la

⁶ Schmitt, « Some interesting and useful biomimetic transforms ».

⁷ Magne et Douglas, « Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics ».

⁸ Tirlet, « Rencontre avec le Dr Gil Tirlet du Groupe international de bioémulation ».

⁹ Tirlet.

préparation en sous gingival, aménager de la place pour le matériau de restauration. L'adhésion permet de s'affranchir de la majeure partie de ces règles.

La littérature permet de comparer ces deux procédés de dentisterie en comparant la prothèse scellée avec la prothèse collée sur deux études menées à long terme.

- Creugers et al¹⁰ estime, dans une méta-analyse qui inclut 7 études avec 4118 bridges scellés, que le taux d'échec est de 26% à 15 ans.

- Pour Van Dijken et Hasselrot ¹¹, il existe un taux d'échec sur les restaurations partielles et périphériques en céramique collées de 24,1 % en 15 ans sur un échantillon de 228 restaurations.

Les deux pourcentages d'échecs sont similaires. Cependant lorsque l'on regarde de plus près les types d'échecs on s'aperçoit que 12% des restaurations collées ne peuvent plus être refaites contre 60% des restaurations scellées. La ré intervention lors d'échec des restaurations collées semble plus aisée que celle des restaurations scellées.

La priorité en matière d'adhésion n'est pas la longévité de la restauration mais celle de la dent sur l'arcade.

Depuis maintenant de nombreuses années il est apparu dans la littérature scientifique le principe de gradient thérapeutique, introduit par les Dr Jean Pierre Attal et Gil Tirlet de la faculté de Paris Descartes. Ce principe est une aide à la réflexion qui s'inscrit dans une démarche de préservation tissulaire maximale, proposant des solutions thérapeutiques qui sont classées sur un axe horizontal allant de la moins mutilante à la plus invasive ¹². D'après ce principe, lorsqu'une dent est éligible pour deux thérapeutiques il faut prendre la thérapeutique la moins invasive, celle qui se trouve à gauche de l'axe des thérapeutiques.

Cela entraîne une possibilité pour le praticien de ré intervenir en cas d'échec et d'offrir à la dent la possibilité de rester plus longtemps sur l'arcade, notamment chez un patient jeune.

Le biomimétisme ainsi que la bioémulation s'appuient sur une connaissance solide de l'organe dentaire ainsi que l'organisation tri-dimensionnelle de ses tissus.

¹⁰ Creugers, Käyser, et van 't Hof, « A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges ».

¹¹ Van Dijken et Hasselrot, « A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages ».

¹² Tirlet et Attal, « Gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ».

1.3 La dent naturelle

1.3.1 L'émail

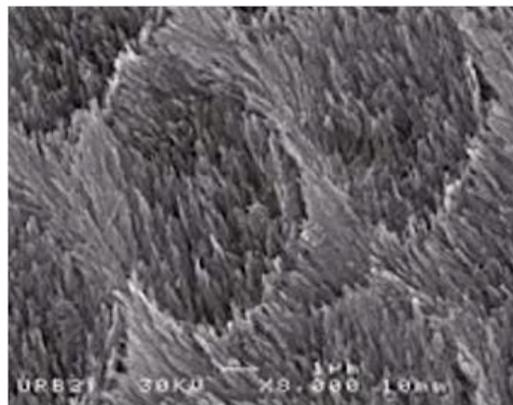
L'émail est un tissu épithélial de structure complexe, prenant naissance lors de l'amélogénèse. Il est composé de 96% de minéraux, 3,4% de matière organique et 0,6% d'eau. Il s'agit de la structure la plus minéralisée de l'organisme.

La phase organique est composée principalement de deux classes de protéines matricielles : les amélogénines (90%) et les protéines non amélogéniques (améloblastine, énaméline, tuftéline). Toutes ces protéines sont progressivement dégradées lors de la maturation de l'émail. Elles ne subsistent qu'à l'état de trace dans l'émail mature.

La phase minérale est constituée de cristaux d'apatite carbonatée. La partie élémentaire est le monocristal de phosphate de calcium, appelé l'hydroxyapatite : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. On y trouve également d'autres éléments tels que les alcalins, alcalino terreux, les halogènes: potassium, sodium, chlore, magnésium et fluor.

L'émail possède une structure propre à elle même. C'est un assemblage de prisme constitué par des cristallites regroupées de manière ordonnée.

Figure 2 : coupe en MEB représentant des prismes d'émail en section transversale.

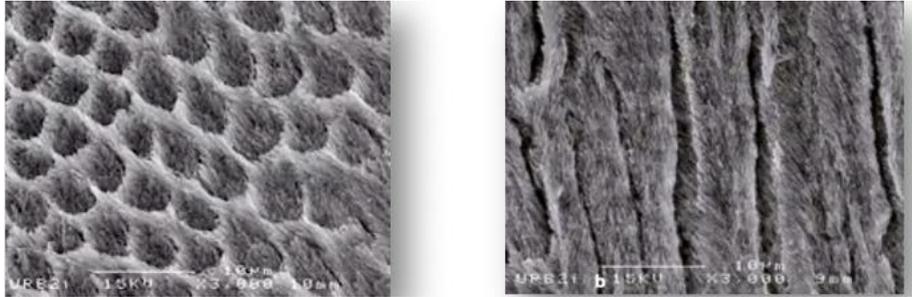


Source : Kono et Al, « A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first », 2002

Les cristallites sont entourées d'une gaine protéique de 2nm qui permet d'absorber les contraintes subies sur le cristal d'hydroxyapatite. L'émail est anisotrope. En effet il se comporte différemment selon son orientation dans l'espace. Il n'a pas les mêmes propriétés en section longitudinale et

transversale. Il possède un module d'élasticité plus important et un clivage plus difficile en section transversale que longitudinale, qui a une ténacité plus faible ¹³.

Figure 3 : coupe en MEB représentant à gauche l'émail en section transversale et à droite l'émail en section longitudinale.



Source : Kono et Al, « A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first»,
2002

Cliniquement, certains auteurs préconisent pour la réalisation des limites cervicales de faire une finition biseautée entre 30 et 45°, non seulement pour minimiser la perte d'émail à ce niveau là, mais surtout pour sectionner les prismes le plus perpendiculairement à leur grand axe et améliorer ainsi la qualité du collage ¹⁴. Cette proposition reste cependant débattue car si les prismes sont bien orientés et l'adhésion favorisée, la phase prothétique est plus sensible, notamment pour les céramiques, où à ce niveau l'épaisseur sera de quelques dixièmes de millimètres, et donc mécaniquement fragilisée.

Les propriétés de l'email sont les suivantes :

- Propriétés physiques :
 - coefficient de diffusion thermique = 0,469 mm²/s
 - coefficient de dilatation thermique = 11,4 10⁻⁶/°C
- Propriétés mécaniques :
 - module d'élasticité = 82 GPa
 - résistance en cisaillement = 90 MPa
 - résistance à la compression = 384 MPa
- Dureté = 343 KHN (kg/mm²) 408 HVN (kg/mm²)

¹³ Kono, Suwa, et Tanijiri, « A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars ».

¹⁴ Gerdolle, Drossart, et Bazos, « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire »..

- Ténacité = 0,6-0,7 (Mpa.M1/2)

1.3.2 La dentine

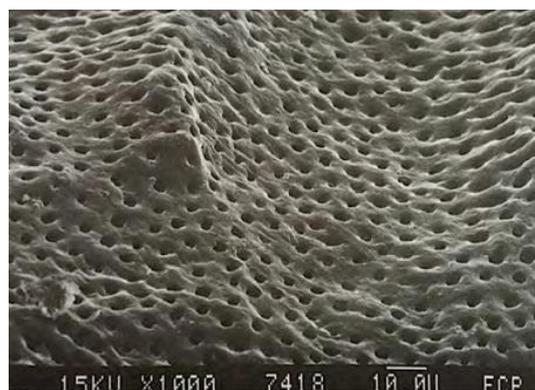
La dentine est un tissu calcifié, minéralisé, qui constitue la majeure partie de la dent. C'est un tissu conjonctif d'origine mésenchymateuse, non vascularisé, sans innervation propre.

En terme de poids elle est composée de :

- 70% de phase minérale composé de cristaux d'hydroxyapatite. La part minéralisée a un poids inférieur à celui de l'émail et voisin de celui de l'os ¹⁵
- 20% de matrice organique
- 10% d'eau

En termes de volume, la phase minérale représente 50%, la matrice organique 30% et l'eau 20% ¹⁶. La matrice organique contient 90% de collagène, principalement de type I, et 10% de matrice non collagénique ¹⁷. La dentine possède une structure canaliculaire particulière. Dans les canalicules se trouve les prolongements des odontoblastes, dont le corps est situé à l'extérieur de la dentine, dans la pulpe au niveau de plexus de Rashkow. Cette structure confère à la dentine sa perméabilité et sa capacité à se défendre face aux stimuli externes de nature physico-chimique, tactile et thermique.

Figure 4 : coupe en MEB de la dentine après élimination de la boue dentinaire, laissant béant les canalicules.



Source : Marshall, « Dentin : microstructure and characterization », 1993

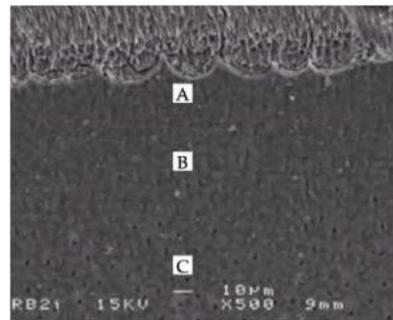
¹⁵ Goldberg, « In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components : a review ».

¹⁶ Marshall, « Dentin : microstructure and characterization ».

¹⁷ Butler, « Dentin extracellular matrix and dentinogenesis ».

De la périphérie dentinaire, au niveau de la jonction amérodentinaire, jusqu'à la pulpe il existe plusieurs couches de dentine, ayant chacune des caractéristiques particulières et des degrés de minéralisation variables. La dentine périphérique est épaisse, atubulaire et hypominéralisée. La dentine circumpulpaire, proche de la pulpe dentaire. Cette dernière au fur et à mesure qu'elle se minéralise prend le nom de dentine secondaire. Elle sera sécrétée tout au long de la vie de manière continue, dans des conditions physiologiques. Ils sont traversés sur toute leur longueur par les prolongements cytoplasmiques des odontoblastes dont les corps sont situés dans la pulpe. Entre les lumières canaliculaires se trouve la dentine intertubulaire, moins minéralisée. De plus il existe un réseau canaliculaire secondaire formé de ramifications latérales partant des tubules. Plus on s'éloigne de la pulpe plus le nombre de tubules par mm² est faible. De ce fait il est plus difficile de coller sur une dentine profonde¹⁸. La profondeur de préparation aura donc une influence sur l'adhésion de l'overlay et – très probablement – sur sa durabilité. C'est aussi un avantage de l'overlay sur la couronne : la préparation est plus préservatrice et le potentiel de collage est donc optimal.

Figure 5 : vue au microscope d'une zone de dentine présentant le manteau dentinaire (A), une zone de dentine avec peu de tubules (B) et une dentine profonde avec plus de tubules (C).



Source : Marshall, « Dentin : microstructure and characterization », 1993

Les propriétés de la dentine sont les suivantes :

- propriétés physiques :
 - Coefficient de dilatation thermique : $8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
 - Coefficient de diffusion thermique : $0,183 \text{ mm}^2/\text{s}$

- propriétés mécanique :
 - Résistance à la compression : 297 MPa
 - Résistance au cisaillement : 138 Mpa
 - Module d'élasticité : 18,3 GPa

¹⁸ Degrange et Pourreyron, « Les systèmes adhésifs amélo-dentaires ».

- Dureté (Kg/mm²) : 68 KHN/ 90HVN
- Ténacité : 3,1 Mpa.m^{1/2}

- Indice de réfraction : environ 1,655

Comme le montre les propriétés énumérées, la dentine est une structure moins rigide ($E=18-20\text{MPa}$) que l'émail. La dentine est anisotrope – comme attendu vu la structure décrite ci-dessus : la ténacité et les propriétés mécaniques en général sont très variables selon que la contrainte est exercée parallèlement ou perpendiculairement aux tubules.

1.3.3 Biomécanique de la dent naturelle et overlay

La biomécanique étudie les relations existantes entre les structures anatomiques dentaires et les fonctions qu'elles assurent. L'émail a une morphologie structurale convexe et arrondie qui lui confère une résistance et une solidité face aux contraintes masticatoires et occlusales directes. Elle sert de coque protectrice à la dentine sous-jacente qui est concave et aux arrêtes vives, permettant d'épouser les contours d'émail.

La résistance aux forces appliquées sur la dent est directement influencée par la nature et l'anatomie des tissus dentaires. En effet lorsque la dent est saine, la répartition des contraintes se fait sur tout le tissu biologique constitutif de l'organe dentaire. Chacun de ces tissus joue un rôle important, en absorbant de façon différente l'énergie de la contrainte, permettant ainsi de minimiser les dommages. L'émail et la dentine présentent tout deux une microstructure avec plusieurs caractéristiques permettant de dévier et retarder la propagation de fissure.

Un matériau biomimétique permettant de réaliser des overlays devrait ainsi présenter – comme l'émail et la dentine - plusieurs caractéristiques lui permettant de retarder la propagation des fissures, pour bien résister aux phénomènes de fatigue existant dans le milieu buccal ¹⁹.

Le matériau utilisé devra présenter un module proche de celui des tissus dentaires. En effet plus le module du matériau est élevé plus la transmission des contraintes se fait au niveau des tissus dentaires sous jacents. Ces contraintes s'accumulent et provoquent l'apparition de fracture. Le module représente la déformation que va subir un matériau sous une contrainte avant de se déformer définitivement (phase élastique). C'est pourquoi un différentiel de module élevé entre la dent et le matériau constituant l'overlay entraîne des contraintes au niveau de l'interface dent-overlay (vieillessement du joint, fracture dentaire...)

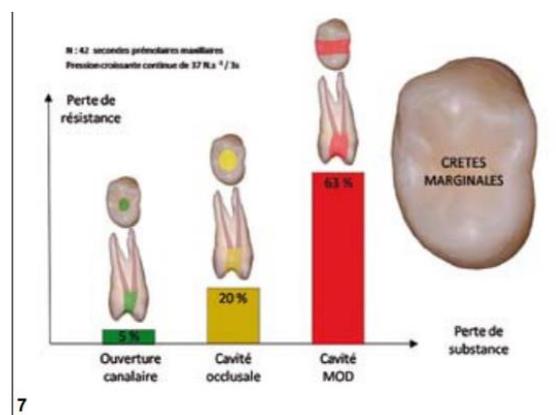
¹⁹ Morimoto et al., « Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays ».

Un matériau biomimétique permettant de réaliser des overlays devrait ainsi présenter un module proche de ceux de l'émail et de la dentine auxquels l'overlay est assemblé. Idéalement, un matériau à gradient de module élastique et de propriétés optiques permettrait d'obtenir une restauration parfaitement biomimétique dans le cadre d'un overlay qui remplace généralement à la fois l'émail et la dentine²⁰.

En effet lors d'une préparation périphérique pour couronne, la quasi totalité de l'émail est retirée ce qui multiplie la flexion de la dent par 2. De plus l'anatomie de la face occlusale est configurée pour répondre favorablement aux forces qui lui sont appliquées. Les cuspides d'appuis ont une épaisseur d'émail supérieure aux cuspides guides.

La perte d'une crête marginale induit une diminution de 43% de la résistance de la dent, et de 63% dans le cas d'une cavité MOD avec perte de deux crêtes marginales. Quant à la préparation de la cavité d'accès, elle n'est responsable, seulement que de 5% de réduction de la résistance mécanique²¹. Le pont d'émail ainsi que les crêtes marginales constituent les poutres de résistance de la dent. Elles assurent une cohésion formidable de l'ensemble de la couronne dentaire.

Figure 6 : schéma représentant la perte de résistance de la dent en fonction de la perte de substance.



Source : Decup, « L'état de la dent dépulpée », 2011

²⁰ Magne et Schlichting, « Biomimetic CAD/CAM restoration made of human enamel and dentin : case report at 4th year of clinical service ».

²¹ Decup et al., « L'état "dent dépulpée" : données essentielles ».

Un overlay permet ainsi, en préservant au maximum l'émail et en permettant de conserver un bandeau d'émail périphérique, d'obtenir une entité dent-overlay plus résistante sur le plan biomécanique qu'une entité dent-couronne.

En termes de biocompatibilité, il est également préférable de fixer une limite dento-prothétique juxta-voire - autant que possible - supra-gingivale pour éviter une agression du parodonte marginal²². La connaissance de ces données nous permet cliniquement d'évaluer le comportement biomécanique de la dent. Lorsque le rapport hauteur/épaisseur d'une cuspidé après préparation devient supérieur à 1, cette cuspidé devra être recouverte, afin d'éviter la fracture amélo-dentinaire ou amélo-dentino-cémentaire.

²² Valderhaug, « Periodontal conditions and carious lesions following the insertion of fixed prostheses : a 10-year follow-up study ».

2 : Les overlays

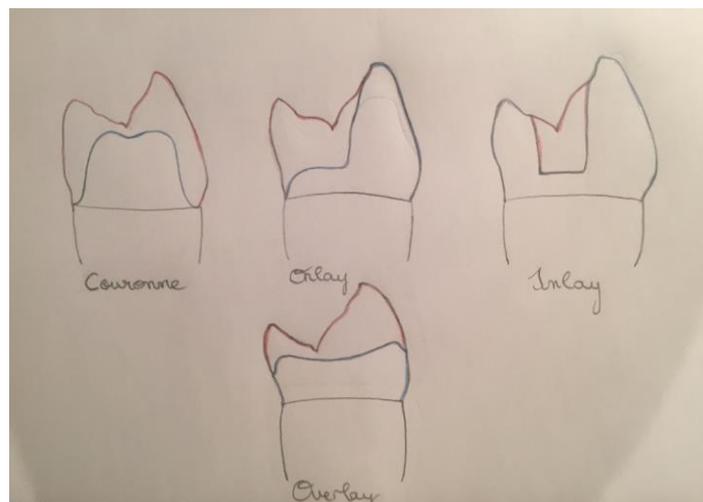
2.1. Définition

Un overlay est une restauration partielle permettant la reconstruction de la forme et de la fonction d'une partie manquante de la couronne dentaire. C'est une pièce prothétique, en céramique ou composite, qui assure un cerclage, un recouvrement de toutes les cuspidés d'une dent par le biais du collage, lorsque ces dernières ne sont pas assez résistantes pour être conservées. En effet si l'on conserve une ou plusieurs cuspidés (épaisseur supérieur à 2mm et hauteur >1,5mm) nous nous retrouvons dans le cas d'une restauration adhésives partielle nommée un onlay.

L'overlay conserve une partie du tissu dentaire résiduel et sain, permettant leur protection et renforcement. Elle a pour avantage de pouvoir définir une nouvelle Dimension Verticale d'Occlusion lorsque cela est nécessaire, notamment pour le traitement des érosions sévères. Elle est différente d'une restauration périphérique qui permet elle, la reconstruction de la forme et de la fonction de la **totalité** la couronne clinique dentaire.

L'overlay s'inscrit dans une démarche d'économie tissulaire. La forme de préparation respecte les tissus résiduels et les exploite au maximum pour renforcer la dent et lui redonner une fonction stable au long terme.

Figure 7 : schéma dessiné à la main représentant un inlay, un onlay, un overlay et une couronne.



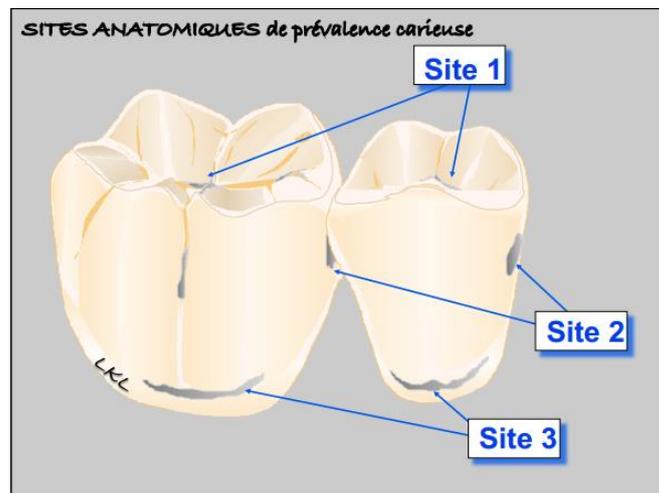
Source : Auteur

2.2. Les indications des overlays

2.2.1. Les lésions carieuses

La classification de Hume et Mount 1997, aussi appelée la classification SiSta, définit l'importance des pertes de substances dentaires, en fonction de leur localisation (site) et de leur étendue (stade). Elle est importante pour le praticien qui pourra évaluer, en fonction du site et du stade, la future thérapeutique à adopter. C'est une classification à visée diagnostique et thérapeutique

Figure 8 : schéma illustrant les sites anatomiques de prévalence de la lésion carieuse



Source : Decup, « UE1 odontologie restauratrice », 2014

Les overlays sont généralement utilisés pour restaurer des pertes de substance intéressant des sites 1 (surfaces occlusales: lésions des puits et des sillons, défaut des surfaces lisses de la couronne clinique) et 2 (surfaces proximales: aires de contact entre faces adjacentes).

Les stades de progressions de la lésion carieuse sont résumés dans le tableau 1.

On note que les stades 3 et 4 sont associés à un risque de fracture et de fragilisation de la structure dentaire. C'est dans ces situations qu'on sera amené à réaliser un overlay si toutes les cuspidés de la dent sont fragilisées ou la perte de substance très étendue.

Tableau 1 : tableau résumant les stades de progression de la lésion carieuse.

STADES	
Stade 0 réversible	Avec lésion initiale active superficielle, sans cavitation et ne nécessitant pas une intervention chirurgicale mais un traitement préventif non invasif.
Stade 1	Avec lésion active débutante, des altérations de surface ayant franchi la jonction amérodentinaire mais ne dépassant pas le tiers dentinaire externe au point d'être juste au-delà de la possibilité de reminéralisation et nécessitant une intervention restauratrice a minima en complément du traitement préventif.
Stade 2	Avec lésion active d'étendue modérée, cavitaire, ayant progressé dans le tiers dentinaire médian sans toutefois fragiliser les structures cuspidiennes et nécessitant une intervention restauratrice a minima de comblement de la perte de substance.
Stade 3	Avec lésion cavitaire étendue ayant progressé dans le tiers dentinaire interne au point de fragiliser les structures cuspidiennes et nécessitant une intervention restauratrice de comblement et de renforcement des structures résiduelles
Stade 4	Avec lésion cavitaire extensive et parapulpaire ayant progressé au point de détruire une partie des structures cuspidiennes et nécessitant une intervention restauratrice de recouvrement coronaire partiel ou total.

Source : Hume et Mount, « Classification des stades de progression de la lésion carieuse », 1997

Par conséquent, les overlays sont indiqués lorsque les pertes de substance sont de sites :

- Site 1 : si la perte de substance est importante et que la structure coronaire de la dent est affaiblie entraînant l'apparition de parois hautes et fines (<1mm), de plus s'il existe des para-fonctions importantes comme le bruxisme, un overlay sera proposé pour s'opposer à l'effet de coin et éviter la fracture dentaire.
- Site 2 : face à une lésion carieuse de stade 4: il sera proposé un onlay mésio-occluso-distal (MOD), si les cuspides restantes sont résistantes. Sur une molaire, bien souvent lorsqu'il s'agit d'une perte MOD, un overlay est indiqué pour s'opposer aux contraintes mécaniques entraînant la fracture.
- Site 3 : il s'agit de réaliser un veneerlay : overlay avec recouvrement de la face vestibulaire ayant une limite cervicale. Il est indiqué pour les pertes de substance importantes (stade 3 et 4) avec implication esthétique.

L'overlay est indiqué pour des pertes de substance conséquentes où deux ou plus de deux crêtes marginales sont détruites. Dans les cas de cavités MOD, lorsque les cuspides vestibulaires ou linguales sont affaiblies (rapport hauteur/épaisseur > 1), il est préférable, pour éviter l'effet de coin, de passer par un recouvrement cuspidien, une restauration de type overlay qui va permettre un cerclage de la dent et augmenter la résistance de la dent à la fracture.

2.2.2. Les maladies dentaires non carieuses : les usures

Les overlays prennent leur place dans les maladies dentaires non carieuses telles que l'usure, en particulier l'érosion. En effet de plus en plus de patients sont victimes d'érosion due à des facteurs extrinsèques (alimentaires) et intrinsèques (vomissement, régurgitation gastro-oesophagienne). Lorsque les dents touchées sont les molaires et prémolaires on peut faire face, en fonction de la cinétique d'usure, à des pertes de substance assez rapide provoquant la perte de contact avec l'antagoniste et/ou la dent adjacente et donc la perte de la dimension verticale d'occlusion. Les maladies d'usures altèrent la surface en créant des manques de tissus dentaires comme le montre la figure 9.

Figure 9 : photo représentant la perte de substance due à l'érosion



Source : Tirlet, « Erosion et usure extrême chez le sénior : une approche contemporaine, conservatrice et adhésive », 2014

Les overlays jouent un rôle important dans le traitement de ces pathologies. Ils permettent de restaurer la fonction perdues, l'esthétique et de protéger la dent tout en préservant le capital amélaire restant en passant par le collage sur une surface peu voir non préparée.

Figure 10 : photo représentant la restauration des pertes de substance par des overlays



Source : Tirlet, « Erosion et usure extrême chez le sénior : une approche contemporaine, conservatrice et adhésive », 2014

Les overlays permettant de remonter la dimension verticale d'occlusion sont aussi appelés Tabletops (épaisseur fine). Les overlays placés sur les prémolaires ou molaires visible lors du sourire et ayant une face vestibulaire érodée, usée ou non esthétique pourront prendre la forme d'un Veneerlay.

2.2.3 Les indications cliniques de réalisation des overlays

Il existe énormément de cas cliniques où les overlay pourraient être indiqués. Il est impossible de répertorier toutes ces indications car cela appartient au bon sens du praticien et à sa connaissance, cependant nous pouvons proposer un bilan, une check-list des éléments clés qui peuvent nous aider à poser l'indication :

- Etendue de la perte de substance: traité dans la partie 2.2.1 ci-dessus.
- Forme de la cavité : la perte d'une ou plusieurs cuspides ou une épaisseur insuffisante, rend la restauration de ces dents par technique directe très difficile. Plus la cavité est importante, moins il y a de surfaces opposées au niveau des parois, et plus la structure de la dent est fragilisée. Les overlays permettent de renforcer les structures dentaires affaiblies, sans aucune nécessité de rétention mécanique puisqu'ils sont collés.
- Nombre de restaurations à effectuer : si les arcades dentaires nécessitent plusieurs restaurations en céramiques, la réalisation d'overlay (Tabletops) permet d'harmoniser les formes ainsi que les teintes et de gérer efficacement les points de contact.
- Situation des limites : pour pouvoir faire du collage dans des conditions optimales, à l'abri de l'humidité, sous digue, il faut impérativement que les limites soient supra-gingivales, à la rigueur juxta-gingival. Pour obtenir une restauration directe étanche il faut une épaisseur minimale de 1 mm d'émail en périphérie proximale. Les restaurations indirectes collées ne nécessitent une épaisseur d'émail que de 0,5 mm. Si l'épaisseur d'émail est inférieure à 0,5 mm, et donc une limite juxta/sous gingivale, on peut réaliser une remontée de marge, au Ciment Verre Ionomère si l'isolation n'est pas parfaite ou alors au composite si on arrive à obtenir une étanchéité compatible avec le collage. Cela permet de rehausser les limites de préparation afin que le collage s'effectue sur ces matériaux et pas sur la dentine.
- Localisation de la cavité : les dents postérieurs sont capables de résister à des forces de compressions importantes mais significativement moins à des forces de cisaillement. C'est le cas pour les prémolaires maxillaires (inclinaison palatine) et les molaires mandibulaires (inclinaison

lingual) qui sont anatomiquement fragiles comme nous le montre la figure 11. Elles sont particulièrement exposées aux fractures dues aux flexions cuspidiennes qui ne cessent d'augmenter lorsque la dent est délabrée et la hauteur des parois résiduelles importante.

- Anatomie de la face occlusale : plus l'angle cuspidien est fermé, et les cuspides marquées, plus la dent est fragile. Les prémolaires maxillaires et les molaires mandibulaires sont considérées comme à risque. Les molaires sont quadrangulaires, les prémolaires elles, possèdent une largeur vestibulo-linguale plus importante que la largeur mésio-distale ce qui les rend anatomiquement plus fragiles. Les molaires, de par leur volume important présentent une surface d'adhésion supérieure aux prémolaires²³. Pour éviter l'effet de coin, le recouvrement des cuspides par un overlay s'impose.
- Structure des dents antagonistes : si elles sont restaurées par des restaurations partielles en céramiques ou composites, la réalisation de restaurations indirectes collées sur les dents délabrées sera plus facilement proposée pour limiter l'abrasion et l'usure et maintenir une dimension verticale stable dans le temps.
- Hauteur clinique de la couronne : lorsqu'une dent de faible hauteur de couronne clinique nécessite une élévation coronaire ou une bio pulpectomie pour réaliser un inlay-core et augmenter la rétention, il est préférable de réaliser un overlay qui ne nécessite pas de rétention mécanique, pourvu que les épaisseurs de céramique ou composite puissent être suffisantes.
- Risque carieux individuel faible : il est important d'évaluer dès le début de la prise en charge du patient la susceptibilité à développer des lésions carieuses. Il faut alors avant de se lancer dans le collage, éliminer la maladie carieuse et rétablir un équilibre en bouche avec de nouvelles habitudes diététiques et hygiéniques favorables à la pérennité de nos restaurations.
- Demande esthétique et forte motivation de la part du patient à s'impliquer dans le traitement prothétique.
- L'ancienneté de la pulpectomie de la dent : Les propriétés biologiques et mécaniques des dents dépulpées ne changent pas significativement de celles des dents pulpées²⁴. L'email est inaffecté et les transformations qui ont eu lieu dans la dentine après la dépulpation sont réversibles. Cependant

²³ D'Incau, Soenen, et Pia, « Restaurer sans tenon et sans couronne les dents postérieures ? »

²⁴ Dietschi et al., « Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the literature. Part 1, Composition and micro- and macrostructure alterations ».

avec l'ancienneté de la dépulpation, c'est la trame collagénique de la dentine de ces dents qui se dégrade et par conséquent l'adhésion qui s'affaiblit et devient moins performante. La dent dépulpée subit des agressions qui sont à prendre en compte, car elles fragilisent les tissus de la structure dentaire en créant des microfissures. Le recouvrement cuspidien est indiqué pour éviter la propagation de fêlures, fissures et fracture en dessous de la jonction amélo-cémentaire, qui serait alors irréversible.

- Allergie du patient aux différents alliages métalliques ou présence de galvanisme. C'est une indication indirecte.
- Hygiène du patient : elle est garante du succès de la restauration sur le long terme. Le brossage bi-quotidien et l'hygiène inter-dentaire (passage du fil dentaire) sont indispensables pour éliminer la plaque dentaire piégée dans les espaces interdentaires proximaux

2.2.4 Les contre-indications de la réalisation des overlays

Il existe un bon nombre de cas cliniques où certains facteurs contre-indiquent la restauration des dents par des overlays collés. Ces facteurs doivent être évalués dès la première séance pré-prothétique pendant l'examen clinique, et/ou pendant l'examen radiographique, ou encore par l'anamnèse et interrogatoire du patient.

- Parafunctions : le bruxisme est une contre-indication relative à la réalisation de restauration partielle collée comme les overlays. En effet les micro-traumatismes qui se répètent sur la surface prothétique en céramique sont susceptibles d'entraîner l'écaillage (chipping) ou la fracture des éléments prothétiques à partir de défauts de surface toujours présents. Cela n'est valable que pour la céramique. Seule la bricomanie (forme sévère de bruxisme) est jugée non-contrôlable et constitue une réelle contre-indication formelle à l'utilisation des systèmes tout céramique.
- Situation des limites : la présence de limites sous-gingivales ne permet pas un collage optimal et satisfaisant à long terme car le collage sur la dentine reste imparfait et moins bon que sur l'émail. Cependant cela peut-être contrôlé par une remontée de marche satisfaisante en composite s'il reste de l'émail cervicalement, en CVI s'il ne subsiste que de la dentine²⁵. De plus le collage doit se faire

²⁵ Bahannan et al., « Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro ».

impérativement sous digue. Si la pose de la digue est impossible ou si la situation clinique ne se prête pas à l'obtention d'un champ opératoire sec, alors la restauration partielle collée n'est pas conseillée.

- Hygiène insuffisante : une bonne hygiène est indispensable pour le maintien de l'étanchéité de la restauration au niveau marginal afin de limiter les risques de reprise carieuse par infiltration au niveau des limites prothétiques.
- Espace prothétique : pour accueillir une restauration partielle collée en céramique ou composite par technique indirecte il faut aménager une épaisseur minimale de 2 mm pour que la céramique/composite conserve toutes ses propriétés mécaniques.. Aujourd'hui des épaisseurs plus fines peuvent être réalisées notamment avec les céramiques vitreuses renforcées au disilicate de lithium (e.max[®]) ou en zircone (jusqu'à 0,7 mm).
- Risque carieux individuel du patient : un risque carieux élevé contre indique la réalisation des overlays dans des conditions optimales.
- Manque de moyens financiers : il s'agit d'une restauration indirecte. Le coût est plus élevé. Il convient de s'assurer de la bonne compréhension des objectifs prothétiques par le patient afin de le faire adhérer aux traitements.
- Manque d'observance thérapeutique du patient : comme vu précédemment la coopération et l'acceptation du traitement par le patient est primordiale pour toutes les étapes du traitement prothétique.

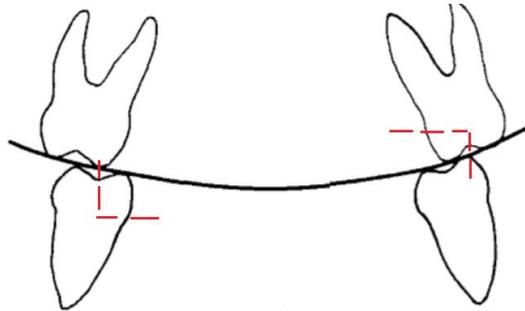
2.3. Quand faire un overlay : critères décisionnels

2.3.1 Les critères anatomiques et fonctionnels

L'anatomie dentaire joue un rôle important dans la compréhension du comportement mécanique de la dent et influence grandement la répartition des contraintes. Les prémolaires et molaires mandibulaires présentent une fragilité intrinsèque. Lorsque des forces de compression (verticales) sont appliquées, lors du serrement, les contraintes sont facilement absorbées de la face occlusale

vers le collet par la dentine et la pulpe. Ces contraintes sont transmises au niveau de l'émail cervical²⁶. Les cuspides linguales, orientées ad linguam, sont exposées au risque de fracture²⁷.

Figure 11 : schéma représentant le trait de fracture des cuspides linguales mandibulaire et palatines maxillaires en fonction de leur inclinaison sur l'arcade.



Source : Auteur

Les cuspides fonctionnelles, vestibulaires, possèdent une plus grande quantité d'émail et sont moins inclinées²⁸. Il faudra alors permettre à la dent de rester le plus longtemps sur l'arcade sans pour autant la mutiler davantage. C'est le rôle de l'overlay, qui va venir « coiffer » la dent et lui permettre de retrouver une fonction confortable sur le long terme.

L'overlay trouve son indication également dans les cas de fissure amélo-dentinaire qui ne serait pas arrêtée par la jonction amélo-dentinaire. Ces fissures sont fréquentes sous les restaurations massives de type amalgame de longue date et particulièrement sur les molaires mandibulaires. La fissure se propageant dans la majorité des cas dans email et la dentine dans le sens mésio-occluso-distal.

Il est donc nécessaire de recouvrir l'ensemble des cuspides afin de lutter contre l'effet de coin qui résulte de la flexion cuspidienne aboutissant à la fracture coronoradiculaire de la dent.

²⁶ Kaewsuriyathumrong et Soma, « Stress of tooth and PDL structure created by bite force ».

²⁷ Dejak, Młotkowski, et Romanowicz, « Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication »; Eakle, Maxwell, et Braly, « Fractures of posterior teeth in adults »; Bader, Shugars, et Sturdevant, « Consequences of posterior cusp fracture ».

²⁸ Khers et al., « Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential ».

Figure 12 : photo d'une préparation pour overlay suite à la découverte d'une fêlure amérodentinaire longitudinale après la dépose d'un amalgame sur une molaire mandibulaire.



Source : Dr Fron Chabouis, 2016

Ce raisonnement est valable pour les dents postérieures cariées ou avec d'anciennes restaurations qui ne seraient plus satisfaisantes, laissant place à des pertes de substance mésio occluso distales, fragilisant grandement la structure coronaire de la dent. Une restauration directe au composite dans ce genre de situation ne peut être indiquée que si les cuspidés restantes sont résistantes à savoir épaisse de 2mm en cervical et 1,5 au niveau cuspidien, ainsi qu'une hauteur inférieure à 2 mm²⁹.

Figure 13 : schéma illustrant des parois haute (> 2mm) et fines, nécessitant un recouvrement



Source : Toledano, « Préparation d'un overlay », 2017

²⁹ Krifka et al., « Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro ».

Figure 14 : schéma illustrant le recouvrement cuspidien en vue d'un overlay



Source : Toledano, « Préparation d'un overlay », 2017

2.3.2 La réalisation d'un overlay sur dent dépulée. Existe-t-il une grande différence avec la dent pulpée ?

Les études épidémiologiques montrent que la fréquence des dents dépulées varie de 2% à 22%³⁰. Les dents les plus atteintes sont les molaires, puis les prémolaires et les dents antérieures. D'autres études montrent que le taux de survie de la dent dépulée est inférieur à celui de la dent pulpée³¹, au court moyen et long terme.

La dent dépulée s'est vu souvent, à tort, couronnée. Aujourd'hui, en fonction de la situation clinique, il est possible de choisir des traitements restaurateurs plus adaptés à la pérennité de la dent sur l'arcade. Pour cela il faut mener à bien une évaluation clinique précise de la dent dépulée.

Les différents paramètres cliniques qui vont influencer sur notre prise de décision seront:

- Facteur âge :

Aquilino³² montre un taux de survie de la dent dépulée à 10 ans de 69 % chez les patients de plus de 65 ans, alors que ce dernier est de 82 % chez les patients de moins de 54 ans. Chez le patient âgé, le vieillissement des structures et les conditions thérapeutiques rendent la survie plus aléatoire et feront préférer un traitement prothétique. A l'inverse, chez le patient plus jeune, un overlay permettant de conserver les structures dentaires sera plus adapté qu'une couronne.

- Facteur perte de substance dentaire :

Comme vu dans le chapitre sur la biomécanique dentaire, la perte de substance dentaire mène à une réduction de la résistance de la dent. Reeh et coll³³ en 1989 mettent en évidence que la perte d'une

³⁰ Decup et al., « L'état "dent dépulée" : données essentielles ».

³¹ Marques, Moreira, et Eriksen, « Prevalence of apical periodontitis and results of endodontic treatment in an adult, portuguese population »; Nagasiri et Chitmongkolsuk, « Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage : a retrospective cohort study »; Reeh, Messer, et Douglas, « Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures ».

³² Aquilino et Caplan, « Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth ».

³³ Reeh, Messer, et Douglas, « Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures ».

crête marginale engendre une réduction de 46% de la résistance, la perte de deux crêtes marginales 63%, la réalisation d'une simple cavité occlusale 5%.

D'après Nagasari³⁴, la survie d'une dent dépulpée est directement liée à la quantité de substrat amélo-dentinaire restant. En effet le taux de survie à 5 ans passe de 77 % lorsqu'il reste 4 parois d'au moins 2 mm d'épaisseur, à 19 % s'il demeure moins de 2 parois d'au moins 2 mm d'épaisseur.

- Facteur type de dent :

Les traitements endodontiques concernent le plus souvent les molaires et prémolaires et sont accompagnés de grandes pertes de substances. Les taux de survie sont significativement inférieurs pour les deuxièmes molaires, dus à la difficulté d'accès et l'anatomie non avantageuse rendant le traitement endodontique compliqué. Des contraintes occlusales accrues joueraient également un rôle important.

La fragilité de la dent dépulpée ne peut être attribuée à l'« idée fausse » qu'elle serait « cassante ». Néanmoins, elle s'explique clairement par l'étendue et la topographie de la destruction des structures coronaires. C'est principalement sur ce critère « perte de substance » que l'analyse biomécanique de la dent doit être faite pour nous guider dans le choix de restauration. Les paramètres secondaires sont l'accumulation des effets biologiques et chimiques subis par la dent, l'âge et l'environnement dont il faut analyser les effets (7%).

³⁴ Nagasiri et Chitmongkolsuk, « Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study ».

3 : Les matériaux actuels et leurs caractéristiques physico-chimiques

3.1. Les composites

Raphaël Bowen a inventé le composite, breveté en 1962. Le monomère qu'il a développé est le BisGMA (à l'époque fabriquée à partir du bisphénol A). Dans les années 1990 les composites ont été améliorés et c'est aujourd'hui le matériau de restauration directe par excellence.

3.1.1. La composition

Un composite dentaire : est une combinaison tridimensionnelle d'au moins 2 matériaux d'origine différente :

- des charges qui sont le plus souvent d'origine minérale,
- une matrice organique.

Pour relier les deux parties on utilise un silane. Le plus souvent, c'est le MPTS : MéthacryloxyPropylTriméthoxySilane.

→ La phase organique :

Elle est composée le plus souvent d'esters diméthacryliques : le plus connu et le plus utilisé étant le BisGMA. C'est un monomère de structure rigide et de poids moléculaire très élevé, utilisé seul, il donne lieu à un matériau très visqueux. Le plus souvent, on va rajouter un plastifiant dont le plus connu est le TEGDMA (triéthylglycérol-diméthacrylique). Cette molécule est plus petite et rend le composite moins visqueux.

On utilise aussi l'UDMA (uréthane diméthacrylique) qui est un ester diméthacrylique qui a l'avantage d'être moins rigide mais comme inconvénient de créer une rétraction de prise plus forte et poser ainsi des problèmes d'étanchéité, dans le cadre des restaurations directes. On retrouve fréquemment les trois molécules associés, soit BisGMA avec TEGDMA, soit UDMA avec TEGDMA. Aujourd'hui 95% des composites sont à base de BisGMA³⁵.

→ La phase minérale :

Les charges minérales augmentent les propriétés mécaniques du composite. Elles permettent une diminution du coefficient de dilatation thermique élevé de la résine, une diminution des contraintes liées au retrait de polymérisation, et confèrent à l'ensemble du matériau sa radio-opacité.

³⁵ Leprince et al., « Polymères et résines composites ».

Le durcissement du composite se fait par 2 procédés différents : la photopolymérisation et la chémpolymérisation. La chémpolymérisation fait appel à un mélange de deux pâtes ; l'une contenant un activateur (catalyseur) souvent une amine tertiaire aromatique réagissant avec la pâte base contenant l'initiateur (peroxyde de benzoyle). La photoploymérisation utilise la lumière pour la polymérisation des composites (lumière bleue 470 nm diffusant à travers l'émail et la dentine). Les overlays réalisés en technique indirecte traditionnelle sont photopolymérisés au laboratoire.

Tableau 2 : les différentes tailles de charges disponibles pour la constitution d'un composite

Les charges de Quartz (10-50 μm)	Ce sont des charges très grosses et très dures, donc on aura des composites résistants mécaniquement. Mais comme les charges sont très dures, elles ne s'usent pas, et posent des problèmes d'aptitude au polissage, de propriétés optiques et dans le milieu buccal d'usure de l'antagoniste et des points de contact.
La silice colloïdale (0,04 μm)	Ce sont de toutes petites particules, qui ne se voient pas, donnant lieu à des composites aux bonnes propriétés optiques, mais leur surface développée importante limite la proportion de ces charges que l'on peut incorporer dans le composite.
Les oxydes métalliques	Ils sont nécessaires à l'obtention d'un matériau radio-opaque. Exemple : Oxyde de Barium (BaO), oxyde de zinc (ZnO), oxyde de Zirconium (ZrO), oxyde d'alu (Al ₂ O ₃)
Les charges organo -minérales	Ce sont des charges de composite pré-polymérisé, à base de résine diméthacrylique et généralement de silice colloïdale.

Source : Auteur

3.1.2. Classification des composites

- En fonction de la viscosité :

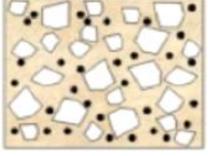
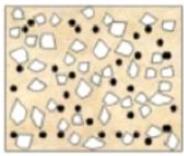
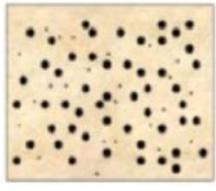
En technique directe, il existe des composites fluides, de viscosité moyenne et de haute viscosité.

Dans le cadre des overlays, les composites seront montés traditionnellement par le prothésiste (ce dernier utilisant des composites de viscosité moyenne ou élevée) ou usinés dans des blocs, auquel cas la consistance du composite avant polymérisation n'a pas d'influence sur la mise en œuvre clinique.

- En fonction de la structure :



Tableau 3 : les structures des différents composites

Type de composites		Types de charge	schéma
Composites hybrides (mélange de charges et de particules de silice colloïdale)	Midi – chargé	1-10 μm	
	Mini – chargé Ou Micro – hybride	0,6 – 1 μm (raisons esthétiques) 90% du marché. Restaurations indirectes en laboratoire.	
Composites nano – chargés		5 – 70 nm Avec des particules mini - chargés	

Source : Auteur

Les composites indirects usinables utilisés pour les overlays présentent une palette de matériaux aux charges très variables. Les propriétés mécaniques ne sont pas toujours directement reliées au type de charge, il semble que les conditions de fabrication (en particulier de polymérisation à l'abri de l'oxygène et de pression) aient une influence très importante sur le degré de polymérisation³⁶.

3.1.3. Propriétés des composites dans le choix du matériau pour un overlay

³⁶ Fron Chabouis et al., « Matériaux usinables : les composites ».

- Les propriétés mécaniques :

Tableau 4 : Caractéristiques des composites pouvant être utilisés dans la réalisation des overlays (composites de laboratoires pris en compte : SR adoro, Ivoclar ; Sinfony, 3M - composites usinables pris en compte : Lava Ultimate...)

	Hybrides Micro - hybrides	Laboratoires	Usinables Blocs CFAO
Résistance en flexion MPa	110	130	220
Dureté VHN	57	140	216
Module d'élasticité GPa	9,5	7,5	12

Source : Auteur

- Les propriétés physiques :

Coefficient de dilatation thermique : celui des tissus dentaires est 3 à 4 fois plus petit que celui des composites. Plus le composite contient de charge plus son CDT sera faible. Les composites micro-chargés, auront un coefficient d'expansion thermique près de deux fois supérieur à celui des composites conventionnels

- Les propriétés biologiques/biocompatibilité :

- Toxicité des monomères : Les monomères non polymérisés ou partiellement polymérisés présentent une certaine toxicité. Elle est plutôt locale si le monomère est partiellement polymérisé (il est donc solidaire du réseau tridimensionnel matriciel mais il reste une ou plusieurs doubles liaisons encore réactives) et plutôt systémique si le monomère n'est pas polymérisé du tout : il est libre et risque d'être avalé par le patient puis de réagir avec nos tissus et organes, à distance de la restauration³⁷. Afin de diminuer la toxicité et limiter le nombre de monomère non polymérisé il convient d'augmenter le degré de polymérisation et de choisir un composite ayant un taux de charge élevé. Les composites contiennent une matrice résineuse et des charges minérales. L'augmentation du taux de charges était limitée par la nécessité de pouvoir mélanger ces deux phases. Elles sont désormais mélangées par des machines industrielles, qui permet d'obtenir des blocs de composites usinables hautement chargés (par exemple Lava Ultimate®, 3M Espe). L'incorporation d'un taux de

³⁷ Goldberg, « In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components : a review ».

charges minérales élevé est permise grâce à la polymérisation sous haute pression qui se fait au laboratoire et qui permet d'obtenir des composites chargés jusqu'à 75% en volume (Enamic® Vita).

- Degré de conversion : le degré de conversion correspond au nombre de monomère ayant polymérisés par rapport au nombre de monomères initialement présents. La polymérisation n'est jamais complète totalement. Ainsi un composite réalisé en technique directe présente un taux de conversion à peine supérieur à 50%. Il existe au laboratoire de prothèse plusieurs moyens d'augmenter ce taux de conversion. Dans le cas des blocs industriels de composite, le taux de conversion atteint est entre 90 et 95%, ces derniers bénéficiant de thermo-polymérisation.

Les matériaux hybrides ont vu le jour grâce à ces nouvelles techniques. Ils sont considérés comme des composites. En effet ils sont composés d'au moins deux composants qui sont intimement liés. Les composites traditionnels possèdent une matrice résineuse renforcée par des charges minérales. Pour les hybrides il s'agit d'une matrice minérale infiltrée par de la résine. Les deux phases sont liées par un silane. Actuellement sur le marché le seul composite hybride commercialisé est l'Enamic® de Vita. Il s'agit d'un Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network. Il présente des propriétés mécaniques intéressantes entre l'élasticité du composite et la résistance de la céramique (par exemple son module d'élasticité est de 30 GPa). La matrice résineuse bloque les fissures et en fait un matériau particulièrement indiqué pour la réalisation d'overlays postérieures, et en cas de bruxisme. Son comportement à l'abrasion est proche de celui de l'émail, donc l'Enamic® n'exerce pas d'usure excessive des dents antagonistes.

3.2. Les céramiques

Les céramiques sont des matériaux solides inorganiques non métalliques. La nature des liaisons entre les atomes qui forment la céramique est de type ionique ou iono-covalente (fortes liaisons). Les céramiques sont des poudres qui subissent des traitements thermiques à haute température (le frittage) et mis en forme par un procédé d'agglomération ou de pressée.

Les céramiques sont composées de poudre d'oxyde, le plus souvent des oxyde de Silicium SiO_2 , d'alumine Al_2O_3 , alcalins $\text{K}_2\text{O}/\text{Na}_2\text{O}$ et/ou de la zircone ZrO_2 .

Il existe trois grandes familles de céramiques qui sont classifiées en fonction de leur composition chimique : les céramique vitreuses, infiltrées et polycristallines.

3.2.1. Les céramiques vitreuses

Les céramiques vitreuses (une phase vitreuse et une phase cristalline) sont réparties en 4 classes : enrichies en feldspaths, enrichies en leucite, enrichies en disilicate de lithium, enrichie en silicate de lithium et zircon.

Tableau 5 : Propriétés des céramiques vitreuses utilisées en dentisterie

	Email	Dentine	Feldspathique	Leucite	Disilicate de lithium	Silicate de lithium/ Zircon
Module d'Elasticité(GPa)	80	18	57 ±12	51 ±7	95 ± 6	61 ± 6 (Surpinity®)
Résistance flexion(MPa)	180	207	122±18	157±27	360 ±45	237 ± 62 (Suprinity®)
Dureté (VHN)	242	86	684±32	510 ±24 (empressCAD®)	608 ± 14	714 ± 62 (Suprinity®)
Coefficient de dilatation thermique	11x10 ⁻⁶ /C°	8x10 ⁻⁶ /C°	10-15 x 10 ⁻⁶ /C°	16,6 x 10 ⁻⁶ /C°	10,2 x 10 ⁻⁶ /C°	12,3 x 10 ⁻⁶ /C°
Ténacité	1,5	3	1-1,5	3	2,25-2,75	2

Source : Auteur

Les céramiques feldspathiques et enrichies en leucite présentent des propriétés mécaniques plus faibles que celles enrichies en disilicate de lithium et silicate de lithium et zircon. C'est pourquoi elles ne peuvent pas être utilisées pour la restauration de dents postérieures par un overlay.

3.2.2. Les céramiques infiltrée, polycristallines et zircon

Les céramiques infiltrées font parties des céramiques qui sont composées, à l'inverse des céramiques vitreuses, d'une matrice cristalline avec des charges de verres. On y trouve :

- Les céramiques infiltrées à la Spinnelle (oxyde d'alumine et de magnésium).

Elles sont assez translucides et permettent de réaliser des restaurations antérieures et partielles.

- Les céramiques infiltrées à l'Alumine Al₂O₃ (oxyde d'alumine).

Plus résistantes elles sont indiquées pour les restaurations antérieures telles que les couronnes full céramique et peuvent aussi être indiquées pour les restaurations plurales, bridge 3 éléments.

Les céramiques polycristallines sont composées de 100% de cristaux. Elles sont au nombre de deux :

- Alumine
- Zirconium yttrium (95% zirconium-5% yttrium) : elles possèdent un indice de réfraction qui est assez élevé, elles ne peuvent donc être utilisées que sur des dents lumineuses ou fortement saturées (par exemple lorsque le substitut dentinaire est un inlay core, un amalgame...)

Les céramiques infiltrées à l'alumine et zirconium (70% d'alumine-30% zirconium). Leurs indications sont les restaurations unitaires antérieures et postérieures ainsi que plurales bridges 3 éléments.

Tableau 6 : Propriétés des céramiques polycristallines utilisées en dentisterie

	Email	Dentine	Alumine	Zirconium Yttrium
Module d'Elasticité GPa	80	18	290-380	200
Résistance en flexion MPa	180	207	500-600	900-1200
Dureté (VHN)	242	86	1700-2200	1200
Coefficient de dilatation thermique	$11 \times 10^{-6}/C^{\circ}$	$8 \times 10^{-6}/C^{\circ}$	$7,3-8 \times 10^{-6}/C^{\circ}$	$10,5 \times 10^{-6}/C^{\circ}$
Tenacité (MPa/M ^{1/2})	1,5	3	3,5-4	5,9

Source : Auteur

• En termes de biocompatibilité : les céramiques que l'on utilise en dentisterie prothétique sont des matériaux bio-inertes (inertie chimique, thermique et électrique ; absence de corrosion), contrairement aux composites précédemment cités. L'inertie thermique permet d'isoler le complexe pulpo-dentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température qui provoquerait la perte d'étanchéité du joint dento-prothétique. De plus sur une dent qui a des sensibilités préopératoires il est préférable d'opter pour le matériau le plus isolant possible. Le composite possède un coefficient de dilatation thermique 2 à 4 fois plus grand l'email et la dentine. Leur conductivité thermique est faible ($1,02 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), proche de celles de l'email ($0,93 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$) et de la dentine ($0,64 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$)³⁸. La céramique est un matériau très isolant également.

Elles possèdent de très bonnes propriétés anti bactériennes. En effet d'après une étude d'Ababneh ³⁹ sur le matériau de restauration choisi il a été montré que les céramiques ont comme propriété

³⁸ Raskin, « Les résines composites ».

³⁹ Ababneh, Al-Omari, et Alawneh, « The effect of dental restoration type and material on periodontal health. »

d'être très peu rétentive de plaque et provoqueraient une perte d'attache nettement inférieure à celle obtenue sur une dent naturelle sans restauration

- En termes de propriétés mécaniques : contrairement aux métaux, les céramiques sont des matériaux à rupture fragile, c'est-à-dire cassants sans déformation préalable. La résistance à la fracture, soit à la propagation d'une fissure définit la ténacité du matériau et diffère selon leur constitution. La classification par ordre croissant de résistance à la flexion des principaux systèmes céramocéramiques est la suivante : Empress II® (350), In-Ceram Spinell® (350), In-Ceram Alumina® (500), In-Ceram Zirconia® (700), Procera Alumine® (700) et YTZP® (1100)⁴⁰.

- En termes de taux de survie : une étude de S. Morimoto *et al.* a fait une méta-analyse sur le taux de survie des overlays en céramique sur une période allant de 1983 à 2015. Elle inclut 1389 articles. Il ressort de cette étude que le taux de survie de ce genre de restauration en céramique -que ce soit une céramique feldspathique ou une vitrocéramique- est de 92-95% à 5 ans pour 5 811 restaurations, 91% à 10 ans pour 2 154 restaurations. Les principales raisons d'échecs sont le chipping/fracture de la céramique (4%), les complications endodontiques (3%), les caries secondaires (1%) et enfin les colorations aux marges affectant l'esthétique de la restauration. Les restaurations en céramiques montrent donc de hauts taux de survie à 5 et 10 ans.

Ces différences mécaniques ont des implications cliniques, et orientent les indications des matériaux. Le choix de la céramique dentaire s'appuie donc sur des impératifs mécaniques, mais aussi sur l'analyse des exigences esthétiques.

- En termes de propriétés esthétiques : l'apparence naturelle des restaurations céramo-céramiques est un avantage par rapport aux inconvénients esthétiques et électrochimiques des matériaux métalliques. Une infrastructure translucide est un avantage lorsque les dents-piliers sont pulpées ou sans dyschromies, afin de permettre une bonne diffusion de la lumière dans la dent et les tissus parodontaux marginaux. Au contraire, un pilier avec une dyschromie (dyschromie radiculaire, faux moignon métallique) nécessite une infrastructure plus opaque afin de supprimer toute influence défavorable sur l'apparence naturelle⁴¹.

3.2.3. La zirconie

3.2.3.1 Historique

L'utilisation de l'alumine et de la zirconie a été proposée en 1989 par le Dr Sadoun, dans le cadre des céramiques infiltrées In Ceram ⁴². Les années 2000 ont marqué le début de l'essor de la zirconie pour

⁴⁰ Saint-Pierre et al., « Prothèses dentaires : indications de la céramique ».

⁴¹ Saint-Pierre et al.

⁴² Courcier, « Intérêts et limites de la zirconie en prothèse fixée ».

réaliser des restaurations dentaires. En effet, il a fallu attendre que les procédés CFAO soient matures : la zircone est difficilement usinée après frittage, on l'usine donc généralement sous forme pré-frittée, or le frittage entraîne une rétraction volumique de l'ordre de 30%. La CFAO permet de sur-dimensionner la pièce usinée, qui prendra ses dimensions finales lors du frittage final.

3.2.3.2 Biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à rester stable dans le temps, quel que soit le milieu dans lequel il se trouve. Ainsi, la zircone présente une absence d'interaction avec des tissus mous, dentaires et prothétiques environnants. Elle est donc biocompatible car chimiquement inerte. Elle est non toxique et non cancérigène.

3.2.3.3 Propriétés de la zircone

Comme le montre le tableau 6, les propriétés mécaniques de la zircone sont les plus élevées de toutes les céramiques dentaires. Pour la réalisation d'overlays, sa résistance mécanique et sa ténacité sont très élevées, ce qui est favorable⁴³.

- En termes biomécaniques : le module d'élasticité de la zircone (200GPa) est beaucoup plus élevé que celui des tissus dentaires. Ceci est a priori défavorable pour le joint collé, du fait des contraintes qui vont s'exercer de façon différentielle entre les tissus dentaires et l'overlay. Si la dent support est fragilisée (par exemple par une fêlure atteignant la dentine), on peut s'attendre à ce que les contraintes mécaniques soient plus transmises aux tissus dentaires comparé à un matériau de module plus faible.

- En termes physiques : le coefficient de dilatation thermique est intermédiaire entre celui de l'émail et de la dentine, ce qui est donc favorable. Comme toutes les céramiques, la conductivité thermique est faible et un overlay en zircone isolera donc les tissus sous jacents des variations de température.

- En termes tribologiques, paradoxalement car sa dureté est très élevée, un overlay en zircone ne s'use pas et n'use quasiment pas la dent antagoniste : l'usure de la dent antagoniste est inférieure à celle entraînée par l'émail naturel⁴⁴. Notons que le polissage doit être particulièrement minutieux pour que ces propriétés s'appliquent.

- En termes de propriétés optiques : son indice de réfraction est élevé et la zircone est donc opaque (même si les fabricants tentent de produire des zircons « translucides »), en conséquence, la full zircone peut être utilisée dans les secteurs peu visibles et la zircone doit être émaillée dans les

⁴³ Vita shade, « Vita inCeram® YZ : working instruction ».

⁴⁴ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials : two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ».

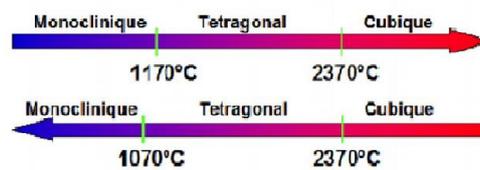
secteurs plus visibles (par exemple au niveau des prémolaires maxillaires). Cette opacité peut être intéressante dans les cas où la dent support est dyschromiée ou comporte des éléments métalliques d'ancrage ou de restauration.

3.2.3.4 Structure de la zirconite

La zirconite (ZrO_2) cristallise dans trois types de configuration en fonction de la température : monoclinique (M), cubique (C) ou tétragonale (T), chacune ayant des propriétés différentes.

À température ambiante la zirconite possède une structure de type monoclinique. Elle présente une structure cristalline composée de tétraèdres parallélépipédiques. Elle est stable mais n'a pas de propriétés mécaniques intéressantes. Des transformations allotropiques de l'état solide se produisent sous l'effet de fortes variations de température⁴⁵.

Figure 15 : transformation allotropique des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement



Source : Dejou, « Les céramiques », 2009

Une élévation de température provoque une transformation de la structure monoclinique à la structure tétragonale à 1170°C alors qu'au moment du refroidissement le passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique se produit environ à 1070°C soit 100°C au-dessous de cette température (Figure 15)

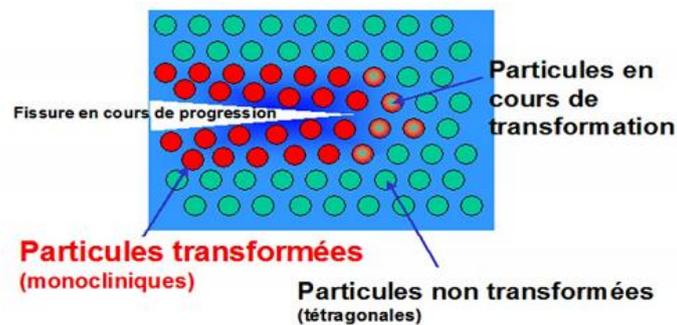
La phase tétragonale : de 1170°C à 2370°C la zirconite est dans une phase métastable, donc instable. Cette phase est la plus intéressante mécaniquement. On peut figer cette configuration cristalline tétragonale à température ambiante en y ajoutant un faible pourcentage (4%) d'oxyde (Y_2O_3 , MgO , CaO). L'oxyde d'yttrium est le plus couramment utilisé pour les prothèses en dentaire. On parle alors d'Y-TZP, soit zirconite partiellement stabilisée à l'yttrium.

La zirconite partiellement stabilisée en configuration tétragonale présente des propriétés mécaniques très intéressantes en clinique. En effet, lorsqu'une fissure progresse, la contrainte exercée en tête de fissure est très élevée, ce qui entraîne la transformation allotropique de la zirconite tétragonale vers une configuration monoclinique. Cette transformation est associée à une expansion volumétrique de

⁴⁵ Dejou, « Les céramiques ».

4% des cristaux concernés, ce qui permet de « cicatriser » la fissure et de retarder sa propagation. Ceci explique en partie la ténacité élevée de la zircone Y-TZP (Dejou, « Les céramiques, 2009).

Figure 16 : Schéma représentant le mécanisme de cicatrisation des fissures de la zircone stabilisée à l'yttrium.



Source : Dejou, « Les céramiques », 2009

La zircone est un matériau de plus en plus utilisé en dentisterie, particulièrement pour ses propriétés mécaniques et tribologiques. Ses propriétés mécaniques intéressantes en font un matériau éligible pour la restauration de dents postérieures par des overlays.

3.3. Comparaison des matériaux

Le rôle du praticien clinicien est de prendre une décision concernant le choix du matériau qu'il va utiliser pour faire sa restauration prothétique. Le choix se fait entre le composite et la céramique.

Pour faire un choix il faut avoir en tête un certain nombre de paramètres qui seront détaillés dans la troisième partie. Ici nous allons comparer les matériaux par leurs propriétés mécaniques et biologiques.

Tableau 7 : Comparaison des propriétés des matériaux disponibles pour la réalisation d'un overlay chez l'adulte.

	<u>Email</u>	<u>Dentine</u>	<u>Composites de laboratoire</u>	<u>Composites usinables</u>	<u>Céramiques vitreuses</u>			<u>Céramiques polycristallines.</u>	
					<u>feldspathiques</u>	<u>Leucite</u>	<u>Disilicate de lithium</u>	<u>Alumine use</u>	<u>Zircone Yttrium</u>
<u>Module d'élasticité GPa</u>	80	18	7,5	12	57±12	51 ± 7	95 ±6	290 ±380	200
<u>Résistance à la flexion MPa</u>	180	207	130	220	122 ±18	157 ±27	360 ±45	500-600	900-1200
<u>Dureté HVN</u>	242	86	140	216	684 ±34	590 ±24	608±14	1700-2200	1200
<u>Ténacité MPa√m</u>	1,5	3		2	1,5-2,5	3	2,25-2,75	3,5-4	5,9

Source : Auteur

En termes de **propriété mécaniques** : comme le montre le tableau ci-dessus, la zircone présente les meilleures propriétés mécaniques. Sa résistance à la flexion et sa ténacité sont élevées ce qui est favorable dans les secteurs postérieurs. Les céramiques vitreuses au disilicate de lithium ont de bonnes propriétés mécaniques et aptitude au collage excellente. Elles sont le matériau de choix pour la restauration par overlays en secteur postérieur. Elles présentent une résistance à la fracture plus élevé que les céramiques infiltrées à la leucite⁴⁶, même si les deux sont très souvent utilisées particulièrement lors de la réalisation de Veneerlay et de Tabletops pour les dents usées et érodées.

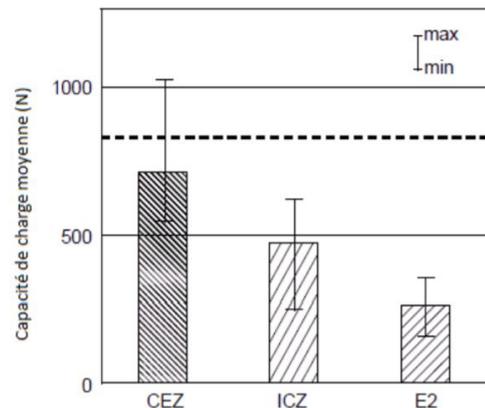
Les céramiques dentaires sont plus résistantes en compression qu'en flexion ou traction. Cependant elles ne possèdent pas toutes les mêmes propriétés vis-à-vis des tests de compression. LÜTHY

⁴⁶ Clausen, Abou Tara, et Kern, « Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations : influence of ceramic material and preparation design ».

compare dans une étude, différents types de céramiques pour les restaurations postérieurs. Après leur mise en charge et obtient les résultats suivants⁴⁷ :

- restaurations en céramiques renforcées en disilicate de lithium: 282 N
- restaurations en céramique Alumineuse:518N
- restaurations en Zircon: 755

Figure 17 : Histogramme représentant la capacité de charge moyenne de 3 différentes céramiques



: capacité de charge moyenne de différentes céramiques (LUTHY et coll., 2005)

Source : Lüthy et coll, « Strength and reliability of four –unit all ceramic posterior bridges », 2005

Ainsi les céramiques qui résistent le mieux aux forces de compression pour des restaurations postérieures sont les céramiques contenant de la zircon.

Nous sommes particulièrement vigilants aux forces de mastication exercées sur les secteurs molaires, atteignant parfois jusqu'à 800 N. D'après Larsson *et al.* les restaurations postérieures en zircon peuvent résister à des forces de mastication et de compressions excessives pouvant atteindre 1000 N⁴⁸.

On notera également que Filser *et al.* ⁴⁹ donnent des valeurs de résistance en compression supérieures à 1200 N pour les mêmes caractéristiques.

Les céramiques sont plus indiquées lors de grande perte de substance afin de retrouver 100 % de la résistance initiale de la dent comparées aux composites qui ne permettent que le retour partiel de la résistance initiale⁵⁰.

⁴⁷ Lüthy et al., « Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges ».

⁴⁸ Larsson et al., « Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter : an in-vitro study ».

⁴⁹ Filser et al., « Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM) ».

⁵⁰ Magne et Belser, « Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. »

En termes de propriétés **biomécaniques** : le disilicate de lithium présente un module d'élasticité avoisinant celui de l'émail (cf tableau 7). Il est particulièrement intéressant de l'utiliser lorsque les préparations dentaires sont dominées par la présence d'émail. Le module d'élasticité de la zircone est beaucoup plus élevé que celui des tissus dentaires et autres matériaux. Si les dents supports sont fragilisées ou les contraintes excessives (bruxisme) la transmissions des forces à la dent est d'autant plus important que le module d'élasticité est élevé. Le choix d'un matériau composite est alors recommandé. Les composites microchargés ont un module d'élasticité plus faible que les composites hybrides – microhybrides limitant leur utilisation pour les overlays sur les molaires.

Concernant la dureté des matériaux il faut savoir que plus celle-ci est élevée moins le matériau sera soumis à l'usure par l'antagoniste. La zircone est la céramique qui a la dureté la plus élevée. Les composites ont des valeurs plus faibles que celle des tissus dentaires. Leur résistance à l'usure est plus faible et n'est pas toujours compatible avec la réalisation d'overlays en secteur molaire.

Il semblerait d'après les études de Belli, que les céramiques à base de zircone et de disilicate de lithium ont une résistance à la dégradation par fatigue élevé et donc un taux de survie très important en bouche comparés aux composites et aux autres céramiques⁵¹.

En termes d'**adhésion** : les céramiques vitreuses sont les céramiques qui présentent le meilleur potentiel de collage du fait de la présence dans leur composition de charge et d'une matrice vitreuse. Les composites de restauration usinés au laboratoire ont des capacités de collage très intéressantes et un taux de conversion élevé (95%) compatible avec la pérennité de la restauration sur le long terme.

En termes de **propriétés optiques** : la céramique feldspathique présente les meilleures propriétés optiques. Elle est d'ailleurs utilisée très fréquemment en céramique d'émaillage. L'indice de réfraction de la zircone (2,75) est élevé ce qui en fait une céramique assez opaque non utilisable sur dent antérieure en cas de support dentaire déjà lumineux. Le disilicate de lithium (1,55) présente lui un indice de réfraction identique à celui de l'émail (1,5) ce qui en fait le matériau de choix pour les overlays situés sur les dents visibles lors du sourire⁵².

En termes de **résistance à l'usure et de vieillissement** : l'usure représente le point faible des matériaux de restauration. Plusieurs processus peuvent expliquer l'usure en bouche :

- le pouvoir abrasif des aliments et des compléments d'hygiène (dentifrices par exemple)
- la composition des liquides buccaux (salives, sodas...)
- forces masticatoires

⁵¹ Belli et al., « Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations »; Belli et al., « Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations ».

⁵² Fron Chabouis, « Les céramiques 1 »; Fron Chabouis, « Les céramiques 2 ».

- para fonction (par exemple le bruxisme).

Différents modes d'usures interviennent également. On retrouve les usures abrasives (directes à deux corps), attritives (indirectes à trois corps), érosives, corrosives, adhésives et par fatigues (contraintes thermo-mécaniques)

L'usure et la dégradation des composites fait intervenir plusieurs facteurs⁵³ :

- les micro-fractures : elles sont dues à la différence de module d'élasticité de la matrice par rapport aux charges.

- hydrolyse du silane : infiltration d'eau et rupture des liaisons entre matrice et charges par les liquides biologiques (salive) et par l'eau.

On peut distinguer 3 zones majeures d'usures :

1. CFOA Contact Free Occlusal Area : zones sans contact pendant la mastication, faisant intervenir d'autres facteurs, comme par exemple le dentifrice, les aliments, les boissons⁵⁴

2. FOCA Functional Occlusal Contact Area : zones de contacts pendant la mastication. Il s'agit des contacts exercés lors de la diduction et de la propulsion.

D'après Mörmann *et al.*, la céramique à base de zircon ne s'use pas. Elle use donc moins la dent antagoniste que l'email et 2 fois moins que la céramique à base de disilicate de lithium⁵⁵. Néanmoins les céramiques à base de disilicate de lithium et celles infiltrées à la leucite usent plus l'antagoniste comparées à l'email.

3. PCA Proximal Contact Area : usure du point de contact, et migration mésiale physiologique. La zircon ne s'use pas ce qui permet de garder un point de contact stable dans le temps malgré la migration mésiale. Lorsque la dent adjacente/antagoniste à la dent restaurée présente une restauration il est judicieux d'harmoniser les matériaux afin d'avoir le même profil et une vitesse d'usure équivalente.

D'après l'American Dental Association, l'usure annuelle acceptable est de 40µm pour un composite. Celle au niveau de l'email des molaires est de 50µm et des prémolaires 30µm.

⁵³ Raskin, « Les résines composites ».

⁵⁴ Koizumi *et al.*, « Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion ».

⁵⁵ Mörmann *et al.*, « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials : two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ».

4 : Conséquences cliniques

Depuis maintenant quelques années, nous avons un changement profond et une cassure qui s'opèrent entre la dentisterie traditionnelle et la dentisterie moderne, possibles grâce à de nombreux progrès techniques et technologiques récents. Ces évolutions concernent aussi les patients, qui peuvent s'informer facilement au sujet des différents matériaux (via internet, les réseaux sociaux et les forums) et veulent participer aux choix et être acteurs leur traitement. De ce fait, de plus en plus de patients demandent des traitements mini invasifs.

Nous parlerons ici de différentes problématiques concernant les overlays et qui peuvent avoir une influence sur le choix du matériau : indications cliniques, formes de préparation et assemblage.

4.1. Choix du matériau pour l'overlay

4.1.1. Les composites et céramiques disponibles pour la réalisation d'overlay

4.1.1.1. Les céramiques indiquées dans la réalisation d'overlay

Précédemment, les différentes classes de céramiques ont été abordées. Les céramiques les plus utilisées pour ce type de restauration sont les céramiques vitreuses, car ces dernières présentent la meilleure aptitude au collage et d'excellentes propriétés optiques. On peut distinguer au sein des céramiques vitreuses deux sous familles : les céramiques d'émaillage et les vitrocéramiques.

Les premières présentent peu de cristaux et un taux de porosité et défauts élevé du fait de leur montage artisanal. Elles ne peuvent donc pas être utilisées pour réaliser overlays⁵⁶.

Les vitrocéramiques actuelles sont usinées par CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) à partir d'un bloc, ou par pressée à partir d'un lingotin. Il existe moins de défauts (pores, inclusions...) au sein des blocs usinés fabriqués industriellement que dans les overlays pressés⁵⁷.

Néanmoins l'usinage des blocs peut présenter des inconvénients : il semblerait que cela entraîne des défauts à la surface du matériau et une fracture des bords fins⁵⁸. La cuisson de maquillage pourrait permettre de rattraper les propriétés mécaniques initiales.

⁵⁶ Kelly, « Dental ceramics : current thinking and trends ».

⁵⁷ Denry et Holloway, « Ceramics for dental applications : a review ».

⁵⁸ Denry, « How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations ? »

Comment choisir la bonne céramique ?

- Sur le plan biologique, toutes les céramiques ont une très bonne biocompatibilité vis-à-vis du parodonte et des tissus buccaux environnants (Ababneh et Al 2011).
- Sur le plan mécanique, il faut choisir en fonction du type de dent traitée et de l'importance de la contrainte que va recevoir la restauration partielle. Plus la contrainte sur l'overlay est élevée, plus il est préférable de s'orienter vers des céramiques chargées en cristaux. Il est préférable pour cela de mettre en place un overlay en céramique monolithique.

D'après Lopez-Suarez les pièces monolithique en zircone présentent nettement moins de chipping que celles émaillée. Les céramiques à base de disilicate de lithium monolithique ont une résistance à la fracture, à la fatigue plus élevé que les céramiques émaillées⁶⁰.

- Sur le plan esthétique, les propriétés optiques sont optimales pour un overlay en céramiques vitreuse. Un overlay monolithique pressé à partir d'un lingotin dégradé ou usiné dans un bloc dégradé permet, associé à un maquillage, d'obtenir un excellent résultat. Enfin, un overlay usiné dans un bloc monochromatique ou pressé dans un lingotin monochromatique, puis maquillé, permet un résultat acceptable, mais les maquillants s'usent dans le temps.

4.1.1.2. Les composites indiqués dans la réalisation d'overlay

Plusieurs catégories de composites existent, ils ont été décrits dans le chapitre précédent. Il est rapporté que les principales causes d'échecs lors de restaurations partielles collées en composite sont : la reprise carieuse, la fracture de la pièce prothétique ou du substrat dentaire ainsi que leur vieillissement à long terme⁶¹.

De plus, leur biocompatibilité est remise en question. En effet lorsque la polymérisation du composite n'est pas complète les monomères résiduels (par exemple le Bis-GMA (Bisphénol Glycidyl-MéthAcrylate)), potentiellement toxiques même à faible dose (Low Dose Effect) sont relargués vers le milieu buccal. Cependant il semblerait que ce relargage de monomères ne s'effectue que dans certaines conditions de températures élevées non atteintes en bouche⁶².

⁶⁰ Zhao et al., « Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns »; Lopez-Suarez et al., « Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses »; Zhang et al., « A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics ».

⁶¹ Fron Chabouis, Smail Faugeron, et Attal, « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays : a systematic review ».

⁶² Goldberg, Dimitrova-Nakov, et Schmalz, « BPA from dental resin material : where are we going with restorative and preventive dental biomaterials ? »

Quel composite choisir pour les overlays ?

- Sur le plan biocompatibilité : Les composites à base de TEGDMA sont également toxiques. L'UDMA semblerait être moins risqué. (60) Les blocs de composites usinés (Lava Ultimate, Cerasmart GC...) ou de laboratoire (Adoro Ivoclar, Bellglasse ...) sont particulièrement indiqués car ils ont des degrés de conversion et un taux de polymérisation plus élevé.
- Sur le plan mécanique : plus l'overlay est soumis à des contraintes (grande perte de substance, molaires mandibulaires, para fonctions...) plus il est intéressant d'utiliser un composite avec des propriétés mécaniques et physiques résistance à la compression, à la flexion, dureté et ténacité élevé. Les blocs de composites usinés sont une bonne alternative encore une fois.
- Sur le plan esthétique : La majorité des blocs (et disques) de composite commercialisés à l'heure actuelle sont monochromatiques (sauf l'Enamic multicolor et l'Ambarino high class). Les overlays sont donc caractérisés uniquement à l'aide de maquillants composites fluides, éliminés rapidement par usure. Les composites de laboratoire, stratifiés, sont plus esthétiques (sans atteindre les résultats possibles avec une céramique vitreuse émaillée).

4.1.2. Les critères cliniques de choix du matériau

A notre connaissance, il n'existe à ce jour aucun essai clinique randomisé ayant comparé le taux de survie et l'efficacité des overlays en céramique et en composite.

Devant l'absence de données cliniques indiscutables, seuls les éléments in vitro permettent de prendre une décision.

- Facteurs biologiques :
 - Comparée au composite, la céramique reste le matériau le plus biocompatible vis-à-vis des tissus buccaux.
 - En cas d'allergie aux monomères résineux, la céramique peut être envisagée.
 - Lorsque le patient est soucieux de la toxicité des matériaux dentaires (amalgame, relargage de monomère par les composites), la céramique sera un matériau de choix.
 - En cas de diagnostic pulpaire incertain, il est préférable de s'orienter vers le composite. Si la bio-pulpectomie est nécessaire il est plus simple de fraiser du composite que de la céramique

- Pour les dents traitées endodontiquement le choix s'oriente vers le composite. Deux études de Magne et Knezevic, au faible niveau de preuves indiquent que la résistance en fatigue des overlays en composite est supérieur et induit moins de fracture que ceux en céramiques⁶³.
- Lorsque les limites sont juxta-gingivales ou légèrement sous – gingivales, il est préférable d'utiliser un matériau lisse s'opposant à l'accumulation de plaque à sa surface. La céramique est indiquée.

- Facteurs fonctionnels :

- Nature du substrat dentaire

Il faut étudier cliniquement le différentiel de module d'élasticité entre le matériau de restauration et le substrat dentaire. Celui-ci induit des contraintes au sein du matériau et de la colle⁶⁴. Le module d'élasticité de l'émail étant aux alentours de 80 GPa, la vitro céramique est plus favorable dans les cas où le collage se fait sur l'émail. En effet ces deux derniers vont se déformer identiquement face à une contrainte. Si le collage a lieu sur une cavité principalement dentinaire, le composite ayant un module d'élasticité plus proche de celui de la dentine (20 GPa) est plus favorable.

- Epaisseur de la restauration

Si la restauration est fine en épaisseur la céramique est favorable en cas de collage sur l'émail (par exemple la zircone peut avoir une épaisseur minimal de 0,7 mm). Au contraire une restauration céramique trop fine collée sur la dentine, présentant un module d'élasticité trop faible, risque d'engendrer des contraintes trop excessives et de casser. Il est alors préférable de réaliser des restaurations en composite de fine épaisseur pour coller sur de la dentine⁶⁵.

- Facteurs mécaniques :

- Nature de la restauration de la dent antagoniste

Il serait préférable de choisir un matériau similaire pour deux restaurations antagonistes pour que l'usure soit similaire. Le cas échéant, le matériau le plus sensible à l'usure s'usera plus vite et la dent sera soumise à une égression compensatrice pour maintenir un contact avec la dent antagoniste. Lorsque le choix se tourne vers la stabilisation de l'occlusion (remontée de dimension verticale), ou la réalisation d'un point de contact stable dans le temps il est préférable de choisir de la céramique.

⁶³ Magne et Knezevic, « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars »; Magne et Knezevic, « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ».

⁶⁴ Kelly, « Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations ».

⁶⁵ Guess et al., « Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations ».

- Dent dépulée :

Le traitement endodontique semblerait influencer le comportement mécanique des molaires et prémolaires mandibulaires. En effet la forme et le volume de la cavité d'accès augmenteraient les contraintes au niveau dentinaire et la flexion cuspidienne. Le risque de fracture au-delà de la limite email-cément est important, notamment lorsque les parois résiduelles sont hautes et fines. D'après Magne et Col, il semblerait qu'un overlay en composite soit plus adapté pour restaurer une dent dépulée afin de limiter le stress interne⁶⁶.

- Parafonctions

Si le patient est atteint de bruxisme il est préférable de choisir du composite car la céramique casserait davantage. Parallèlement le bruxisme doit être traité par la mise en place de gouttière et changement des habitudes de vie nocives. De nouveaux matériaux sont proposés, comme les PICN (« Polymère infiltrated Ceramic Network ») pour lutter contre les pressions occlusales excessives.

- Réparation

Une restauration en composite permettra une réparation plus aisée que de la céramique. En effet le composite est plus facile à modifier une fois en bouche, par l'ajout de composite en technique directe.

- Mise en forme au laboratoire

Lors de réalisation de restauration de fines épaisseurs en céramique, l'usinage peut entraîner des fractures, il est conseillé de demander au prothésiste un overlay pressé. Au contraire le composite supporte très bien l'usinage, même pour de faibles épaisseurs⁶⁷.

⁶⁶ Magne, « Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars »; Jiang et al., « Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis »; Rocca et Krejci, « Bonded indirect restorations for posterior teeth : from cavity preparation to provisionalization »; Magne et Knezevic, « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars »; Rocca, « Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth : from direct composite to endocrowns ».

⁶⁷ Quinn, Giuseppetti, et Hoffman, « Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials : part 2 : Phenomenological model and the effect of indenter type ».

Tableau 9 : proposition d’outil d’aide à la décision dans le choix du matériau pour la réalisation d’un overlay chez l’adulte.

	Composite	Enamic	Vitreuse monolithique	Vitreuse émaillée	Zircone monolithique	Zircone émaillée/pressée
Antagoniste émail	-	+	+	+	+++	+
Antagoniste dentine	+++	+	-	-	+	-
Antagoniste céramique composite	-	+	+	+	++	+
	++	+	-	-	+	-
Substrat amélaire	--	-	+	+	++	+
Substrat dentinaire	++	+++	+	+	-	-
Diagnostic pulpaire/ traitement endo ou pronostic incertain	++++	+	-	-	--	-
Limites localement sous gingivales	--	-	+	+	+	+
Dent félee	-	-	+	+	++	++
Allergie/patient soucieux de la toxicité	--	-	+	+	+	+
Para - fonction (bruxisme)	+	-	++	+	+++	++
Esthétique	-	-	++++	++	+	++

Source : Auteur

4.2. Les formes de préparations des dents postérieures en fonction du matériau choisi

4.2.1. Les impératifs de préparation des dents postérieures

4.2.1.1. Les impératifs mécaniques

Le pronostic de la dent à restituer ne peut être donné que lorsque l'on a décidé des structures qui sont conservables. En effet il convient d'évaluer la résistance mécanique de la dent. Cette dernière est en corrélation directe avec la quantité d'émail résiduel au niveau cervical, le nombre de parois restantes, le rapport hauteur/épaisseur des parois, le support parodontal de la dent, la présence de fêlure – fracture amélo-dentinaire.

Une étude de Krifka S, Stangl M et coll⁶⁸ démontrent que la réduction et le recouvrement des parois et cuspidales fines, hautes et non fonctionnelles, comme dans le cas des overlays, permet de diminuer significativement le microleakage marginal (infiltration) et la présence de craquelure d'émail en cervical.

D'après S Krifka *et al.*, les cuspidales ayant une épaisseur inférieure à **1.00 mm** doivent être recouvertes pour éviter la fracture.

Cette décision n'est pas systématique et doit être évaluée en fonction de facteurs cliniques. La conservation des poutres de résistance de la dent, pont d'émail, crêtes marginales, plafond pulpaire s'oppose à la flexion cuspidienne (Magne et Belser 2003).

La pérennité du collage est assurée par une importante quantité d'émail en cervical, qui permet de transmettre les forces de compression horizontalement au niveau de la jonction amélo dentinaire. Les préparations pour overlay qui n'assurent aucune rétention (Butt Margin) ont de très bon pronostic, pourvu que le cercle d'émail périphérique en cervical soit conservé⁶⁹.

En fonction du matériau choisi, les profondeurs de préparation pourront varier, comme le montre le tableau 10. Ces épaisseurs sont données par les fabricants.

⁶⁸ Krifka et al., « Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro ».

⁶⁹ Milicich et Rainey, « Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry ».

Tableau 10: épaisseurs minimales de préparation en fonction du matériau

	Composite	Enamic	E.max	Suprinity	Zircone
épaisseur minimale (mm)	1,5	1,00	0,8	1,3	0,7
Epaisseur occlusale (mm)	1,00	0,8	1,5	1,3	0,5

Source : Auteur

4.2.1.2. Les impératifs esthétiques

L'enjeu esthétique est important pour les dents visibles lors du sourire. Ainsi les préparations pour overlays doivent tenir compte de cette composante. Il convient alors de se poser la question suivant : où placer et quelle forme donner à la limite cervicale ?

- Situation de la limite cervicale :

Le praticien a trois options pour le positionnement de la limite cervicale :

- Il est possible de placer la limite cervicale 2 mm en dessous du sommet de la cuspide. Le rendu esthétique est très compliqué à obtenir en raison de la forte présence de l'émail dans ce secteur, la teinte étant difficile à reproduire en composite ou céramique. Il faut choisir un matériau ayant une translucidité adaptée. Mécaniquement cela ne pose pas de problème. Notre choix se tournera vers une céramique vitreuse (par exemple l'e.max ou Celtra/Suprinity).

Figure 19 : Préparation d'un overlay avec une limite placée 2 mm en dessous de la cuspide vestibulaire.



Source : Dr Polesel, « Restoration of the endodontically treated posterior tooth », 2015

- Il est possible de recouvrir la totalité de la face vestibulaire en plaçant une limite en juxta gingivale. La logique est celle de la facette, on parle alors de « Veneerlay ». Le rendu esthétique est excellent, la mise en place technique un peu plus compliquée (axe

d'insertion). Les céramiques vitreuses à base de disilicate de lithium sont indiquées. Les composites ne pouvant atteindre des épaisseurs très fine en vestibulaires sont déconseillées.

Figure 20 : Préparation d'un veneerlay avec une limite placée en juxta- gingivale sur la face vestibulaire seulement.



Source : Dr Belograd, 2016

- Il est également possible de placer la limite cervicale dans le tiers cervical supérieur. Biomécaniquement c'est la limite idéale. En effet, cette zone permet un important ferrule effect amélaire. De plus cet émail est garant d'un collage efficace et durable à long terme. Le résultat esthétique est très correct.

Figure 21 : Préparation d'un overlay avec une limite placée dans le tiers cervical supérieur



Source : Dr Thomas, 2015

- La forme de la limite cervicale :

Très souvent une limite en congé quart d'ellipse ou épaulement à angle interne arrondi est réalisée. Il est aussi possible de par l'utilisation de nouvelles céramiques telles que le disilicate de lithium ou de composite micro/nano-hybride, de réaliser une finition biseauté entre 35° et 45°. Cette dernière forme de limite est plus conservatrice d'émail, mécaniquement résistante et cliniquement facile à mettre en place. Il n'y a pas de différence significative entre une limite plane (butt margin) et un biseau en termes de résistance à la fracture lorsque celles-ci sont placées dans l'émail⁷⁰.

⁷⁰ Clausen, Abou Tara, et Kern, « Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations : influence of ceramic material and preparation design ».

Cependant certains auteurs comme Abu Hassan ou encore Dejak montrent que les contraintes sur la dent sont moindres lorsque les sommets cuspidiens sont arrondis. Selon eux, les limites en Congé (chamfer) sont préférées par rapport aux limites strictes horizontales (butt margin), épaulement à angle interne arrondie (shoulder), ou en biseau (bevel) pour dissiper les contraintes et diminuer le stress inter-facial entre l'overlay et la dent⁷¹. Il s'agit d'une réflexion pour les overlays en céramiques.

- Le positionnement de la limite en proximal

Pour obtenir une bonne empreinte (avec un profil d'émergence facilement lisible), il est préférable de supprimer le point de contact et d'obtenir – idéalement – un espacement de 2 mm maximum entre 2 dents contiguës. Un surplomb proximal de plus de 1 mm pourra entraîner une fracture proximale de l'overlay, notamment en vitro-céramique. Un surplomb important serait favorable à la zircone qui a un comportement mécanique plus résistant ou au composite.

Toutefois, ceci est souvent à mettre en balance avec la préservation tissulaire, notamment celle de la crête marginale. Rappelons que la perte d'une crête marginale entraîne une réduction de 46 % de la résistance de la dent.

4.2.1.3. Les impératifs liés aux substrats dentinaires en place

En fonction de la nature du substrat sur laquelle est collée la prothèse, il faut adapter son épaisseur. Lorsque le substrat est de la dentine, du composite, un ciment verre ionomère (biomécaniquement non adapté) il est recommandé d'augmenter l'épaisseur. Une faible épaisseur (inférieure à 2mm) de paroi en occlusale signe une grande fragilité du matériau⁷². A contrario, une épaisseur supérieure à 3mm n'est pas significativement source d'amélioration de la résistance à la fracture des restaurations. Une épaisseur de 2 à 3 mm en occlusale est un bon compromis. Elle est synonyme de conservation de la vitalité pulpaire (lorsque les tests sont normaux) et de pénétration contrôlée des photons lumineux lors de la polymérisation. Ces épaisseurs peuvent être modulées lors de la réalisation de l'hybridation dentinaire et de bases en composite. Lorsque le substrat est de l'émail les épaisseurs pourront être plus fines (cf tableau 10).

La **nature des matériaux** va grandement influencer la forme de préparation. Les contraintes de tension sont importantes en surface pour la céramique. Plus la restauration est volumineuse, plus les

⁷¹ Abu-Hassan, Abu-Hammad, et Harrison, « Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation : an FEA study »; Dejak, Mlotkowski, et Romanowicz, « Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion ».

⁷² Guess et al., « Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations ».

tensions au sein du matériau sont basses. Ce qui est favorable pour la pérennité de l'overlay qui travaille essentiellement en compression (Magne et Bleser, 2003).

En revanche pour les composites, le comportement est inversé. Les tensions sont réduites en surface et plus importantes au niveau de l'interface avec le substrat. Le stress transmis aux structures dentaires et la flexion cuspidienne sont plus importants comparés à la céramique. D'après Magne⁷³, sur les dents vivantes, le composite (moins fragile) ne devrait être réservé que pour les petites restaurations partielles collées, alors que pour les overlays à recouvrement total la céramique doit être utilisée. Leur fragilité doit être compensée par une épaisseur minimale de matériau de l'ordre de **1,5 à 2mm**⁷⁴.

Dans un souci de prévention des fractures, les limites de préparation doivent être nettes (pour permettre une bonne lecture de l'empreinte et donc une bonne adaptation marginale de l'overlay) et orthogonales à la surface dentaire, afin d'éviter l'écaillage des bords du matériau (Dejak 2007).

Pour **résumer**, une préparation pour overlay doit respecter les critères suivants :

- La profondeur de préparation doit être de l'ordre de 1,5 à 2mm en occlusal en fonction des matériaux choisis
- Eviter les arrêtes et angles vifs (dissipation des contraintes).
- Les limites peuvent avoir plusieurs formes acceptables : le congé, l'épaulement et les biseaux à 30°.
- Comblers les contres-dépouilles avec un substitut dentinaire mécaniquement compatible avec le substrat dentaire et le matériau de restauration⁷⁵.
- Homogénéiser – autant que possible – les épaisseurs de la restauration en tout point pour éviter la fracture de la pièce prothétique.
- La position de la limite se fera en fonction de la dent traitée. Pour les dents maxillaires visibles lors du sourire, notamment les prémolaires, placer la limite en juxta gingivale, ou au niveau du tiers cervical.

4.3. Assemblage des overlays

Le matériau d'assemblage joue un rôle évident dans la pérennité et le pronostic du complexe pulpo dentinaire ainsi que dans la rétention et l'étanchéité de la restauration. L'adhésion physico-chimique permet à la restauration de s'adapter aux tissus dentaires résiduels. De plus le collage de la

⁷³ Magne, « Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era ? »

⁷⁴ Federlin et al., « Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro ».

⁷⁵ Özcan et Pekkan, « Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex ».

restauration semblerait renforcer la dent, lésée, lui permettant de retrouver un comportement biomécanique proche de celui de la dent naturelle. L'assemblage est une étape cruciale dans la réalisation des overlays.

4.3.1. Les matériaux d'assemblage

4.3.1.1. Les colles auto-adhésives

Ce sont des matériaux composés d'une matrice résineuse et de charges de verre. Elles possèdent des propriétés auto adhésives sur les tissus dentaires et surfaces prothétiques. Leur mise en place est simplifiée. Il suffit de les appliquer sur les surfaces dentaires et prothétique propres. Aucun traitement de surface préalable n'est nécessaire.

Cependant sur l'émail, afin d'augmenter les valeurs d'adhérence et d'étanchéité, il est recommandé de réaliser un mordantage à l'acide phosphorique pendant 30 secondes⁷⁶.

Sur la dentine, l'adhérence est comparable à celle des colles composites, et supérieure à celle des Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine⁷⁷.

Ils ne sont pas conseillés pour le collage des overlays en raison de leur faible ténacité et propriétés rhéologiques non adaptées.

4.3.1.2. Les colles conventionnelles

Elles sont comparables aux composites, tout en étant plus fluides. Souvent sans potentiel d'adhésion aux surfaces dentaire et prothétique, elles nécessitent la mise en place d'adhésif sur les surfaces dentaires et d'un primer sur la surface prothétique. Elles sont duales, photo et chémo-polymérisable, et impliquent le mélange de deux pâtes. (Exemple : Multilink Automix® Ivoclar Vivadent, Variolink® Ivoclar Vivadent, Nexus 3® Kerr ...). Les colles photo-polymérisables ont l'avantage d'avoir un temps de prise long mais l'inconvénient de ne pas polymériser au-delà de 2 mm d'épaisseur. Elles sont conseillées pour les overlays de fines épaisseurs (par exemple tabletops).

Les colles conventionnelles duales, c'est -à-dire chémo et photo polymérisables sont indiquées pour le collage des overlays.

Elles présentent une faible viscosité ce qui rend l'insertion de la pièce plus facile. La chémo-polymérisation de la colle diminue considérablement le temps de travail.

⁷⁶ De Munck et al., « Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin ».

⁷⁷ Hikita et al., « Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin »; Abo-Hamar et al., « Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel ».

Il existe également des colles avec potentiel d'adhésion qui ont dans leur composition des groupements chimiques leur permettant l'adhésion aux surfaces dentaire et prothétique. C'est le cas du Super-bond[®] avec ses groupements 4-META ou du Panavia[®] et ses groupements phosphates leur conférant un pouvoir adhésif important. Ils nécessitent cependant l'utilisation de système adhésif.

Ces colles composites conventionnelles ont un très bon recul clinique, avec ou sans potentiel adhésif, leurs performances cliniques (adhésive et esthétiques) à court et long terme sont excellentes⁷⁸. Les colles conventionnelles présenteraient d'après Roy, un force d'adhésion supérieure par rapport aux colles auto-adhésives lorsqu'elles assurent le collage de l'e.max sur la dent⁷⁹.

4.3.1.3 Les composites de restauration

Ils ont une viscosité plus élevés que les colles conventionnelles mais en sont très proche au niveau de la composition. L'avantage considérable qu'ils ont est leur mode de polymérisation qui est exclusivement photo. D'après de nombreuses études⁸⁰, l'utilisation de composite de restauration présente plusieurs intérêts cliniques majeurs :

- O Taux de charge élevé augmentant la résistance à l'usure et ralentissant le vieillissement du joint
- O Temps de travail long, voir illimité : le mode de durcissement étant seulement photopolymérisable, l'élimination totale des excès se fait facilement, sans stress de la part du praticien.
- O Une stabilité chromatique du joint correcte à long terme. Il n'existe pas d'amines (initiateur de la photopolymérisation) qui peuvent dégrader le joint et provoquer son jaunissement.

Ils présentent un inconvénient majeur qui est le faible degré de photopolymérisation en profondeur pour des épaisseurs de céramique ou composite importante. Biologiquement cela pose un problème dans la persistance de monomères non polymérisés, libres et donc toxiques.

4.3.2. Le traitement des surfaces

4.3.2.1. L'intrados de l'overlay

⁷⁸ Huth et al., « Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students : results after 4 years »; Thordrup, Isidor, et Hörsted-Bindslev, « A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays : ten-year results ».

⁷⁹ Roy et al., « Comparison of shear bond strengths of conventional resin cement and self-adhesive resin cement bonded to lithium disilicate : an in vitro study ».

⁸⁰ Magne, « Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations »; Grütter et Vailati, « Full-mouth adhesive rehabilitation in case of severe dental erosion, a minimally invasive approach following the 3-step technique »; D'Arcangelo et al., « Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth »; Rickman, Padipatvuthikul, et Chee, « Clinical applications of preheated hybrid resin composite »; D'Arcangelo et al., « Influence of curing time, overlay material and thickness on three light-curing composites used for luting indirect composite restorations »; Magne et al., « Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length ».

Il est impensable de faire du collage sans passer par la préparation de la surface prothétique. Cette dernière est indispensable pour les colles composites conventionnelles et les composites de restaurations, mais également pour les colles avec potentiel d'adhésion (Super Bond, Panavia F) et colles auto-adhésives. Les valeurs absolues d'adhésion s'en retrouvent alors augmentées.

Le traitement de surface est adapté en fonction de chaque matériau, permettant une liaison chimique et micromécanique via la formation de rugosités.

Le composite

Le traitement micromécanique le plus efficace sur le composite consiste à sabler l'intrados prothétique avec des particules d'oxyde d'alumine à 50 μ m. Le traitement chimique de la surface se fait par l'application à la brosette d'un silane en une fine couche qu'on laisse reposer pendant 2 à 3 minutes (évaporation des solvants et créations de liaisons chimiques). Une source de chaleur peut accélérer le processus.

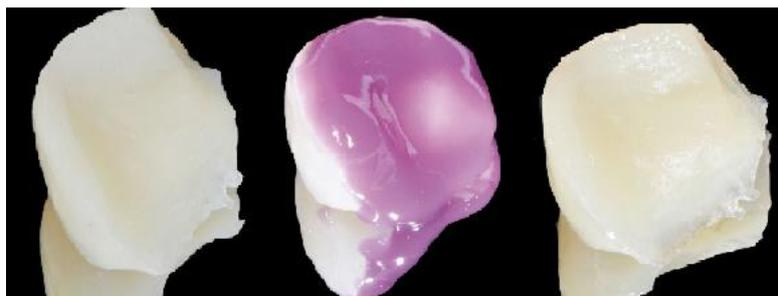
O Sablage à l'oxyde d'alumine. Si le praticien ne possède pas de sableuse, il peut demander au prothésiste d'effectuer le sablage de l'intrados et d'appliquer un silane.

O Dépollution de la surface sablée à l'acide orthophosphorique possible mais moins efficace que le sablage⁸¹.

O Rinçage, séchage, application du silane.

O Chauffage du silane, évaporation des solvants.

Figure 22 : photo d'un onlay en composite après sablage, lors du mordantage à l'acide orthophosphorique et après l'application de silane.



Source : Cheron et Atlan, « Assemblage des restaurations indirectes », 2014

La céramique

La préparation micromécanique des surfaces des céramiques vitreuses se fait par mordantage à l'acide fluorhydrique. C'est le moyen le plus performant pour obtenir des rugosités garantissant de

⁸¹ Kirmali et al., « Resin cement to indirect composite resin bonding: effect of various surface treatments ».

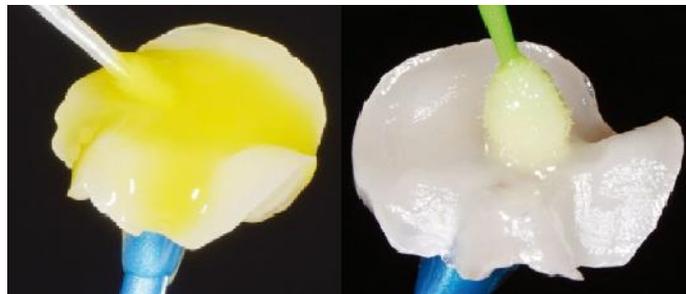
bonnes valeurs d'adhésion(93). Cependant chaque céramique possède un temps de mordantage optimal :

- Disilicate de Lithium (Emax Press – Emax CAD) : 20 secondes
- Céramique enrichie à la leucite (Empress CAD) : 1 minute

Après rinçage, la pièce prothétique est placée dans une cuve à ultrasons à eau distillée pour éliminer les impuretés.

La préparation chimique peut ensuite se faire par l'application d'une couche unique de silane sur toute la surface mordancée. Les recommandations sont les mêmes que pour le composite.

Figure 23 : photo d'un onlay en céramique après mordantage à l'acide fluorhydrique et après l'application du silane.



Source : Cheron et Atlan, « Assemblage des restaurations indirectes », 2014

Le collage de la zircone :

Il semblerait d'après plusieurs études que le meilleur moyen de coller la zircone serait de procéder à sablage léger à basse pression (1,0bar). Il semble que le 10- Methacryl-Decyl-Dihydrogene-Phosphate (MDP) améliorent l'adhésion à la zircone. Plusieurs colles contiennent du MDP (historiquement le Panavia, maintenant aussi le RelyX Ultimate, ou le GCem). Une alternative actuellement proposée consisterait à appliquer un adhésif universel contenant du MDP avant d'appliquer une colle sans potentiel adhésif⁸².

4.3.2.2 Les surfaces dentaires

Bien souvent une phase de temporisation a eu lieu entre l'étape de l'empreinte et celle du collage (sauf CFAO directe). Le premier geste à réaliser est donc de dépolluer la surface dentaire en sablant

⁸² Yang, Barloi, et Kern, « Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin »; Miragaya et al., « Evaluation of self-adhesive resin cement bond strength to yttria-stabilized zirconia ceramic (Y-TZP) using four surface treatments ».

légèrement la préparation avec des particules d'oxyde d'alumine à 27µm. Cela permet d'éliminer les résidus de ciment provisoire ainsi que les contaminations survenues en inter séances.

Le sablage doux et léger ne doit pas éliminer la couche hybride déjà en place.

La deuxième étape consiste en l'application de l'adhésif :

Si l'hybridation dentinaire immédiate a été réalisée :

- l'adhésif ne sera pas polymérisé. En effet la couche hybride a déjà été formée.
- appliquer un adhésif hydrophobe et chargé, l'épaisseur ne posera pas de problème étant donnée qu'il ne sera pas polymérisé. La référence, avec un bon recul clinique et une viscosité importante est l'Optibond FL® (Kerr).

Si l'hybridation dentinaire immédiate n'a pas été réalisée avant l'empreinte :

- Utiliser un adhésif peu chargé. Surveiller son étalement en une fine couche à l'aide d'un spray d'air.
- Polymériser l'adhésif pour éviter la fuite des monomères et des fluides au travers de la couche hybride.

4.3.3 Assemblage final

Le jour de l'assemblage, la pièce prothétique est essayée. D'abord sur le modèle puis sur en bouche. L'essayage sur le modèle permet de vérifier la bonne adaptation des limites marginales, des contacts proximaux, et de l'intégrité de la pièce à savoir l'absence de fêlure, fracture. L'essayage en bouche est une étape importante qui permet de valider les points essentiels suivant :

- Le contact proximal. L'intensité de ce dernier doit être vérifiée avec un fil dentaire. S'il est trop fort, l'insertion de la pièce ne pourra pas se faire jusqu'au bout et le passage du fil pour l'élimination des excès de colle sera difficile. Au contraire, s'il est trop faible, il favorisera le tassement alimentaire. Il doit donc être soigneusement et progressivement réglé à l'aide de cupule de polissage d'abrasivité décroissantes pour maintenir le poli de surface.
- L'adaptation marginale : elle ne peut être vérifiée qu'après le réglage des contacts proximaux.
- L'esthétique : les pâtes Try In ou encore la glycérine, permettent d'essayer les overlays et d'avoir une aperçu du résultat final. Elles améliorent la diffusion de la lumière.
- L'occlusion : la validation des contacts occlusaux avant le collage est possible avec les overlays en composite, vivement déconseillé pour ceux en céramique du fait de leur fragilité et du risque de fracture. Elle sera réglée après le collage⁸³.

⁸³ Magne, Schlichting, et Paranhos, « Risk of onlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping ».

Une fois la pièce essayée, l'isolation du site par un champ opératoire peut commencer. La digue peut être plurale ou unitaire sur la dent concernée.

Le collage nécessite un protocole rigoureux et non tolérant à l'humidité, les fluides buccaux et les bactéries intra buccales. De plus les colles utilisées sont hautement hydrophobes et leur utilisation se fait sur un site isolé du milieu buccal.

4.3.3.1 L'assemblage à l'aide d'un composite de restauration

Il est important de prendre un composite translucide avec une faible viscosité pour que ce dernier puisse être étalé convenablement sans gêner l'insertion de la pièce prothétique. Un composite trop fluide collera aux instruments et rendra difficile l'élimination des excès. Pour ce faire il suffit de chauffer le composite. Plusieurs moyens existent, il est possible de chauffer les compules de composite à l'aide d'un réchauffeur (par exemple Claset Composite Warmer, ENAHeat®, AdDent). Une autre technique consiste à scotcher le compule de composite sur le scialytique à halogène en début de séance.

Les composites étant thixotropes, l'apport d'une énergie de vibration par des inserts ultrasonores va diminuer la viscosité du composite et faciliter sa mise en place.

Une fois la pièce insérée et les excès éliminés rigoureusement, la polymérisation peut se faire par une lampe à photopolymériser puissante ($<1000\text{mW}/\text{cm}^2$) à raison d'une minute par face et sous glycérine pour polymériser la couche de monomère libre de surface.

Cette technique est intéressante lorsque le matériau de restauration choisi est un composite ou une céramique vitreuse de fine épaisseur. Pour la zircone ou le composite et céramique trop épais (les photons lumineux ne passent pas et la polymérisation ne s'effectue pas en profondeur) on utilisera plutôt une colle conventionnelle à prise duales.

4.3.3.2 L'assemblage à l'aide d'une colle conventionnelle

Les colles que nous utiliserons seront principalement duales. La difficulté réside dans l'élimination des excès, avant que la chimopolymérisation de la colle n'engendre un durcissement irréversible. Une fois la pièce insérée, l'élimination des excès doit être faite lorsque la colle commence à se gélifier, à l'aide d'une curette CK6, ou d'une spatule de bouche, pour ne pas créer des irrégularités de surface au niveau du joint. Il est également proposé par certains praticiens, de faire une polymérisation très rapide « Flash-polymérisation » dans le but de partiellement polymériser la colle et la rendre cassante pour l'éliminer rapidement. Cette dernière n'est effective que si elle est réalisée avant la chimopolymérisation de la colle, il faut agir vite.

La dernière étape est le polissage. Il peut être réalisé à l'aide de cupule de polissage en silicones diamantées (Optra-Pol® Ivoclar, Brownie® Shofu). Les joints proximaux sont polis par des strips interdentaire de rugosité décroissante.

Cette technique est indiquée pour les pièces prothétiques en céramique vitreuse ou en composite de grande épaisseur. Pour coller la zircone il faudra utiliser une colle duale possédant le groupement MDP., améliorant nettement son adhésion à la dent.

Conclusion

La dentisterie contemporaine passe par une bonne compréhension et application des impératifs imposés par le « puzzle physiologique » de Magne et Besler. Il est important de réaliser une étude clinique approfondie de la dent à préparer en vue de la pose d'un overlay.

L'overlay trouve aujourd'hui pleinement ses indications. En effet les dents postérieures fragilisées (caries, fêlures, fracture, restaurations volumineuses,...) peuvent désormais avoir la chance d'être restaurées de façon durable et conservatrice tout en maintenant un capital dentaire compatible avec la réintervention.

Les overlays comme nous l'avons vu, peuvent être fabriqués avec différents matériaux. Les composites de laboratoire ou composites usinés en bloc sont indiqués pour des pertes de substance évoluées, mettant à nu la dentine, ou lors de pressions occlusales excessives. Les céramiques sont plus utilisées grâce à leurs nombreux avantages tels que la biocompatibilité vis-à-vis du parodonte, leurs propriétés optiques qui se rapprochent de celles de la dent naturelle, et leur résistance à l'usure. Il semblerait que les céramiques vitreuses à base de disilicate de lithium soient un très bon matériau en termes de résistance mécanique, de propriétés optiques, de biocompatibilité, et de force d'adhésion. La zircone est une céramique dont les propriétés sont intéressantes mais pour laquelle le protocole de collage n'est pas encore abouti.

Ainsi on permet à la dent de retrouver son anatomie, de restaurer sa fonction, on protège biologiquement la dent pulpée et on renforce la dent dépulpée.

Le choix du matériau va nous guider dans nos formes et profondeur de préparation. De nouvelles formes de limites (butt margin) ont vu le jour et semblent donner de bons résultats. Les limites en congé et épaulement à angle interne arrondi restent la référence pour ce genre de préparation juxta-gingivale. Certains auteurs préconisent l'usage de la fraise ogive pour la préparation des limites afin de se rapprocher au maximum de la macro anatomie des tissus dentaires (convexité de la coque amélaire et concavité du tissu dentinaire sous-jacent). Le but ultime étant de reproduire le comportement de l'organe dentaire.

En fonction du matériau constituant l'overlay nous avons vu qu'il existe une multitude de colles disponibles. Il est préférable d'utiliser, lorsque les épaisseurs de matériau sont fines, un composite de restauration chauffé qui offre un temps de travail illimité compatible avec une bonne élimination des excès. Lorsque les épaisseurs sont plus grandes, et dans le cas de la zircone où les photons

lumineux ne passent pas une certaine distance, il est préférable d'avoir recours à une colle duale qui permet une polymérisation dans les couches profondes.

Les outils de la prise de décision clinique, de choix du matériau, de la forme de préparation et des techniques de collage sont à connaître pour donner la possibilité au praticien de proposer au patient des traitements innovants et fiables à court, moyen, et long terme.

La majeure partie des études analysées dans ce travail sont in vitro. De plus très rares sont celles qui comparent réellement les overlays en céramiques et ceux en composites. Malgré toutes les informations de la littérature scientifique, il manque des études in vivo permettant de mieux choisir le matériau adapté aux différents patients pour la réalisation d'un overlay.

Bibliographie

- Ababneh, K. T., M. Al-Omari, et T. N. -E. Alawneh. « The effect of dental restoration type and material on periodontal health. » *Oral health & preventive dentistry* 9, n° 4 (2011).
- Abo-Hamar, S. E., K. -A. Hiller, H. Jung, M. Federlin, K. -H. Friedl, et G. Schmalz. « Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel ». *Clinical oral investigations* 9, n° 3 (2005): 161- 67. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0308-5>.
- Abu-Hassan, M. I., O. A. Abu-Hammad, et A. Harrison. « Stress distribution associated with loaded ceramic onlay restorations with different designs of marginal preparation : an FEA study ». *Journal of oral rehabilitation* 27, n° 4 (2000): 294- 98.
- Aquilino, S. A., et D. J. Caplan. « Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 87, n° 3 (2002): 256- 63.
- Bader, J. D., D. A. Shugars, et J. R. Sturdevant. « Consequences of posterior cusp fracture ». *General dentistry* 52, n° 2 (2004): 128- 31.
- Bahannan, S., M. Stangl, S. Wiesbauer, K. -A. Hiller, G. Schmalz, et M. Federlin. « Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro ». *Clinical oral investigations* 13, n° 3 (2009): 333- 41. <https://doi.org/10.1007/s00784-008-0239-z>.
- Bazos, P., et Pascal Magne. « Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach, visual synthesis ». *The international journal of esthetic dentistry* 9, n° 3 (2014): 330- 52.
- Belli, R., E. Geinzer, A. Muschweck, A. Petschelt, et U. Lohbauer. « Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations ». *Dental materials* 30, n° 4 (2014): 424- 32. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.003>.
- Belli, R., A. Petschelt, B. Hofner, J. Hajto, S. S. Scherrer, et U. Lohbauer. « Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations ». *Journal of dental research* 95, n° 1 (2016): 67-73.
- Bodin, T., A.-I. Pouillé, et G. Fanelli. « Reconstitution d'une dent par un matériau incrusté (inlay-onlay)- Haute Autorité de Santé », 2009.
- Butler, W. T. « Dentin extracellular matrix and dentinogenesis ». *Operative dentistry* 5 (1992): 18- 23.
- Clausen, J. -O., M. Abou Tara, et M. Kern. « Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations : influence of ceramic material and preparation design ». *Dental materials* 26, n° 6 (2010): 533- 38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.011>.
- Courcier, J. -C. « Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée ». Thèse d'exercice, Université de Nantes, 2011. <http://archive.bu.univ-nantes.fr/pollux/show.action?id=4a89dc11-30d9-4cf5-9312-e6a512231f88>.
- Creugers, N. H., A. F. Käyser, et M. A. van 't Hof. « A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges ». *Community dentistry and oral epidemiology* 22, n° 6 (1994): 448- 52.
- D'Arcangelo, C., F. De Angelis, M. Vadini, F. Carluccio, L. M. Vitalone, et M. D'Amario. « Influence of curing time, overlay material and thickness on three light-curing composites used for luting indirect composite restorations ». *The journal of adhesive dentistry* 14, n° 4 (2012): 377- 84. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a22765>.
- D'Arcangelo, C., M. Zarow, F. De Angelis, M. Vadini, M. Paolantonio, M. Giannoni, et M. D'Amario. « Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth ». *Clinical oral investigations* 18, n° 2 (2014): 615- 24. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1001-8>.

- De Munck, J., M. Vargas, K. Van Landuyt, K. Hikita, P. Lambrechts, et B. Van Meerbeek. « Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin ». *Dental materials* 20, n° 10 (2004): 963- 71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.03.002>.
- Decup, F., E. Marczak, A. Soenen, et A. Guerrieri. « L'état "dent dépulpée" : données essentielles ». *Réalités cliniques* 22, n° 1 (2011): 5- 13.
- Degrange, M., et L. Pourreyron. « Les systèmes adhésifs amélo-dentaires », 2010 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap12/site/html/cours.pdf>.
- Dejak, B., A. Młotkowski, et M. Romanowicz. « Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication ». *The journal of prosthetic dentistry* 90, n° 6 (2003): 591- 97. <https://doi.org/10.1016/S0022391303005900>.
- Dejak, B., A. Mlotkowski, et M. Romanowicz. « Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion ». *The journal of prosthetic dentistry* 98, n° 2 (2007): 89- 100. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60042-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60042-0).
- Dejou, J. « Les céramiques », 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/3.html>.
- Denry, I. « How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations ? » *Dental materials* 29, n° 1 (2013): 85- 96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.001>.
- Denry, I., et J. A. Holloway. « Ceramics for dental applications : a review ». *Materials* 3, n° 1 (2010): 351- 68. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>.
- Dietschi, D., O. Duc, I. Krejci, et A. Sadan. « Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the literature. Part 1, Composition and micro- and macrostructure alterations ». *Quintessence internationale* 38, n° 9 (2007): 733- 43.
- D'Incau, E., A. Soenen, et J. -P. Pia. « Restaurer sans tenon et sans couronne les dents postérieures ? » *Le fil dentaire*, n° 98 (2014): 20- 26.
- Eakle, W. S., E. H. Maxwell, et B. V. Braly. « Fractures of posterior teeth in adults ». *Journal of the american dental association* 112, n° 2 (1986): 215- 18.
- Federlin, M., S. Krifka, M. Herpich, K. -A. Hiller, et G. Schmalz. « Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro ». *Operative dentistry* 32, n° 3 (2007): 251- 60. <https://doi.org/10.2341/06-70>.
- Filser, F., P. Kocher, F. Weibel, H. Lüthy, P. Schärer, et L. J. Gauckler. « Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM) ». *International journal of computerized dentistry* 4, n° 2 (2001): 89- 106.
- Fron Chabouis, H. « Les céramiques 1 », 2015.
 ———. « Les céramiques 2 », 2015.
- Fron Chabouis, H., C. Moussally, I. Hiba, S. Le Goff, et A. Benoit. « Matériaux usinables : les composites », 2017.
- Fron Chabouis, H., C. Prot, et J.-P. Attal. « Restauration partielle indirecte : composite ou céramique ? » *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 297- 306.
- Fron Chabouis, H., V. Smail Faugeron, et J.-P. Attal. « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays : a systematic review ». *Dental materials* 29, n° 12 (2013): 1209- 18. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>.
- Gerdolle, D, M Drossart, et P Bazos. « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014).
- Goldberg, M. « In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components : a review ». *Clinical oral investigations* 12, n° 1 (2008): 1- 8. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0162-8>.
- Goldberg, M., S. Dimitrova-Nakov, et G. Schmalz. « BPA from dental resin material : where are we going with restorative and preventive dental biomaterials ? » *Clinical oral investigations* 18, n° 2 (2014): 347- 49. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1153-6>.

- Grütter, L., et F. Vailati. « Full-mouth adhesive rehabilitation in case of severe dental erosion, a minimally invasive approach following the 3-step technique ». *The european journal of esthetic dentistry* 8, n° 3 (2013): 358- 75.
- Guess, Petra C., S. Schultheis, M. Wolkewitz, y. Zhang, et Joerg R. Strub. « Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 110, n° 4 (2013): 264- 73. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60374-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60374-1).
- Hikita, K., B. Van Meerbeek, J. De Munck, T. Ikeda, K. Van Landuyt, T. Maida, P. Lambrechts, et M. Peumans. « Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin ». *Dental materials* 23, n° 1 (2007): 71- 80. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.12.002>.
- Huth, K. C., H. Y. Chen, A. Mehl, R. Hickel, et J. Manhart. « Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students : results after 4 years ». *Journal of dentistry* 39, n° 7 (2011): 478- 88. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.04.005>.
- Jiang, W., H. Bo, G. Yongchun, et Ni LongXing. « Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis ». *The journal of prosthetic dentistry* 103, n° 1 (2010): 6- 12. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60206-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60206-7).
- Kaewsuriyathumrong, C., et K. Soma. « Stress of tooth and PDL structure created by bite force ». *The bulletin of Tokyo medical and dental university* 40, n° 4 (1993): 217- 32.
- Kelly, J. R. « Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 81, n° 6 (1999): 652- 61.
- . « Dental ceramics : current thinking and trends ». *Dental clinics of North America* 48, n° 2 (2004): 513- 30. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>.
- Khers, S. C., C. W. Carpenter, J. D. Vetter, et R. N. Staley. « Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential ». *The journal of prosthetic dentistry* 64, n° 2 (1990): 139- 47.
- Kirmali, O., C. Barutcugil, O. Harorli, A. Kapdan, et K. Er. « Resin cement to indirect composite resin bonding: effect of various surface treatments ». *Scanning* 37, n° 2 (2015): 89- 94. <https://doi.org/10.1002/sca.21183>.
- Koizumi, H., O. Saiki, H. Nogawa, H. Hiraba, T. Okazaki, et H. Matsumura. « Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion ». *Dental materials journal* 34, n° 6 (2015): 881- 87. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-177>.
- Kono, R. T., G. Suwa, et T. Tanijiri. « A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars ». *Archives of oral biology* 47, n° 12 (2002): 867- 75.
- Krifka, S., T. Anthofer, M. Fritzsich, K. -A. Hiller, G. Schmalz, et M. Federlin. « Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro ». *Operative dentistry* 34, n° 1 (2009): 32- 42. <https://doi.org/10.2341/08-34>.
- Larsson, C., L. Holm, N. Lövgren, Y. Kokubo, et P. Vult von Steyern. « Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter : an in-vitro study ». *Journal of oral rehabilitation* 34, n° 9 (2007): 702- 9. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01770.x>.
- Leprince, J., G. Leloup, J. Vreven, P. Weiss, et A. Raskin. « Polymères et résines composites ». *EMC Médecine buccale*. 28-405-NaN-10. Elsevier Masson, 2010. <http://www.em-premium.com.frodon.univ-paris5.fr/article/1098184/>.
- Lopez-Suarez, C., V. Rodriguez, J. Pelaez, R. Agustin-Panadero, et M. J. Suarez. « Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses ». *Dental materials journal* 36, n° 6 (2017): 816- 21. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-391>.
- Lüthy, H., F. Filser, O. Loeffel, M. Schumacher, L. J. Gauckler, et C. H. F. Hammerle. « Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges ». *Dental materials* 21, n° 10 (2005): 930- 37. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.11.012>.
- Magne, P. « Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era ? » *Journal of the California dental association* 34, n° 2 (2006): 135- 47.

- . « Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 17, n° 3 (2005): 144- 55.
- . « Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars ». *The journal of prosthetic dentistry* 103, n° 6 (2010): 343- 51. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60074-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60074-1).
- Magne, P., et U. C. Belser. « Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. » *The international journal of periodontics & restorative dentistry* 23, n° 6 (2003): 543- 55.
- Magne, P., et W. H. Douglas. « Rationalization of esthetic restorative dentistry based on biomimetics ». *Journal of esthetic dentistry* 11, n° 1 (1999): 5- 15.
- Magne, P., et A. Knezevic. « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ». *Quintessence international* 40, n° 9 (2009): 729- 37.
- Magne, P., et A. Knezevic. « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars ». *Quintessence international* 40, n° 2 (2009): 125- 33.
- Magne, P., R. Perroud, J. S. Hodges, et U. C. Belser. « Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length ». *The international journal of periodontics & restorative dentistry* 20, n° 5 (2000): 440- 57.
- Magne, P., et L. H. Schlichting. « Biomimetic CAD/CAM restoration made of human enamel and dentin : case report at 4th year of clinical service ». *The international journal of esthetic dentistry* 11, n° 4 (2016): 472- 80.
- Magne, P., L. H. Schlichting, et M. P. G. Paranhos. « Risk of onlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping ». *Dental materials* 27, n° 9 (2011): 942- 47 .
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.05.011>.
- Marques, M. D., B. Moreira, et H. M. Eriksen. « Prevalence of apical periodontitis and results of endodontic treatment in an adult, portuguese population ». *International endodontic journal* 31, n° 3 (1998): 161- 65.
- Marshall, G. W. « Dentin : microstructure and characterization ». *Quintessence international* 24, n° 9 (1993): 606- 17.
- Milichich, G., et J. T. Rainey. « Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry ». *Practical periodontics and aesthetic dentistry* 12, n° 7 (2000): 695- 700.
- Miragaya, L., L. C. Maia, C. Sabrosa, M. de Goes, et E. M. da Silva. « Evaluation of self-adhesive resin cement bond strength to yttria-stabilized zirconia ceramic (Y-TZP) using four surface treatments ». *The journal of adhesive dentistry* 13, n° 5 (2011): 473- 80.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a19820>.
- Morimoto, S., G. F. Vieira, C. M. Agra, N. Sesma, et C. Gil. « Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays ». *Brazilian dental journal* 20, n° 2 (2009): 143- 48.
- Mörmann, W., B. Stawarczyk, A. Ender, B. Sener, T. Attin, et A. Mehl. « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials : two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 20 (2013): 113- 25. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>.
- Nagasiri, R., et S. Chitmongkolsuk. « Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage : a retrospective cohort study ». *The journal of prosthetic dentistry* 93, n° 2 (2005): 164- 70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.11.001>.
- Özcan, M., et G. Pekkan. « Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex ». *Operative dentistry* 38, n° 1 (2013): 63- 72.
<https://doi.org/10.2341/11-482-L>.

- Quinn, G. D., A. A. Giuseppetti, et K. H. Hoffman. « Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials : part 2 : Phenomenological model and the effect of indenter type ». *Dental materials: official publication of the academy of dental materials* 30, n° 5 (mai 2014): e112-123. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.014>.
- Raskin, A. « Les résines composites », 2009. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap10/site/html/cours.pdf>.
- Reeh, E. S., H. H. Messer, et W. H. Douglas. « Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures ». *Journal of endodontics* 15, n° 11 (1989): 512- 16. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(89\)80191-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(89)80191-8).
- Rickman, L. J., P. Padipatvuthikul, et B. Chee. « Clinical applications of preheated hybrid resin composite ». *British dental journal* 211, n° 2 (2011): 63- 67. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.571>.
- Rocca, G.I, et I. Krejci. « Bonded indirect restorations for posterior teeth : from cavity preparation to provisionalization ». *Quintessence international* 38, n° 5 (2007): 371- 79.
- Rocca, G.T. « Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth : from direct composite to endocrowns ». *The european journal of esthetic dentistry* 8, n° 2 (2013): 156- 79.
- Roy, A. K., D. Mohan, M. Sunith, R. B. Mandokar, S Suprasidh, S. Rajan, et S. Patil. « Comparison of shear bond strengths of conventional resin cement and self-adhesive resin cement bonded to lithium disilicate : an in vitro study ». *The journal of contemporary dental practice* 18, n° 10 (2017): 881- 86. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2143>.
- Saint-Pierre, F., G. Fanelli, J. Mokhbi, et F. Pages. « Prothèses dentaires : indications de la céramique ». Haute autorité de santé, 2007.
- Schmitt, O. H. « Some interesting and useful biomimetic transforms ». In *Proceedings of 3rd international biophysics congress*. Boston, 1969.
- Thordrup, M., F. Isidor, et P. Hörsted-Bindslev. « A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays : ten-year results ». *Quintessence international* 37, n° 2 (2006): 139- 44.
- Tirlet, G. « Rencontre avec le Dr Gil Tirlet du Groupe international de bioémulation ». Dental Tribune International, 2015. http://www.dental-tribune.com/printarchive/download/document/32305/file/94df84d061d9c23bb8a4528e32fa967e_56-58.pdf.
- Tirlet, G., et J.-P. Attal. « Gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques ». *I.D. L'information dentaire* 91, n° 41/42 (2009): 2561- 68.
- Valderhaug, J. « Periodontal conditions and carious lesions following the insertion of fixed prostheses : a 10-year follow-up study ». *International dental journal* 30, n° 4 (1980): 296- 304.
- Van Dijken, J. W.V., et L. Hasselrot. « A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages ». *Dental materials* 26, n° 9 (2010): 929- 39. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.05.008>.
- Vita shade. « Vita inCeram® YZ : working instruction », 2012.
- Yang, B., A. Barloi, et M. Kern. « Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin ». *Dental materials* 26, n° 1 (2010): 44- 50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.008>.
- Zhang, Z., Y. Yi, X. Wang, J. Guo, D. Li, L. He, et S. Zhang. « A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 74 (2017): 111- 17. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.05.035>.
- Zhao, K., Ya-Ru Wei, Y. Pan, X. -P. Zhang, M. V. Swain, et P. C. Guess. « Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns ». *Dental materials* 30, n° 2 (février 2014): 164- 71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.001>.

Table des figures

Figure 1 : Schéma représentant le gradient thérapeutique.....	3
Figure 2 : coupe en MEB représentant des prismes d'émail en section transversale.	8
Figure 3 : coupe en MEB représentant à gauche l'émail en section transversale et à droite l'émail en section longitudinale.	9
Figure 4 : coupe en MEB de la dentine après élimination de la boue dentinaire, laissant béant les canalicules.	10
Figure 5 : vue au microscope d'une zone de dentine présentant le manteau dentinaire (A), une zone de dentine avec peu de tubules (B) et une dentine profonde avec plus de tubules (C).....	11
Figure 6 : schéma représentant la perte de résistance de la dent en fonction de la perte de substance.	13
Figure 7 : schéma dessiné à la main représentant un inlay, un onlay, un overlay et une couronne. ...	15
Figure 8 : schéma illustrant les sites anatomiques de prévalence de la lésion carieuse	16
Figure 9 : photo représentant la perte de substance due à l'érosion.....	18
Figure 10 : photo représentant la restauration des pertes de substance par des overlays	18
Figure 11 : schéma représentant le trait de fracture des cupsides linguales mandibulaire et palatines maxillaires en fonction de leur inclinaison sur l'arcade.	23
Figure 12 : photo d'une préparation pour overlay suite à la découverte d'une fêlure amélo-dentinaire longitudinale après la dépose d'un amalgame sur une molaire mandibulaire.	24
Figure 13 : schéma illustrant des parois haute (> 2mm) et fines, nécessitant un recouvrement.....	24
Figure 14 : schéma illustrant le recouvrement cuspidien en vue d'un overlay	25
Figure 15 : transformation allotropique des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement	36
Figure 16 : Schéma représentant le mécanisme de cicatrisation des fissures de la zircone stabilisée à l'yttrium.....	37
Figure 17 : Histogramme représentant la capacité de charge moyenne de 3 différentes céramiques	39
Figure 18 : photographie de blocs de céramiques usinables par CFAO	43
Figure 19 : Préparation d'un overlay avec une limite placée 2 mm en dessous de la cuspide vestibulaire.	50
Figure 20 : Préparation d'un veneerlay avec une limite placée en juxta- gingivale sur la face vestibulaire seulement.	51
Figure 21 : Préparation d'un overlay avec une limite placée dans le tiers cervical supérieur	51

Figure 22 : photo d'un onlay en composite après sablage, lors du mordantage à l'acide orthophosphorique et après l'application de silane. 56

Figure 23 : photo d'un onlay en céramique après mordantage à l'acide fluorhydrique et après l'application du silane..... 57

Table des tableaux

Tableau 1 : tableau résumant les stades de progression de la lésion carieuse.	17
Tableau 2 : les différentes tailles de charges disponibles pour la constitution d'un composite	28
Tableau 3 : les structures des différents composites.....	29
Tableau 4 : Caractéristiques des composites pouvant être utilisés dans la réalisation des overlays... (composites de laboratoires pris en compte : SR adoro, Ivoclar ; Sinfony, 3M - composites usinables pris en compte : Lava Ultimate.....)	30
Tableau 5 : Propriétés des céramiques vitreuses utilisées en dentisterie	32
Tableau 6 : Propriétés des céramiques polycristallines utilisées en dentisterie.....	33
Tableau 7 : Comparaison des propriétés des matériaux disponibles pour la réalisation d'un overlay chez l'adulte.	38
Tableau 8 : Céramiques dentaires utilisées pour la fabrication d'overlay	43
Tableau 9 : proposition d'outil d'aide à la décision dans le choix du matériau pour la réalisation d'un overlay chez l'adulte.....	48
Tableau 10: épaisseurs minimales de préparation en fonction du matériau	50

Annexes

Définitions des propriétés des matériaux cités :

- **Résistance à la flexion** : elle permet d'objectiver les contraintes occlusales qui sont exercées sur le matériau lorsque celui-ci est soumis aux actions du quotidien dans la cavité buccale notamment lors de la mastication. Dans les restaurations prothétiques postérieures il est donc logique d'utiliser un matériau qui présente une résistance à la flexion élevée. Elle est mesurée en MPa.
- **Module d'élasticité de Young** : il correspond à la contrainte que subit un matériau avant de se déformer. Il est constitué de deux parties. Une partie correspondant à une déformation élastique c'est-à-dire que le matériau se reprend sa structure après arrêt de la contrainte et une partie qui correspond à la déformation plastique. Le matériau se déforme de façon irréversible. Elle est mesurée en GPa.
- **Résistance à l'usure** : l'usure est définie comme la perte de substance que subissent deux surfaces en contact animées d'un mouvement relatif l'une par rapport à l'autre. Elle peut être directe (two body wear) ou indirecte (three body wear). On parle d'abrasion à 2 corps ou d'attrition à trois corps.
- **Dureté** : La dureté est définie comme la résistance d'une surface d'un matériau à la pénétration par un corps plus dur que lui-même. Très important en dentaire elle permet d'anticiper l'usure de la dent antagoniste par le matériau choisi pour la restauration.
- **Ténacité** : il s'agit de la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. Autrement dit c'est l'énergie que le matériau peut absorber avant de se rompre. Elle permet d'évaluer la résistance à long terme d'un matériau.
- **Coefficient de dilatation thermique** : il mesure l'augmentation relative de volume d'un système lorsque l'on ne fait varier qu'un seul paramètre, en général la pression ou la température, mais également la concentration. En dentaire, le facteur le plus important est la variation de température.

•

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Hélène FRON CHABOUIS

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes

Professeur Frédéric DARDEL

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Overlay chez l'adulte et choix du matériau : composite, céramique ou hybride ?

Résumé :

L'overlay est aujourd'hui une prothèse de choix pour combler les pertes de substances majeures des dents postérieures. Il permet une restauration partielle très conservatrice des tissus dentaires sur lesquels il est collé. La décision de réaliser un overlay respecte le gradient thérapeutique et répond aux impératifs de Magne et Belser (biologiques, mécaniques, esthétiques, fonctionnels). Plusieurs matériaux sont disponibles pour la fabrication des overlays : les composites (forme usinable à partir de blocs et de laboratoire), ou les céramiques, tous ayant des propriétés mécaniques et optiques compatibles avec les secteurs postérieurs. Enfin de nouveaux matériaux comme les hybrides font leur apparition. Les formes de préparation qui en découlent ne suivent que très peu de règles (guidées par les tissus restants). Les limites des formes sont donc souvent supra-gingivales, et peuvent être multiples. Les épaisseurs de préparation diffèrent en fonction du matériau sélectionné. Le collage des overlays dépend du matériau choisi, les protocoles sont simples mais nécessitent le matériel approprié (sableuse, colles, aides optiques...) et la mise en place d'un champ opératoire rigoureux (digue dentaire, teflon, digue liquide). Dans ces conditions l'overlay assure une restauration pérenne et permet un très bon taux de survie de la dent sur l'arcade. Tout cela reste à confirmer car les études in vivo sont trop peu nombreuses à ce jour.

Discipline :

Prothèses dentaires

Mots clés fMesh et Rameau :

Restaurations dentaires permanentes -- Dissertations universitaires ; Test de matériaux -- Dissertations universitaires ; Matériaux céramiques dentaires -- Thèses et écrits académiques ; Composites en odontostomatologie -- Thèses et écrits académiques

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge