



HAL
open science

Les restaurations postérieures partielles indirectes collées : choix du matériau

Wissam Barakat

► **To cite this version:**

Wissam Barakat. Les restaurations postérieures partielles indirectes collées : choix du matériau. Chirurgie. 2020. dumas-03176092

HAL Id: dumas-03176092

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03176092>

Submitted on 22 Mar 2021

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

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Les restaurations postérieures partielles indirectes
collées : choix du matériau***

Présentée par

BARAKAT Wissam

Né(e) le 18 mars 1994

A Marseille

Thèse soutenue le **Vendredi 20 mars 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur LAURENT Patrick

Docteur MAILLE Gérald

Docteur DEVICTOR Alix

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Les restaurations postérieures partielles indirectes
collées : choix du matériau***

Présentée par

BARAKAT Wissam

Né(e) le 18 mars 1994

A Marseille

Thèse soutenue le **Vendredi 20 mars 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur LAURENT Patrick

Docteur MAILLE Gérald

Docteur DEVICTOR Alix

ADMINISTRATION

Mise à jour : mars 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO†
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAURENT Michel (58-01)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BELLONI Didier (57-01)	LE GALL Michel (56-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)
LAN Romain (57-01)	

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala (56-01)	HAHN-GOLETTI Larissa (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LIOTARD Alica (58-01)
ARNIER Canelle (56-01)	MANSUY Charlotte (58-01)
BACHET-DORISON Damienne (56-01)	MARTIN William (56-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	MATTERA Rémi (56-01)
CAMBON Isabelle (56-01)	MELLOUL Sébastien (57-01)
CASAZZA Estelle (56-01)	PARFU Anne (58-01)
CASTRO Romain (57-01)	PASCHEL Laura (58-01)
DAVID Laura (56-01)	PILLIOL Virginie (58-01)
DEVICTOR Alix (58-01)	REPETTO Andréa (58-01)
DODDS Mélina (58-01)	ROMANET Yvan (57-01)
DRAUSSIN Thierry (56-02)	SANTUNIONE Charlotte (58-01)
DUMAS Cathy (57-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
HADJ-SAID Medhi (57-01)	VINAÏ Michael (56-01)

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

HOUVENAEGHEL Brice (57-01)
LE FOURNIS Chloé (57-01)

Intitulés des sections CNU :

- 56^{ème} section : Développement, croissance et prévention
 - 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
 - 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
 - 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58^{ème} section : Réhabilitation orale
 - 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

Professeur Ruquet,

Vous me faites l'honneur de présider ce jury,
Vous nous avez accompagné durant nos cinq années d'études, avec une présence rassurante et
pédagogue. Votre expérience et votre disponibilité font de vous un acteur majeur de ma
formation.

Les vacances dans votre service de prothèse ont été de loin mes favorites et les plus
fructueuses dans mon apprentissage, et votre rôle dans la qualité de ce service n'y est pas
étranger.

Docteur Laurent,

J'ai l'honneur de vous avoir dans mon jury.

Les vacances d'urgence du vendredi en quatrième année resteront inoubliables, remplies de bonne humeur et de conseils avisés qui ont été d'une importance capitale pour ma première confrontation avec le monde clinique. Je vous suis reconnaissant d'avoir participé à l'initiation de mon apprentissage clinique, de la meilleure des manières.

Docteur Maille,

Vous me faites l'honneur de votre présence.

Vous avez grandement participé à ma formation, de par votre rigueur, la qualité de vos conseils cliniques, votre humeur et votre disponibilité. Les vacations de prothèses à vos côtés ont été sans aucun doute les plus formatrices de mon cursus.

Je vous suis reconnaissant pour le temps que vous m'avez accordé, à la clinique comme pour la rédaction de cette thèse.

Docteur Devictor,

Je suis honoré que tu aies accepté de diriger cette thèse.

Tu m'as accompagné dans le choix du sujet et dans l'élaboration de ce travail symbolisant le terme de ma formation initiale.

Ta proximité avec les étudiants fait de toi un interlocuteur préférentiel. La qualité de ton travail et tes conseils précieux ont été une source d'inspiration, tant sur le plan humain que professionnel.

Je te remercie pour ta disponibilité durant toutes ces années.

<i>Introduction</i>	<i>1</i>
I. Généralités	2
I.1. L'organe dentaire	2
I.2. Les propriétés biomécaniques de la dent	7
I.3. Restauration partielle indirecte : définition, indication, économie tissulaire	13
II. Les différents matériaux de restauration partielle indirecte	17
II.1. Le matériau idéal	17
II.2. Les matériaux céramiques	18
II.3. Les résines composites	22
II.4. Les matériaux hybrides	25
II.5. Mode d'assemblage	26
III. Analyse comparative de la littérature	30
III.1. Protocole	30
III.2. Résultats : propriétés physiques et mécaniques	30
III.2.1. Propriétés physiques	30
III.2.2. Biocompatibilité	31
III.2.3. Adaptation marginale	33
III.2.4. Propriétés mécaniques	36
III.2.5. Dureté et abrasion de l'antagoniste	39
III.2.6. Synthèse des propriétés physiques, mécaniques et cliniques	42
III.3. Résultats : taux de succès	42
III.3.1. Données de la HAS	43
III.3.2. Revues plus récentes	46
III.3.3. Synthèse des données	48
III.4 Perspective d'avenir	49
Conclusion	51

Introduction

En pratique quotidienne, la restauration des dents altérées prend une place capitale. Lorsque la perte de substance est modérée, la Haute Autorité de Santé (HAS) recommande une restauration par technique directe, c'est-à-dire au fauteuil. En cas de perte de substance moyenne ou étendue, il est préconisé une reconstitution indirecte issue d'une technique de laboratoire.

Dans ce cas précis, plusieurs matériaux sont disponibles afin de fabriquer la pièce prothétique, et il est nécessaire de choisir le matériau le mieux adapté à la situation clinique.

Le praticien doit donc avoir une bonne connaissance de l'ensemble des propriétés (chimique, physique ou mécanique) des matériaux disponibles.

L'objectif de ce travail est de mettre à disposition des praticiens une synthèse leur permettant de choisir le matériau adapté à la situation clinique considéré. Nous avons pour cela essentiellement analysé et comparé les données issues de la littérature scientifique internationale actuelle.

La première partie est un récapitulatif concernant les tissus dentaires naturels que nous serons amenés à remplacer et les principes de restauration partielle indirecte.

Dans la deuxième partie de ce travail nous décrivons l'ensemble des matériaux utilisés aujourd'hui ainsi que leur mode d'assemblage.

Enfin nous exposerons dans une troisième partie les caractéristiques propres aux matériaux, nécessaires à leur comparaison, ainsi qu'une analyse du taux de succès des restaurations en fonction du matériau.

I. Généralités

I.1. L'organe dentaire

Dans cette partie nous aborderons succinctement la composition et les comportements physique et mécanique de la dent. En effet, quel que soit le matériau de la pièce prothétique, elle constitue un substitut aux tissus dentaires.

Ce sera également un rappel sur les définitions des différentes grandeurs physiques qui déterminent le comportement mécanique d'une dent ou de la pièce prothétique. Ce sont ces grandeurs qui nous permettront de comparer les différents matériaux et de déterminer leurs indications préférentielles. Afin de disposer d'une référence comparative, les valeurs intrinsèques de la dent seront rappelées.

L'émail

L'émail peut être imaginé comme une coque protégeant le complexe pulpo-dentinaire. La couche d'émail peut atteindre 2,5mm au niveau des cuspides, elle est beaucoup plus fine au niveau du collet et des sillons occlusaux. C'est un tissu acellulaire, dont la dégradation, est souvent irréversible. L'émail est caractérisé par des propriétés mécaniques remarquables notamment en termes de résistance et de dureté, grâce à l'organisation particulière présentée par ce tissu. (1)

Composition

Il s'agit du tissu le plus calcifié de l'organisme. En effet il est composé de trois phases : minérale à 96%, aqueuse à 3,6% et enfin organique à 0,4%.

La phase minérale est constituée essentiellement d'hydroxyapatite $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ mais également d'autres éléments sous forme ionique et en quantité infime, tels que du bicarbonate, du fluorure, du sodium... La phase organique est constituée de phospholipides et de glycoprotéines. (2)

Structure

Outre sa composition, sa structure, très organisée, lui confère des propriétés mécaniques remarquables, lui permettant d'assurer un rôle protecteur capital, mais également fonctionnel et

esthétique.

On parle d'une structure prismatique pour la majeure partie de l'émail (3). En effet, les cristaux d'hydroxyapatite forment des cristallites qui s'empilent parallèlement pour former un prisme. Les cristallites peuvent présenter différentes orientations : ils sont parallèles à l'axe du prisme à l'intérieur de celui-ci, alors que leur organisation est plus aléatoire entre les prismes. (Fig. 1) On distingue ainsi l'émail prismatique de l'émail inter-prismatique, ce dernier comportant la majeure partie de la phase organique.

Cette organisation en prismes est compatible avec le collage.

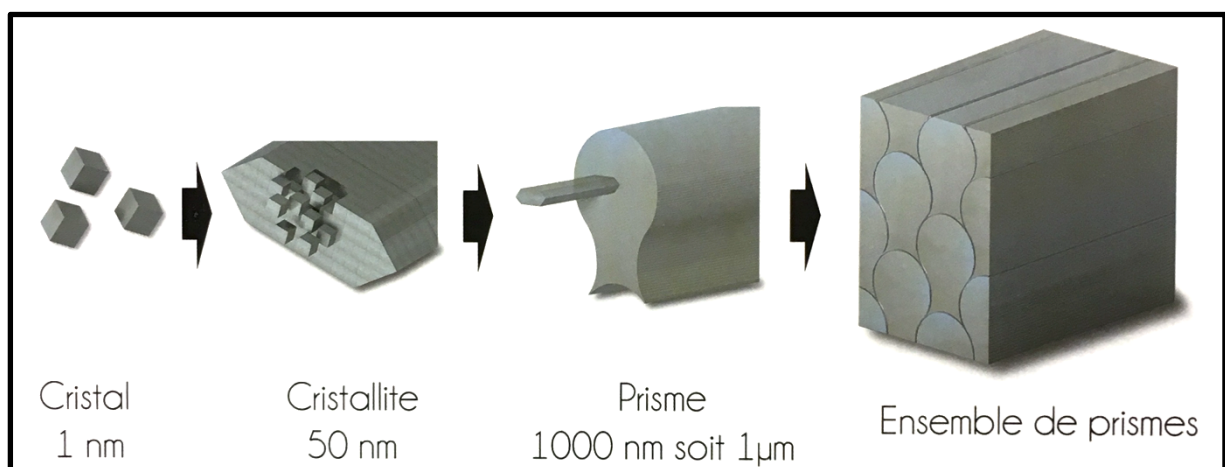


Figure 1 : schéma des différents niveaux structurels de l'émail

On retrouve une autre organisation de l'émail en surface et à la jonction amélo-dentinaire, il s'agit de l'émail aprismatique. On retrouve deux couches très fines (20 à 80 micromètres), l'une interne et l'autre externe délimitant ainsi toute la couche d'émail. La couche interne, la plus proche de la dentine, fait partie de la jonction amélo-dentinaire. La couche externe se trouve en surface et est plus résistante au mordantage que l'émail prismatique.

De plus, en surface l'émail est hyper-minéralisé ce qui le rend moins favorable au collage.

(4).

On retrouve d'autres formations telles que les bandes de Hunter-Schreger (Fig. 2) dans le tiers interne de la couche d'émail, formées par la trajectoire imparfaitement rectiligne des prismes, ou encore les stries de Retzius marquant les appositions successives d'émail lors de sa formation.

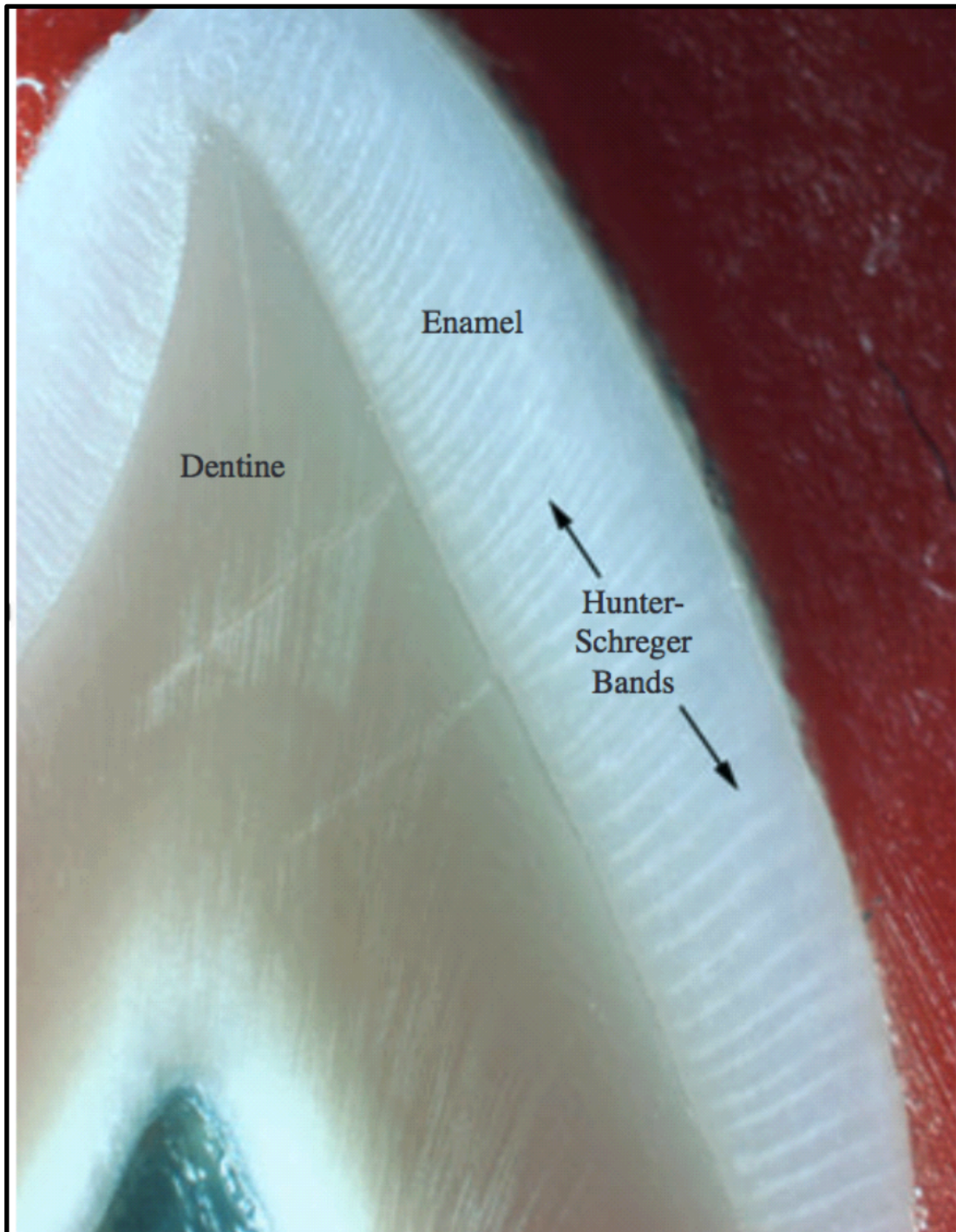


Figure 2 : image en lumière réfléchi mettant en évidence les bandes de Hunter-Schreger sur la face vestibulaire d'une canine maxillaire

La dentine

En proportion volumique, c'est le tissu principal d'une dent. Il est interpénétré de la pulpe avec laquelle il est en interaction par le biais de prolongements cellulaires qui pénètrent les tubulis dentinaires : on parle de complexe pulpo-dentinaire. La dentine n'est pas vascularisée, mais

contient des prolongements odontoblastiques et peut être considérée comme un tissu perméable, d'où l'importance d'avoir une couche d'émail saine protégeant le complexe pulpo-dentinaire. La dentine est recouverte de ciment au niveau radiculaire. Contrairement à l'émail, la dentine a un potentiel propre de régénération.

Composition

C'est un tissu minéralisé mais dans de moindres proportions que l'émail. Il est composé à 70 % de contenu minéral, à 20 % de matière organique et à 10 % d'eau. Cette différence de composition a des conséquences sur le comportement mécanique (2) et sur l'aptitude au collage. Lorsqu'on est amené à coller sur la dentine, la difficulté principale réside en la présence d'eau qui devra être éliminée lors du collage avec des adhésifs qui sont hydrophobes.

Structure

Elle est faite de tubuli ou canalicules, dont la taille varie de 1 à 2 micromètres, ce qui explique sa perméabilité et donc sa vulnérabilité vis-à-vis des stimuli externes. Dans ces tubuli remplis de fluide et entourés par de la dentine péri-tubulaire se logent les prolongements des odontoblastes qui ont leurs corps cellulaires dans la pulpe ; cela explique la sensibilité et la douleur lorsque la dentine n'est plus protégée par l'émail.

La densité et le diamètre des tubuli diminuent de la pulpe vers la jonction avec l'émail.

La partie organique est essentiellement composée de collagène, elle se situe entre les tubuli.

Types de dentine (5)

En fonction de la localisation et du moment de formation on distingue différents types de dentines.

A proximité de la jonction émail-cément, on distingue le **manteau dentinaire ou dentine coronaire périphérique**. A ce niveau il n'y a plus de canalicules ou tubuli, c'est une couche de dentine hypo minéralisée qui présente un caractère élastique important, en effet les contraintes sont dissipées au niveau de la JAD mais aussi du manteau dentinaire. (Fig. 5)

On distingue également la dentine circumpulpaire physiologique, c'est la dentine qui est formée dès l'embryogenèse et toute la vie contrairement. C'est la **dentine primaire** qui se forme durant l'embryogenèse et avant l'éruption. Puis quand l'édification radiculaire est terminée on parle de **dentine secondaire** qui continuent de s'apposer au détriment de la chambre pulpaire.

Des différences de structure sont observables entre la dentine coronaire et la dentine radiculaire, notamment au niveau de la densité tubulaire, ce qui octroie de meilleures qualités mécaniques au niveau radiculaire.

La **dentine sclérotique** apparaît avec le vieillissement : lorsque les odontoblastes dégénèrent, les tubulis restent vides et se minéralisent par dépôts de cristaux. Ces modifications structurelles altèrent les caractéristiques mécaniques de la dent, mais aussi les capacités d'adhésion sur la dent.

Enfin, la **dentine pathologique**, ou **dentine tertiaire**, est produite uniquement suite à un stimulus pathologique. On distingue deux types de dentines pathologiques : la dentine réactionnelle lorsque le stimulus est modéré, sécrétée par les mêmes odontoblastes et possédant une structure canaliculaire ; la dentine réparatrice qui est sécrétée par les néo-odontoblastes et n'a plus de structure canaliculaire.

Il s'agit là des principaux états de la dentine en l'absence d'anomalies congénitales ou acquises. On collera toujours sur la dentine saine mais celle-ci peut donc se présenter sous différents types.

La jonction émail-dentine

Au niveau de la jonction émail-dentine se réunissent deux tissus différents au niveau histologique mais aussi en termes de comportement. L'émail, qui comme on l'a décrit est un tissu essentiellement minéral, et la dentine au contenu hydrique et organique plus important. Les propriétés de ce tissu hybride sont importantes pour la dent, en effet cette jonction a un rôle amortisseur considérable. Au niveau de cette interface, qui est moins minéralisée que les tissus qu'elle réunit, les contraintes telles que les fissures se propageant au sein de l'émail, sont dissipées. Ceci est expliqué physiquement par un module de Young diminué en effet nous sommes à environ 60 GPa coté émail et 20 GPa coté dentine.(6)

On observe au niveau de cette zone des festons, eux même composés de micro-festons puis qui se subdivisent encore. Ces festons sont concaves vers l'émail et convexes du côté dentinaire, et sont traversés par des fibres de collagène de type I. (Fig. 3)

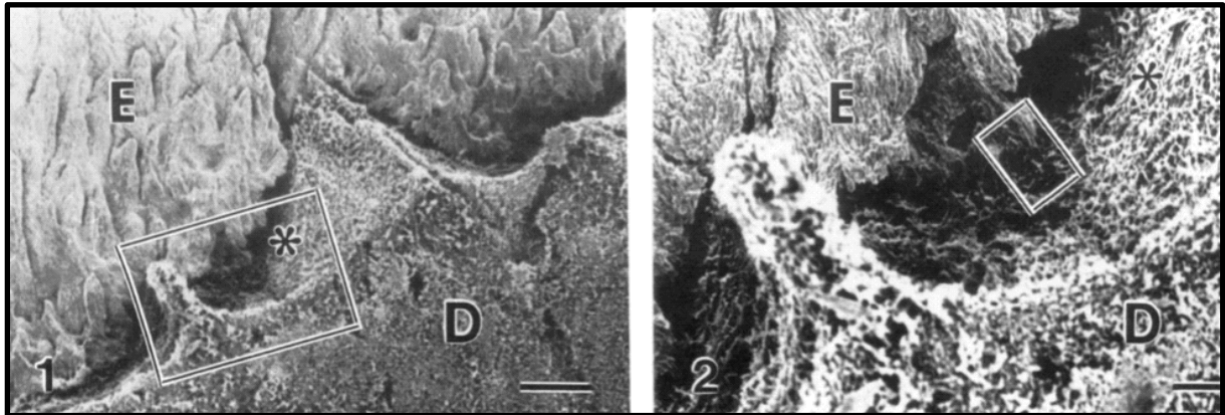


Figure 3 : la jonction émail-dentine observée au MEB. x 3000
E : émail D : dentine * : JED

Il s'agit d'un tissu jouant un rôle important pour la conservation de la dent, il est judicieux de conserver la jonction émail dentine au maximum, quand cela est possible. En effet, souvent, quand l'indication de restaurations partielles se pose, cela sous-entend qu'une partie des tissus dentaires dont la JEC sont atteints (nous verrons les indications dans un autre chapitre).

I.2. Les propriétés biomécaniques de la dent

Valeurs physiques :

Deux propriétés physiques nous intéressent car elles ont une influence sur le choix du matériau :

- La conductivité thermique, qui témoigne de la capacité d'une matière à conduire la chaleur, et qui s'exprime en $W/m/°C$. Elle est de 0,92 pour l'émail. (7) L'eau a une valeur proche de l'émail avec une valeur de 0,60 $W/m/°C$.

- Le CDT (Coefficient de Dilatation Thermique), représente l'expansion de matière soumise à une augmentation de la température. Il est proche de $12.10^{-6}/°C$ pour l'émail.

En effet un matériau augmente de volume lorsque la température augmente.

Un matériau avec un CDT très différent de celui de l'émail ou de la dentine aura une évolution de son volume différente de ceux-ci et des contraintes à l'interface peuvent entraîner à terme une fracture de la dent ou du matériau. (7)

Valeurs mécaniques

Afin d'éviter le risque de fracture, on cherchera plutôt un matériau avec des propriétés mécaniques proches de celles de l'email et de la dentine.

- **Module de Young ou d'élasticité**

Il détermine la rigidité d'un matériau et s'exprime en Pascal (unité de pression). Il quantifie la capacité du matériau à se déformer de manière réversible (domaine élastique). Plus sa valeur augmente, plus on dit que le matériau est rigide. En effet, il s'agit de la contrainte à appliquer sur un matériau pour que celui-ci double de taille. C'est une valeur théorique car le matériau, avant de doubler de taille, se rompt ou se déforme de manière irréversible (domaine plastique). Pour l'email, on retient généralement une valeur moyenne de 84,1 GPa. En effet, selon la localisation, l'email est plus ou moins rigide. Il est plus rigide en surface, et plus élastique au niveau de la jonction email-dentine. On dit qu'il est anisotrope. A titre comparatif, il est de 200 GPa environ pour la Zircane ou l'acier et à plus de 1000 Gpa pour le diamant. (5)

- **Résistance**

En mécanique, la résistance d'un matériau est sa capacité à supporter une contrainte sans se rompre. La contrainte appliquée peut être en étirement, en compression ou encore en cisaillement.(Fig. 4) (8)

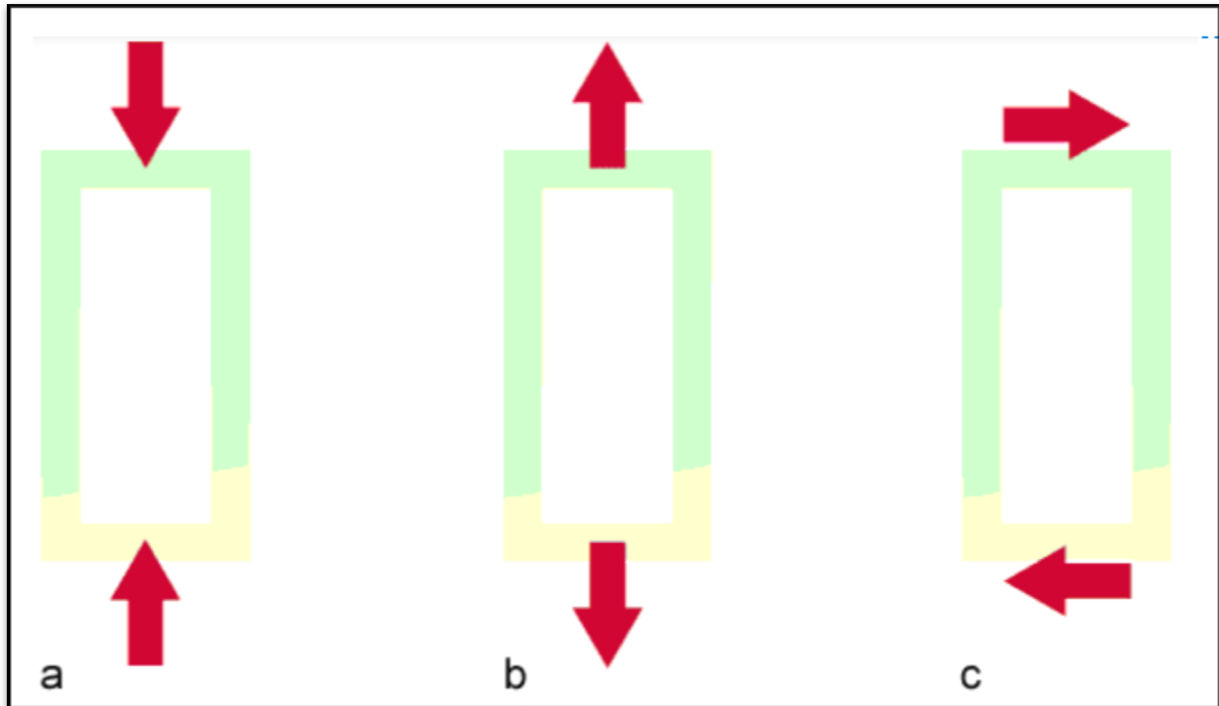


Figure 4 : schématisation des contraintes en traction (a), en compression (b) et en cisaillement/flexion (c)

En étirement ou résistance à la traction

Il s'agit de déterminer la force en traction qui ferait rompre l'échantillon du matériau étudié. On peut grâce à cela décrire le comportement d'un matériau comme fragile ou ductile. Un matériau fragile rompt dans son domaine de déformation réversible (élastique) alors qu'un matériau ductile pourra se déformer de manière irréversible (domaine plastique) avant de rompre.

La résistance à la traction de l'émail est de 10,3 MPa. (5)

Résistance à la compression

Il s'agit de la force, appliquée en "écrasement", nécessaire à la rupture complète d'un matériau. Sachant que lors de la mastication d'importantes forces de compression sont en jeu, il est intéressant de comparer cette valeur pour le choix d'un matériau pouvant remplacer l'émail fonctionnellement. L'émail a une valeur de 384 Mpa. (5)

Résistance au cisaillement/flexion

Il est souvent utilisé pour évaluer l'adhésion d'un matériau à la dent. En effet, des contraintes de cisaillement s'exercent surtout à l'interface matériau/dent. Pour l'émail à proprement parler il est de 90 Mpa.(5)

- **Dureté**

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à la déformation. Le test de dureté consiste à mesurer la marque laissée par un pénétrateur souvent en diamant, qui peut être de forme pyramidale à base carrée (Vickers) ou à base losangique (Knoop). D'autres tests existent mais on ne retiendra qu'eux en odontologie. Pour l'émail, la dureté est de 408 HV (Vickers) ou 340 HK (Knoop).(5)

Cela traduit la capacité d'une matière à résister face à l'abrasion par exemple, ou encore son aptitude au polissage. On comprend donc qu'il est judicieux d'avoir un matériau présentant une dureté proche de celle de l'émail afin de prévenir des défauts d'occlusion suite à une usure plus ou moins prononcée du matériau par rapport au reste de l'arcade. Cela influence aussi l'effet d'un matériau sur les dents antagonistes, ainsi que sur la dent le supportant.

Voici en comparaison les propriétés mécaniques de la dentine et de l'émail (il s'agit de valeurs moyennes) : (5)

Propriétés	Dentine	Email
Conductivité thermique	0,22 W/m/°C	0,92 W/m/°C
Coefficient de dilatation thermique	$8,3 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$	$11,4 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
Module d'élasticité	18,3 Gpa	84,1 Gpa
Résistance en traction	98,7 Mpa	10,3 Mpa
Résistance en compression	297 Mpa	384 Mpa
Résistance en cisaillement	138 Mpa	90 Mpa
Dureté (kg/mm ²)	68 HK (Knoop) 90 HV (Vickers)	343 HK 408 HV

Tableau 1 : propriétés mécaniques des tissus dentaires

Les différents composants de la dent n'ont pas les mêmes propriétés ni le même comportement mécanique (Fig. 5). Pour le choix du substituant, il est préférable d'avoir un matériau mimant le comportement naturel.

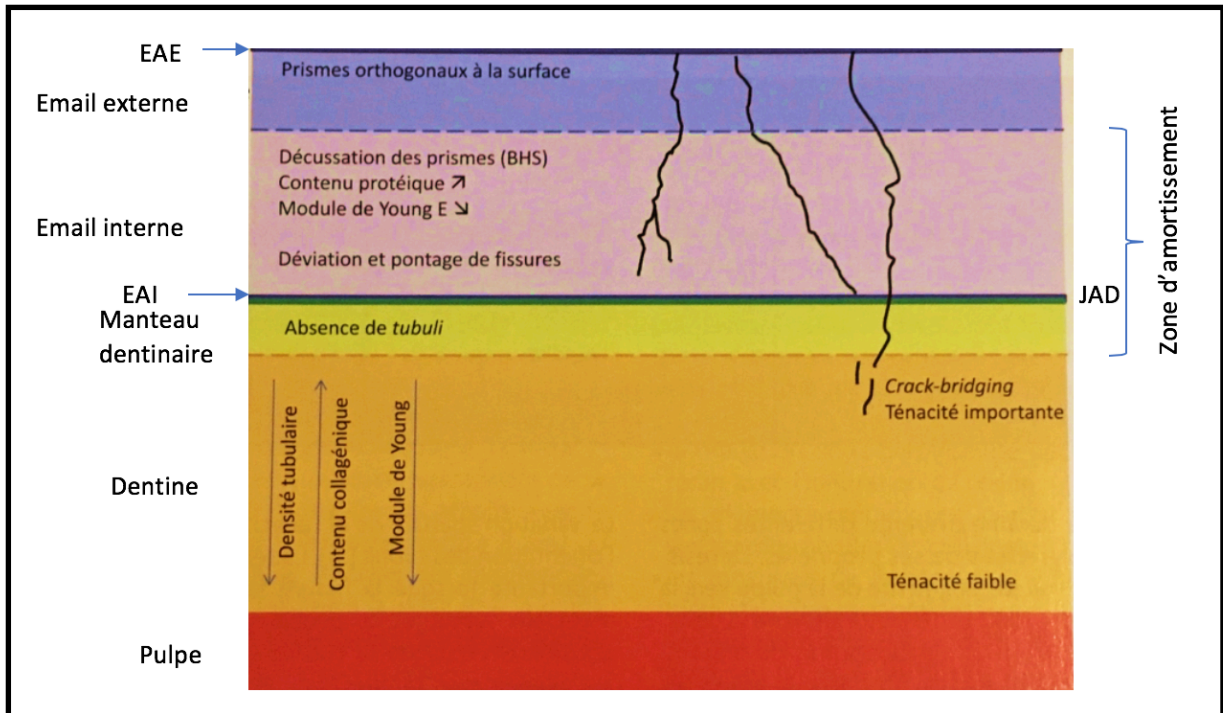


Figure 5 : comportement mécanique des différents tissus dentaires
 (EAE : email aprismatique externe ; EAI : email aprismatique interne ; JAD : jonction amélo dentinaire)

Biomécanique de la dent et de la dent altérée

Notre travail concerne les restaurations postérieures. Ceux sont les dents qui subissent les plus grandes forces lors de la mastication. En effet dans une occlusion physiologique les dents antérieurs guident le système manducateur alors que les dents postérieures résistent aux forces importantes. En effet d'importantes forces sont appliqués sur les dents postérieures (fig. 6). (9)

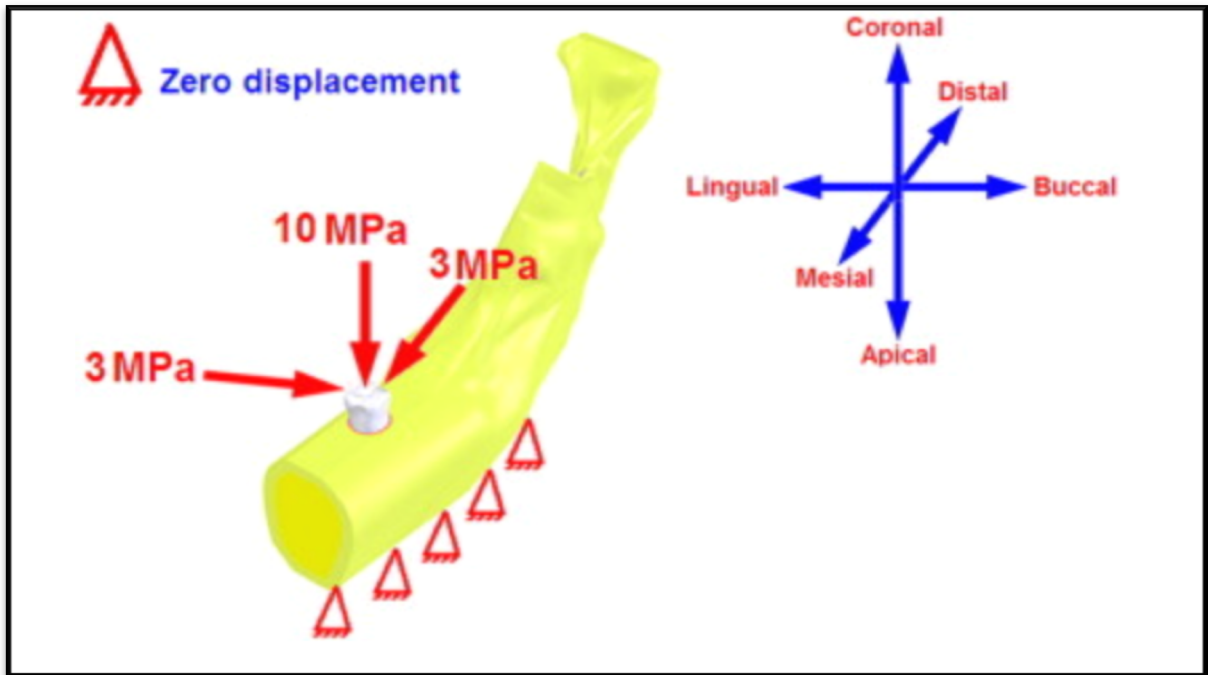


Figure 6 : schéma des forces subies par une molaire

La perte de substance est le facteur principal de diminution de la résistance mécanique de la dent. On peut dire que cette altération est proportionnelle à la perte de substance. De plus les crêtes marginales jouent un rôle fondamental dans la résistance de la dent. On estime qu'une dent dévitalisée ayant perdu les deux crêtes marginales a perdu 63 % de résistance.(Fig. 7) (10)

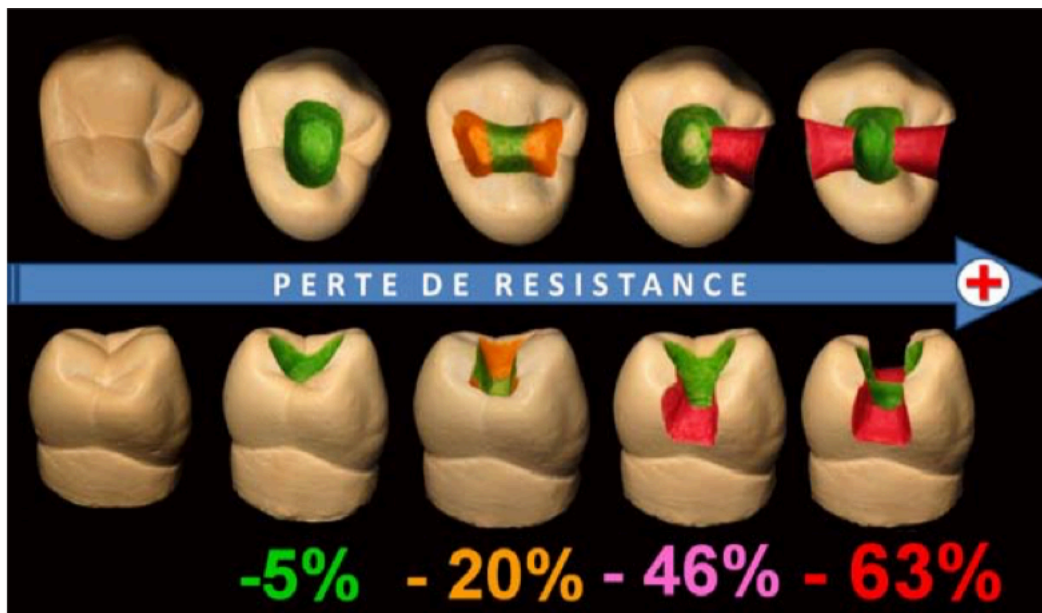


Figure 7 : perte de résistance d'une dent suite à des cavités restauratrices et endodontiques

La dent altérée est ainsi exposée au risque de fracture, pouvant entraîner la perte d'une dent. Les parois restantes peuvent subir une flexion, notamment en cas de perte de continuité entre elles, et laisser apparaître un hiatus pouvant entraîner une carie secondaire.

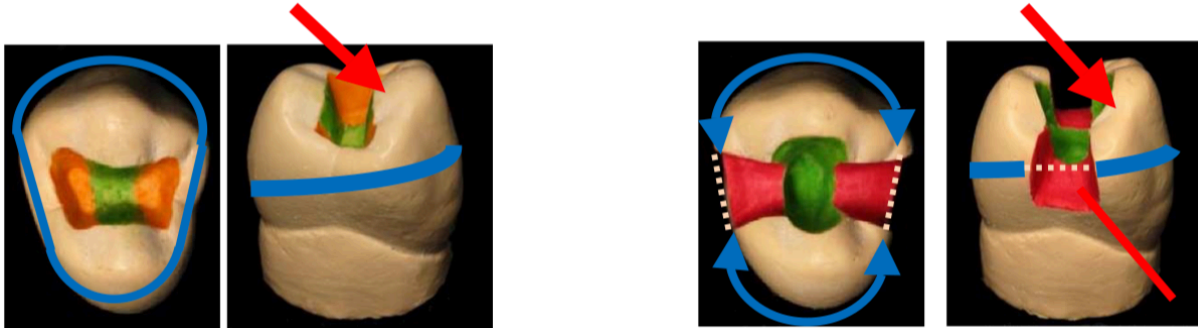


Figure 8 : importance des crêtes marginales

L'objectif de nos restaurations est de prévenir ces risques, notamment en recréant l'unité structurelle de la dent.

I.3. Restauration partielle indirecte : définition, indication, économie tissulaire

Définitions (Fig. 9)

Inlay : il s'agit d'une pièce coulée qui a pour objectif d'obturer une cavité, quand celle-ci se trouve à l'intérieur des parois de la dent.

Onlay : Obturation englobant une ou plusieurs parois.

Overlay : Obturation englobant toute la surface occlusale.

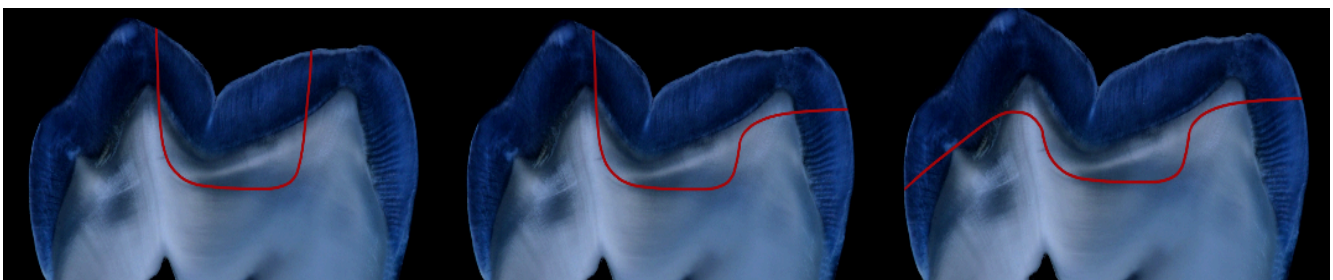


Figure 9 : schéma des différents types de restaurations

Les restaurations indirectes font partie du panel de thérapeutiques qui nous permettent de

restaurer une dent suite à une perte qui peut être d'origine chimique, mécanique, infectieuse ou encore génétique.

Comme les restaurations directes ou les prothèses fixes, ces différents traitements ont pour objectif de reconstruire la couronne d'une dent délabrée pour que celle-ci puisse remplir son rôle tout en limitant les risques de nouvelles anomalies ou de fracture de la dent.

La HAS recommande dans son rapport technique de juillet 2009 (11)

‘‘Ainsi, le praticien doit privilégier :

- dans le cas de perte de substance petite, les restaurations directes exclusivement ;
- dans le cas de perte de substance moyenne, les reconstitutions par méthode directe par rapport aux reconstitutions indirectes par *inlay-onlay* ;

Les impératifs de préservation tissulaire doivent être pondérés par les impératifs biomécaniques. Une restauration directe est possible si elle permet de restaurer de façon satisfaisante : l'anatomie occlusale, les contacts proximaux et occlusaux, les profils d'émergence. Si la restauration d'une cuspside est nécessaire, un *inlay-onlay* peut être indiqué.

- dans le cas de perte de substance importante, les reconstitutions indirectes par *inlay-onlay* par rapport aux couronnes périphériques. ‘‘

En fonction du niveau de l'atteinte de la dent il sera plus judicieux d'utiliser l'une ou l'autre de ces solutions. Le critère principal devant guider notre choix est la préservation de l'organe dentaire sur l'arcade. On parle de **gradient thérapeutique** : sur une dent vitale on commencera par une restauration directe, puis une restauration indirecte type *inlay/onlay/overlay* et enfin la couronne périphérique. (Fig 10)

La règle principale consiste à dire que si 2 thérapeutiques permettent de répondre à un besoin, il faut toujours commencer par la moins mutilante pour l'organe dentaire. (12)

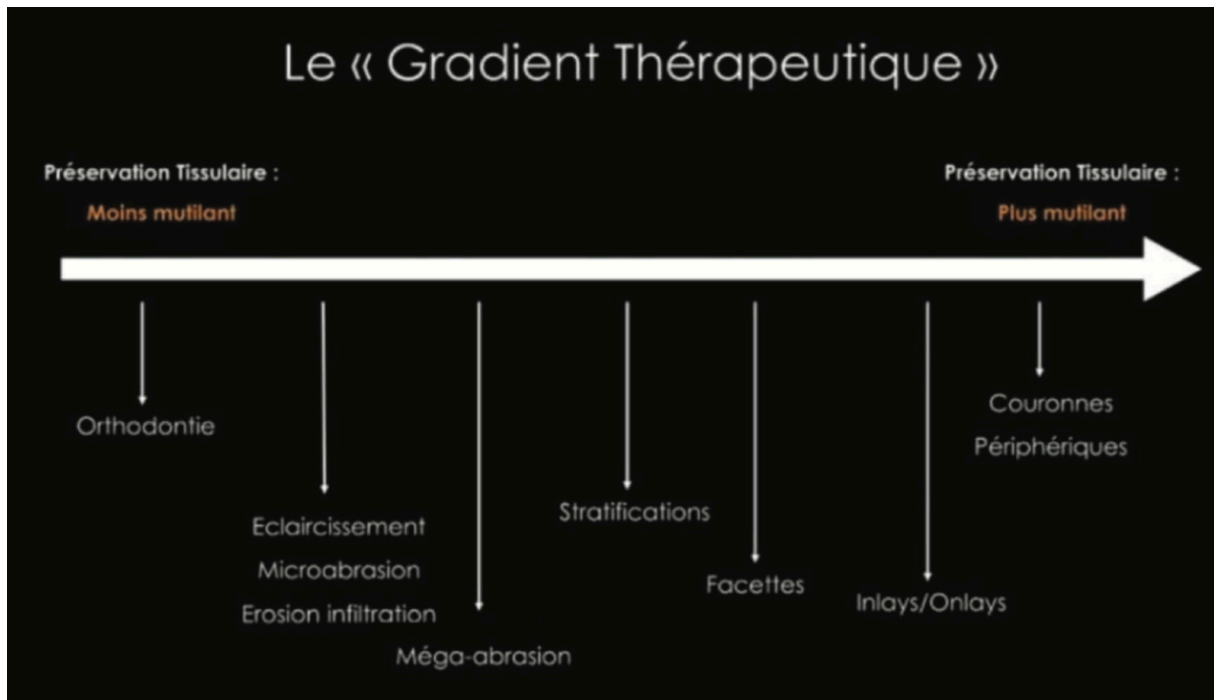


Figure 10 : le gradient thérapeutique

Dans certains cas, notamment quand les cuspidés sont fragiles, il vaut mieux faire une extension de la préparation pour englober la cuspide dans la restauration, même si cela est moins économe en tissu. En effet ceci est réalisé dans un but de prévention, afin d'éviter une fracture d'une cuspide.

Lors de réhabilitations occlusales on peut être amené à réaliser des restaurations indirectes même si la dent n'a pas subi de perte. Par exemple, quand une augmentation de la dimension verticale d'occlusion est nécessaire, toujours dans le but de préservation tissulaire, on préférera réaliser un overlay plutôt qu'une couronne.

En fonction de la situation clinique et du matériau utilisé, les formes de préparation varient. Nous avons tout de même quelques principes à respecter quelle que soit la situation : la préparation doit être de dépouille, ne pas présenter d'angle aigu interne, et les bords de la préparation doivent être en angle droit plutôt qu'en biseau.

La préparation sera réalisée en tenant compte de deux paramètres importants, l'économie tissulaire et l'épaisseur minimale pour assurer la résistance du matériau utilisé.

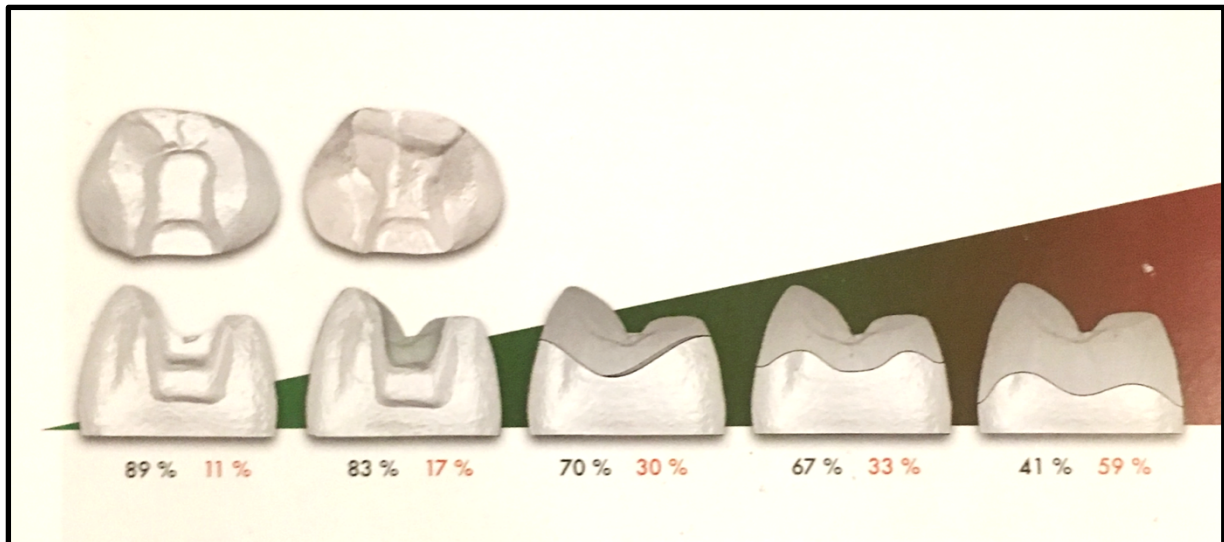


Figure 11 : la perte tissulaire en fonction de l'atteinte (inlay deux faces, inlay trois face, overlays)

Face à un délabrement dentaire, si les parois et cuspides restantes sont mécaniquement solides, la cavité se résume au délabrement, à la mise en dépouille additive (par ajout de matériau d'obturation tel que des composites fluides), et il sera peut-être nécessaire de l'ajuster par rapport à l'épaisseur minimum du matériau. Et on conservera autant que possibles les crêtes marginales au vu du rôle de protection mécanique de celles-ci. (13)

Si les cuspides restantes sont jugées fragiles, on préférera une restauration avec recouvrement des cuspides, ou overlay. Il en existe plusieurs types :

- Type I : d'une épaisseur de 0,5 à 1,5 mm, c'est le type le plus conservateur mais également le plus fragile. Le matériau doit résister malgré sa faible épaisseur ;
- Type II : 1,5 mm à 3 mm, collage sur les tissus dentaires
- Type III : identique au type II mais le collage se fait sur substitut dentinaire
- Type IV : Identique au type III sur une dent dévitalisée (plus rarement utilisé).(14)

Il y a donc différentes formes de préparation possibles et en fonction de celle qui s'impose, le comportement mécanique de la pièce et de la dent sera différent et les stress auxquels elles seront soumises varieront également. La présence ou non des parois ainsi que des crêtes marginales est un facteur important. Par exemple, pour un inlay sur une dent avec 4 parois, le stress sera subi par la pièce prothétique en compression uniquement, tandis qu'une composante en flexion sera également observable sur les overlays.

II. Les différents matériaux de restauration partielle indirecte

II.1. Le matériau idéal

Les matériaux utilisés doivent répondre à certains impératifs afin d'assurer leur rôle dans la restauration partielle de la dent.

Des matériaux de natures différents sont utilisés en restaurations indirectes. L'or a longtemps été présenté comme le matériau idéal pour la réalisation d'inlay ou d'onlay. En effet on peut citer plusieurs avantages : la faible usure des dents antagonistes, l'étanchéité à long terme, la biocompatibilité, ainsi qu'une résistance élevée.

Déjà, en 1971, MONASKY GE & COLL (15) écrivaient :

« Les restaurations occlusales en alliages d'or sont idéales, car elles résistent bien à la fonction tout en usant peu l'émail antagoniste »

Cependant, à l'ère du tout céramique, et compte tenu des doléances esthétiques des patients, l'utilisation de l'or se fait rare. Il faut donc chercher une nouvelle catégorie de matériaux, adaptée à la dentisterie moderne et qui répondrait à un cahier des charges précis.

Le cahier des charges du matériau de restauration idéal est le suivant :

- la biocompatibilité : le matériau ne doit pas altérer les tissus dentaires, pulpaire et parodontaux.
- le bio mimétisme : la forme, la couleur, et la fonction occlusale (statique et dynamique) de la dent doivent être reproduites le plus fidèlement possible par le matériau. Leur présence doit être conciliable avec les dents antagonistes, et induire peu d'abrasion. Leurs propriétés mécaniques doivent être le plus proche possible de celles de l'émail et de la dentine. Le coefficient de dilatation thermique proche de celui de l'émail et la dentine afin de ne pas mettre sous tension le joint de collage lors des variations de température
- l'adaptation à un traitement conservateur : les matériaux doivent pouvoir être utilisés en faible

épaisseur, et ne pas nécessiter d'impératifs mécaniques de préparation excessifs, afin de conserver le maximum de tissus dentaires sains. Ainsi l'aptitude au collage apparaît comme un pré requis.

- la longévité : le matériau concerné doit assurer une restauration pérenne pour la dent : pour ce faire, une bonne résistance mécanique, thermique, chimique (immédiatement et dans le temps) et une résistance à l'usure dans le milieu buccal (corrosion, hydrolyse, attrition) sont indispensables.

- joint périphérique le plus fin possible

- leur mise en œuvre doit être précise et aisée, qu'elle soit artisanale ou par CFAO

- cout abordable

Parmi ces qualités, toutes requises, attardons-nous sur le biomimétisme : les matériaux doivent imiter l'email et la dentine et avoir des propriétés mécaniques très proches. En effet, la littérature montre que le matériau idéal est celui qui se rapproche le plus de la dent naturelle. En 1991, SEGHI RR & COLL (16) disaient déjà : « Un matériau de reconstruction prothétique qui remplace l'email doit avoir des caractéristiques fonctionnelles identiques, afin de ne pas développer plus d'usure sur l'email antagoniste que ne le ferait l'email lui-même ».

II.2. Les matériaux céramiques

Le terme céramique désigne l'ensemble des matériaux obtenu à partir de terre ayant subi une cuisson à température plus ou moins élevés. On peut en citer une multitude, tels que la porcelaine, la faïence, le verre. Les applications dentaires de la porcelaine datent de la fin du 18^{ème} siècle, il y a eu une importante évolution jusqu'aux matériaux que nous connaissons aujourd'hui.

Les céramiques dentaires sont compactées par un procédé thermique appelé frittage, ayant pour objectif de réduire au maximum la porosité du matériau. La température de frittage est l'une des manières classiques de classer les céramiques.

A l'inverse des composites, qui présentent une phase organique, la céramique est un matériau inorganique.

Les céramiques dentaires sont soit uniquement de nature cristalline telles que celles à base de zirconium soit constituées d'une matrice. Celle-ci est vitreuse et désordonnée, au sein de cette matrice est dispersée une phase cristalline plus ordonnée.

La classification retenue aujourd'hui, décrite par SAADOUN ET FERRARI, prend en compte la nature chimique des céramiques, leur procédé de mise en forme, et leur microstructure.(17)

D'après cette classification, trois grandes familles sont définies en fonction de leur microstructure :

- Les céramiques vitreuses, composées d'une matrice vitreuse dans laquelle des particules cristallines sont dispersées
- Les céramiques infiltrées : le verre est infiltré dans une matrice de nature cristalline
- Les céramiques polycristallines

Pour ce qui est de leur nature chimique, on distingue :

- Les céramiques riches en silicates : ce sont les céramiques vitreuses, feldspathiques ou vitrocéramiques. Elles sont principalement appréciées pour leurs propriétés optiques et sont donc souvent utilisées en tant que céramiques cosmétiques.
- Les céramiques alumineuses : elles possèdent une microstructure cristalline, tantôt infiltrée de verre, tantôt exclusivement cristalline. L'alumine présente a pour but de renforcer mécaniquement le matériau tout en conservant des qualités esthétiques satisfaisantes pour des restaurations antérieures.
- Les céramiques à base d'oxyde de zirconium : elles sont totalement cristallines, et possèdent donc des propriétés mécaniques bien plus élevées que les céramiques vitreuses ou infiltrées.

Microstructure	Type	Composition	Indications	Exemples	Mis en oeuvre
Céramique vitreuse (matrice vitreuse + particules cristallines dispersées)	Feldspathique		Couronne	Ivoclar e.max VITA VM	Pressée, barbotine
	Vitrocéramique Feldspathique enrichie ...	Leucite	Facette, inlay, onlay, couronne	Ivoclar IPS Empress esthetic IPS Empress CAD Dentply Finesse	Pressée, barbotine, CFAO
		Disilicate de lithium	Facette, inlay, onlay, couronne	Ivoclar IPS e.max Press IPS e.max CAD	Pressée, CFAO
		Fluoroapatite	Facette, inlay, onlay, couronne	Ivoclar IPS d.SIGN IPS e.max Ceram	Pressée, barbotine, CFAO
		Silicate de lithium et dioxyde de zirconium	Facette, inlay, onlay, couronne	VITA Suprinity Dentsply Celtra DUO	CFAO
Céramiques infiltrées (matrice céramique + verre infiltré)	Alumineuse infiltrée	Verre infiltré Alumine pure ou renforcé au zircon	Couronne, bridge	VITA In ceram alumina In ceram Zirconia	CFAO
Céramiques cristallines	Alumineuse	Alumine	Couronne, bridge	Nobel Procera Alumina	CFAO
	Zircone	Zircone	Couronne, bridge	Ivoclar IPS e.max ZiRCAD Sirona Cerec Zirconia	CFAO

Tableau 4 : les céramiques dentaires

Leur mise en forme par le prothésiste fait appel à plusieurs techniques :

- La technique de la pressée, la céramique est injectée dans un plâtre réfractaire faisant office de moule pour la future restauration, cette utilisation nécessite l'utilisation d'un four spécifique.
- La technique de la barbotine, il s'agit de mettre en cuisson la pièce modelée par apports successifs de poudre et d'eau, le cycle de cuisson est indiqué par le fabricant.
- La CFAO, la pièce est obtenue par usinage dans un bloc de céramique, puis subit une cuisson, cette technique tend à se généraliser.

La classification en fonction de la microstructure est la plus pertinente, elle permet de regrouper les types de céramiques en fonction de nos besoins cliniques, et ainsi d'en conclure leurs

indications concrètes. Le mode d'assemblage est différent selon la structure, les céramiques vitreuses permettent le collage alors que les cristallines ne peuvent qu'être scellées. En effet une pénétration des agents adhésif dans le matériau est possible après préparation de la surface par mordantage, cela va agir sur la phase vitreuse et permettre d'obtenir une adhésion forte.

Pour les restaurations indirectes, nous utilisons généralement les céramiques feldspathiques enrichies qui ont des propriétés mécaniques permettant leur utilisation sans armature tout en permettant le collage. Bien que nous puissions voir dans l'utilisation quotidienne et dans la littérature(18) des prothèses partielles réalisées en céramique uniquement cristalline comme le zircon.

Nous commenterons donc surtout les céramiques vitreuses, et les valeurs données concernent essentiellement ce type de céramique.

D'un point de vue mécanique, les céramiques utilisées en prothèse dentaires sont très différentes des résines composites : elles sont caractérisées par une rupture fragile, sans phase plastique. Cette fracture survient suite à la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial.

Leur résistance est très élevée en compression, mais plus faible en traction ainsi qu'en flexion.

Le module d'élasticité, facteur mécanique déterminant, varie en fonction du type de céramique : de 60 à 80 GPa pour les céramiques vitreuses, plus élevé pour les céramiques infiltrées ainsi que les céramiques polycristallines.

Contrairement aux résines composites, les céramiques bénéficient d'une très bonne stabilité chimique. En effet, elles sont constitués d'atomes liés entre eux par des liaisons chimiques fortes. Ainsi, la dégradation observée sur ces matériaux est très faible, même dans des environnements agressifs. Cette caractéristique en fait un matériau hautement biocompatible, bien qu'aucune liaison chimique vraie ne puisse s'établir entre ces matériaux et les tissus (à l'inverse des matériaux bioactifs) : on dit que c'est un matériau bioinerte.

La dureté des céramiques feldspathiques est d'environ 460 HV, ce qui la rend proche de celle retrouvée au niveau de l'émail bien que supérieure ce qui peut provoquer une abrasion délétère pour l'antagoniste. Et nous allons voir dans la dernière partie que les céramiques vitreuses sont hautement abrasives de par leur état de surface entre autres.

II.3. Les résines composites

Le composite est, comme son nom l'indique, issu d'une association de matériaux.

Il est composé d'une phase organique (matrice de résine), dans laquelle se trouve des charges minérales, cette association étant possible grâce à la présence d'agents de couplage.

C'est précisément cette association de matériaux qui nous permet d'atteindre les propriétés voulues. (19)

La résine constitue la partie active. A l'état initial, il s'agit de monomères qui seront convertis en polymères, ce qui rend le composite rigide. La polymérisation est une réaction d'addition, elle peut être induite chimiquement, par la lumière ou par une combinaison des deux (elle est alors duale).

Le comportement mécanique des composites varie en fonction de leur composition, et leurs indications découlent donc de cette composition. (19)

En effet, on utilise différents monomères, et des charges plus ou moins lourdes.

Les monomères tels que le Bis-GMA (réaction entre le Bisphénol-A et le Glycidyl-Méthacrylate), ou l'UDMA (Urethane DiMéthacrylate) constituent souvent la base des composites auxquels, à cause de leur haut poids moléculaire, on ajoute des monomères de moindre viscosité tels que le Methyl MéthAcrylate (MMA), le TriEthylène Glycol DiMéthacrylate (TEGDMA) ou encore l'Ethylène Glycol DiMéthAcrylate (EGDMA). (20)

Cet ajout rend la résine plus élastique, mais réduit sa résistance à l'abrasion et augmente sa rétraction de prise. En effet, la rétraction de prise est l'un des inconvénients majeurs de l'utilisation de ces matériaux, car elle se répercute sur l'adaptation marginale et donc sur l'étanchéité de la restauration. (20)

Des éléments ajoutés, notamment les charges, permettent d'obtenir une restauration se rapprochant des différents objectifs.

Un autre inconvénient des matériaux à base de résine est leur hydrophobie, qui rend leur mise en place plus difficile, il est nécessaire d'isoler le milieu avant leurs applications.

Les charges sont le plus souvent minérales et à base de silice, mais elles peuvent être de nature

organique (résine polymérisé incorporé dans le matériau) ou encore organo-minérale.

L'ajout de charges permet d'améliorer les propriétés mécaniques telles que la résistance, diminue la rétraction de prise et également le coefficient de dilatation thermique qui est très élevé pour la matrice résineuse.

La taille et la teneur en charge varient également, on trouve généralement des macro-charges (10 μm) de quartz dans les composites classiques, des charges microniques (5 μm) de céramique dans les composites hybrides... de manière générale, lorsque le taux de charges est élevé et que leur taille est importante, le matériau gagnera en résistance. De plus, lorsque les charges sont de faible dimension, les qualités esthétiques sont améliorées.

(21)

Nous avons donc une multitude de composites qui seront plus ou moins adaptés selon le contexte clinique.

Les résines composites utilisées actuellement sont pour certaines chargées de nanoparticules de céramique et on parle de résine nano céramique.

La tendance actuelle est à l'augmentation du taux de charge (aux alentours de 80%) permise par l'utilisation de la CFAO, en effet une viscosité basse pour la modélisation n'est plus un facteur primordiale.

Le passage d'une phase plastique à une phase rigide est une propriété importante pour les restaurations directes. En ce qui concerne les restaurations indirectes, il s'agit de pièces prothétiques réalisées en composite par le prothésiste qui seront collées. Pour la réalisation, les prothésistes peuvent soit utiliser une technique de stratification sur modèle en utilisant des composites de laboratoire, soit la CFAO dans des blocs de composite polymérisés à usiner.

- Comme en technique directe, le prothésiste utilise plusieurs apports pour réaliser la restauration, le résultat ne pouvant être que meilleur car il n'est pas soumis aux contraintes présentes en bouche (milieu aqueux, accès aux limites...). De plus, après polymérisation, la pièce subit un traitement qui est différent selon le fabricant, permettant un meilleur taux de conversion, donc des propriétés mécaniques améliorées ainsi qu'une meilleure biocompatibilité car il y aura moins de monomères présents (nous aborderons la toxicité des monomères dans un autre paragraphe).
- En technique CFAO, il s'agit d'usiner dans un bloc de composite polymérisé. Ce bloc est obtenu industriellement, les procédés de fabrication sont mieux contrôlés et

permettent d'obtenir un matériau avec un taux de polymérisation bien supérieur. De plus il n'y a pas de modelage par le prothésiste, nous sommes libres vis-à-vis de la viscosité du matériau à l'état initial. Cela permet de se concentrer à la réalisation d'un matériau plus résistant, avec un taux de charges important. (22)

Malgré une mise en œuvre plus facile techniquement que pour la céramique (bien que la CFAO tend à réduire cette différence) on peut considérer que le rendu esthétique est suffisant pour des restaurations postérieures. De plus il s'agit d'un matériau évolutif puisqu'on peut le modifier par soustraction ou par ajout directement au fauteuil, ce qui permet par exemple d'accéder facilement au système endodontique si une dent restaurée nécessite d'être dépulpée.

La surface dentaire est plutôt tolérante mécaniquement à la présence de composites. Leur dureté, bien que plus faible que celle de l'émail, est largement tolérable (environ 60 HV pour les composites micro hybrides) (20). Ils n'entraînent donc qu'une abrasion modérée sur la dent antagoniste. En outre leur comportement mécanique est assez proche de celui de la dentine : leur module d'élasticité est proche de celui de la dentine (bien que plus faible), ce qui leur confère un rôle amortisseur et une absorption des contraintes mécaniques, ainsi qu'une moindre tendance à la rupture fragile.

Les résines composites présentent donc un nombre considérable d'avantages. Cependant, certains inconvénients non négligeables compliquent leur utilisation dans certaines situations cliniques.

L'instabilité chimique du composite le rend non inerte et instable structurellement, puisqu'elle entraîne irrémédiablement une perte de substance. Cette perte peut être observée au niveau des points de contact, au niveau des limites entre la dent support et la pièce prothétique, ou encore au niveau occlusal, ce qui influe sur la fonctionnalité et la pérennité de la restauration.

L'instabilité tridimensionnelle du matériau est également liée à la rétraction qu'il subit au cours de sa prise, exposant la dent restaurée au risque de percolation et de caries secondaires.

Bien que globalement biocompatibles, les résines composites ne présentent pas des caractéristiques idéales à ce niveau. En effet, leur utilisation et leur présence en bouche entraîne une toxicité liée au relargage de monomères, dont les conséquences potentielles sur l'organisme

peuvent rendre leur emploi déconseillé.

Mécaniquement, le composite présente plusieurs avantages (module d'Young et dureté). Cependant, il souffre de certains inconvénients majeurs : leur résistance aux contraintes mécaniques est bien inférieure à celle de la dent naturelle. (22)

II.4. Les matériaux hybrides

L'idée est de tirer profit des avantages de ces deux matériaux décrits précédemment tout en limitant leurs points faibles.

Il existe deux types de matériaux hybrides à l'heure actuelle. Les matériaux dits dispersés et les PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network).

- Il existe différents matériaux dispersés sur le marché, prévu pour la CFAO :

La société 3M propose Lava Ultimate[®] qui est composé de 80% de nanoparticules de zircono et de silice intégrées dans une matrice de polymère. De même, la société Voco propose un composite nano hybride contenant 86 % de charges cristallines incorporées dans une matrice résineuse (UDMA et DMA), il s'agit de Grandio bloc[®]. On peut citer également le Cerasmart[™] de GC qui, de la même façon, propose un matériau avec une matrice résineuse dans laquelle sont injectées des particules ultra fines de céramique disposées de façon homogène.

- Les PICN sont quant à eux constitué d'une matrice céramique infiltrée de résine polymère.

La société VITA propose depuis 2009 un matériau inédit par son procédé de fabrication : le VITA Enamic[®] est composé d'un réseau de céramique feldspathique dopée à l'oxyde d'aluminium qui représente 86 % en poids du matériau, dans laquelle est infiltrée un réseau polymère constitué de groupes UDMA et TEGDMA. (23)

Les matériaux hybrides présentent des propriétés mécaniques intéressantes, avec des valeurs intermédiaires entre le composite et la céramique.

Vita annonce un module de Young de 30 GPa, une résistance en flexion de 150 MPa ou encore une dureté de 2,5 GPa. (24)

Ces matériaux sont proposés en bloc et nécessitent donc la CFAO pour leur utilisation. L'avantage pratique est comme pour les autres matériaux résineux, il ne nécessite pas de cuisson après usinage. De même pour le maquillage, on utilise des matériaux de nature résineuse fixé par photo polymérisation.

De plus, la présence de résine facilite grandement les retouches par soustraction ou encore par ajout de matière, ce que les vitrocéramiques ne permettent pas.

Donc aux avantages des composites, s'ajoute théoriquement des propriétés mécaniques supérieures à ceux-ci.

On notera qu'un matériau à gradient fonctionnel est à l'expérimentation. C'est un matériau constitué de résine infiltrée dans une matrice céramique, il est constitué de plusieurs couches avec des compositions différentes selon la localisation. Il résulte de cette disposition, différentes couches aux comportements mécaniques se rapprochant plus de l'émail en surface et de la dentine à la base de la pièce. Une étude sur laquelle nous reviendrons, dans la dernière partie, décrit et analyse ce matériau qui pourrait être commercialisé dans un avenir proche. (25)

II.5. Mode d'assemblage

Les préparations que nous avons décrites ne sont pas rétentives mécaniquement, contrairement aux préparations périphériques. De ce fait le scellement n'est pas suffisant, et il faudra opter pour un collage. Il s'agit de fixer un matériau sur la dent par le biais de liaisons fortes.

Il y a différents systèmes d'assemblage avec ou sans potentiel adhésif :

- Les ciments, qui agissent suite à une réaction de prise acido-basique, ont un potentiel adhésif faible, mais ne permettent pas de collage,
- Les pâtes de collage à base résineuse sont aujourd'hui utilisées entre autres pour l'assemblage de pièces prothétiques, leur prise se faisant par polymérisation. Celle-ci peut être induite chimiquement ou par apport photons. On préférera une prise

- duale, c'est-à-dire les deux modes. La photo polymérisation permet une prise rapide des excès afin de les éliminer et stabilise la pièce, enfin la chémo-polymérisation permet une prise en profondeur, surtout si la pièce, de par son épaisseur ou son opacité, ne permet pas le passage optimal de la lumière.

Que ce soit pour le composite ou la céramique, les systèmes de collage sont les mêmes, le composite a donc une nature commune avec les colles.

Il faut savoir cependant que les céramiques ne sont pas toutes compatibles au collage. En effet le collage est possible uniquement en présence d'une phase vitreuse dans la structure de la céramique. Le mordantage de la surface prothétique va agir sur la matrice de verre permettant un micro-clavetage de la résine. De même le silane est un agent de couplage, il se lie à la silice, présente dans la phase vitreuse des céramiques, et aux groupements méthacrylates de la colle.

Les pâtes de collage peuvent être divisés en 3 groupes :

- Les colles dites auto – adhésive ne nécessitent pas de préparation des surfaces dentaires. En effet toutes les étapes sont réunies en une seule application.
- Les colles sans potentiel adhésif nécessitent l'utilisation préalable de différents agents qui permettront l'adhésion, ces colles sont associées à un système adhésif.
- Les colles avec potentiel adhésif nécessitent aussi une préparation des surfaces dentaires et prothétiques, mais contiennent des groupements fonctionnels, tels que 10-MDP ou 4-META, capables de réaliser des liaisons chimiques.

Il existe donc différents types de colles, qui sont rassemblées de manière non exhaustives dans le tableau 3. Il est donc important de bien connaître le matériau utilisé et notamment la compatibilité avec la colle, ainsi que le protocole de collage.

Potentiel adhésif / Mode de Polymérisation	Auto-adhésive	Avec potentiel adhésif	Sans potentiel adhésif
Photo-polymérisable			Variolink Veneer, RelyX Veneer... (Utilisé pour les facettes, les pièces fines)
Chémo-polymérisable		Superbond (Notamment pour les alliages précieux)	
Duale	RelyX Unicem, Maxcem Elite, SpeedCem, Bifix SE, G-Cem... (Ne nécessite pas d'étapes préalables de préparation)	Panavia (Indiqué pour les restaurations indirectes postérieurs)	NX3, Multilink, Automix, RelyX ARC, Calibra Esthétic... (Indiqué pour les restaurations indirectes postérieurs)

Tableau 3 : les pâtes de collage

Il est admis, selon la HAS en 2009, que les colles sans potentiel adhésif ont les meilleures performances sur plusieurs points. Il est recommandé d'utiliser donc ces colles en association avec un système adhésif. (11)

Si le protocole d'adhésion n'est pas réalisable on pourra opter pour les colles dites auto adhésives.

Le protocole d'adhésion est constitué de 3 ingrédients (Fig. 12) : l'acide qui prépare les tissus, le primaire permet une meilleure propagation de la résine qui elle réalise des liaisons physico-chimique avec la surface dentaire.

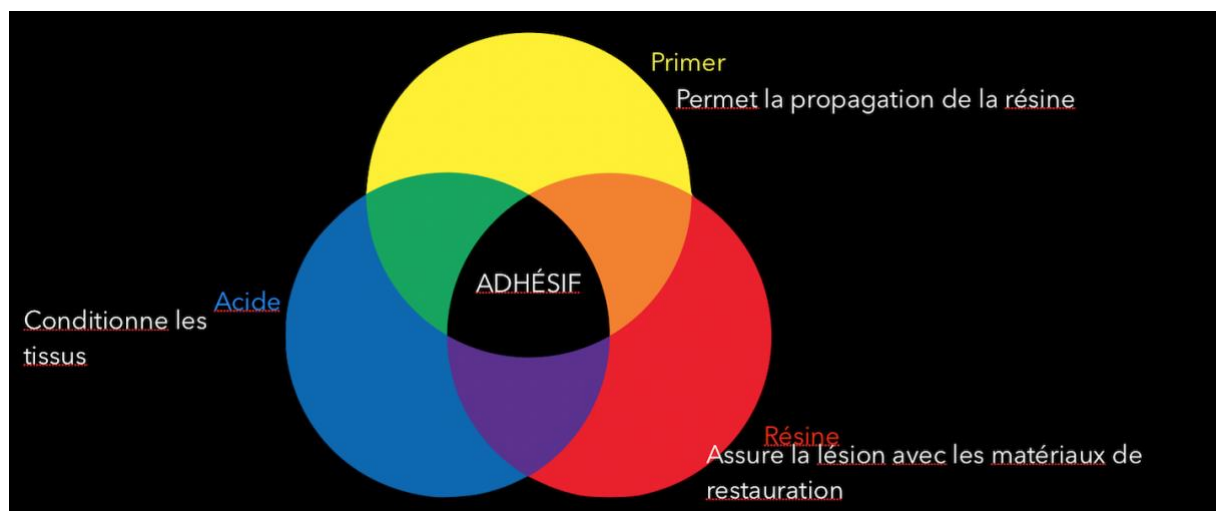


Figure 12 : système adhésif : les différents constituants

On classe les adhésifs en fonction du nombre d'étapes, en effet certains systèmes nécessitent 3 applications (acide, primer et résine) alors que d'autres combinent différents constituants en une seule application (acide et primer en même temps par exemple).

On peut classer tous les adhésifs en quatre groupes. Le tableau 4 résume les étapes en fonction du système adhésif, en reprenant le code couleur de la figure 12.



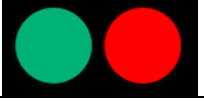

Systeme adhésif	Étapes
MR 3	
MR 2	
SAM 2	
SAM 1	

Tableau 4 : les systèmes adhésifs

Les MR3 sont compatibles avec toutes les colles, et présentent les meilleurs résultats en termes d'adhésion. (26) La majorité des MR2 le sont aussi.

La majorité des SAM ne le sont pas. En effet, leur caractère acide empêche la polymérisation des colles, qui peut être permise par l'ajout de certains activateurs supplémentaires. De plus, les performances d'adhésion des SAM sont plus faibles.

L'avantage des SAM est leur application facilitée, ainsi que sur dentine juxta pulpaire, en effet on observe moins de sensibilités avec ces systèmes.

Cependant pour des besoins de rétention nous préférons donc les MR3.

Il est donc nécessaire de connaître les particularités des différents matériaux, pour le choix du système de collage dans sa globalité.

III. Analyse comparative de la littérature

III.1. Protocole

Sur les interfaces SUMMON, PubMed, Google Scholar, nous avons taper les mots clefs : restaurations partielles postérieures, inlay, onlay, PICN, survie, succès, échec, céramique, hybride, résine, feldspathique, disilicate, enamic, revue systématique, toxicité, bisphénol, charge, fracture, résistance, mécanique, abrasion. Les recherches ont été faites en anglais et les résultats le sont également.

Ainsi 38 articles ont pu être retenus et commentés dans cette partie.

Pour la comparaison des propriétés physiques et mécaniques, les sources sont des études expérimentales, des cours universitaires ou encore issues de la documentation scientifique du fabricant. Une revue systématique a été consulté concernant l'effet des céramiques sur l'email antagoniste.

Pour la comparaison du taux de succès, un rapport de la HAS datant de 2009 a été consulté. Les articles cités par ce rapport ont été commentés. On retrouve cinq revues systématiques.

Deux revues systématiques plus récentes ont également été consultés. Des études sur les matériaux non traités dans des revues systématiques viennent compléter l'analyse.

III.2. Résultats : propriétés physiques et mécaniques

III.2.1. Propriétés physiques

Nous aborderons les propriétés thermiques que nous avons définies dans la première partie.

A propos de la conductivité thermique, pour le composite elle est proche des valeurs des tissus naturels : en moyenne, on l'estime à $1,09 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ contre $0,92 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$. (20).

Au contraire, les céramiques sont des isolants thermiques, environ $0,01 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$, pour le verre, constituant des céramiques à phase vitreuse, elle est en revanche de $1,3 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$. Ces deux matériaux jouent donc un rôle de protection pour les tissus restaurés vis-à-vis des agressions

thermiques. (27)

A propos du coefficient de dilatation thermique, celui de la résine est bien supérieur à celui des tissus dentaires. Il est d'environ $30.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ et peut aller jusqu'à $70.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, ceci peut engendrer des contraintes entre le matériau et la surface dentaire lors de changements de température menant à une perte d'étanchéité voire une fêlure. (20)

Pour les céramiques vitreuses, il est adaptable en fonction de la teneur en K_2O du verre.(27)

Par exemple pour IPS e.max[®] Press d'Ivoclar Vivadent, le coefficient de dilatation thermique est proche de celui de l'émail ($12.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), il est de $10,3.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. ce qui présage un comportement acceptable face aux variations de température. (28)

III.2.2. Biocompatibilité

En termes de biocompatibilité, les matériaux céramiques restent plus performants que les résines composites. Comme nous l'avons détaillé plus haut, la stabilité chimique de la céramique rend ce matériau bioinerte. Les tissus dentaires et parodontaux tolèrent parfaitement la présence d'une restauration en céramique à leur contact, à condition que celle-ci soit réalisée et assemblée dans de bonnes conditions (29). Cependant, le collage fait appel à des matériaux résineux, ce qui induit une certaine cytotoxicité, bien que celle-ci ne soit pas directement due à la céramique.

Les résines composites, souvent décriées pour leur toxicité causée par les monomères libres formant la matrice ainsi que par les additifs, restent tout de même des matériaux dont la biocompatibilité est largement acceptable. (30)

La toxicité du composite est en partie due à la polymérisation incomplète du matériau lors de sa mise en œuvre. Or, notre travail s'attarde essentiellement sur les restaurations indirectes, réalisées au laboratoire de prothèse, donc dans des conditions optimales permettant d'obtenir un taux de conversion très favorable. De plus, les techniques de mise en œuvre par CFAO augmentent encore ce taux de conversion et donc la biocompatibilité du matériau.

La cytotoxicité des composites provient également de l'usure et la dégradation progressive du matériau. En effet celui-ci est soumis à différentes contraintes inhérentes à l'environnement buccal, telles que la présence de salive, les forces mécaniques dues à la mastication ou encore

les variations thermiques.

Nous trouvons dans la salive des estérases agissant par hydrolyse sur les constituants du composite, ce qui conduit au relargage de monomères tel que le bis-GMA. Les conséquences sur les tissus sont donc différentes selon le matériau composite utilisé.(31)

Prenons l'exemple du bisphénol-A :

Le bisphénol-A est connu comme étant un perturbateur endocrinien, une altération du métabolisme des hormones endogènes est prouvée. (32) Des effets sont également observés sur l'ADN, sur les systèmes nerveux et immunitaire, en plus des conséquences sur les tissus dentaires. (33)

Le placenta est perméable à cette molécule, ce qui rend possible une contamination intra-utérine. De plus, les matériaux résineux sont utilisés en pédodontie ce qui peut avoir un effet délétère sur le développement de l'organisme.

Des scientifiques ont, en 2013, montré un lien entre la présence de bisphénol A et l'altération de l'émail chez le rat, ce qui laisse planer le doute à propos d'un éventuel lien entre la contamination au bisphénol A et le MIH. En effet, l'altération de l'émail chez le rat ressemble sur plusieurs points à celle observée dans des cas de MIH. (34)

Cependant, la principale cause de contamination est d'origine alimentaire et non d'origine dentaire. De ce fait, l'Agence nationale de sécurité sanitaire alimentation, environnement, travail (ANSES) a été saisie et une étude sur la présence de bisphénol ainsi que sur les conséquences a été réalisée par cet organisme. Chez l'adulte, le niveau d'exposition acceptable doit être inférieur à la dose journalière tolérable de 50 mg/kg/j. (35) L'effet sur les tissus humains du bisphénol A (à une certaine concentration) est donc prouvé, cependant une question subsiste : la quantité de bisphénol A libéré en bouche à cause des matériaux composites est-elle suffisante pour aboutir à des conséquences délétères ?

Des chercheurs ont étudié le taux de bisphénol A dans la salive suite à l'utilisation de composite pour fixer un fil de contention. Il s'avère qu'une forte augmentation du taux est observé une heure après le soin, mais qu'à un jour, une semaine et un mois les taux sont similaires à celui de référence. Donc le relargage de bisphénol A, au long terme ne semble pas significatif. Le bisphénol A n'est pas toujours libéré pure, lorsqu'il y a hydrolyse de constituants de composite c'est le monomère complet Bis-GMA qui est le plus souvent retrouvé dans les études (36).

Concernant les restaurations indirectes, du fait de la manipulation du composite à l'état polymérisé, la libération la plus importante est donc liée à leur assemblage (utilisation de colle résineuse). Ce mode d'assemblage est commun aux restaurations en céramique. De plus les colles d'assemblage sont peu chargées, il prédomine une phase organique constituée de monomères transformés en polymères. Les colles sont donc plus sensibles au relargage de monomères. (37)

Cependant on peut penser que la perte de substance, que ce soit chimiquement ou mécaniquement conduit à terme à fragiliser la restauration. Et cette perte est moins observé sur les restaurations céramiques.(29)

Esthétique

Pour une restauration postérieure, le rendu esthétique des restaurations en résine composite est largement acceptable et satisfaisant.

Néanmoins, soulignons que les matériaux céramiques présentent de manière générale de meilleures qualités optiques, et que ces qualités paraissent plus stables dans le temps.

III.2.3. Adaptation marginale

L'adaptation marginale, et l'étanchéité qui en découle, sont des éléments essentiels à la survie de la dent restaurée. Celle-ci dépend du prothésiste bien sûr mais également du matériau lui-même.

Une étude *in vitro* (38) a été réalisé afin de mesurer l'espace marginal sur différentes formes de restaurations partielles. Ainsi cinq groupes de 16 molaires extraites sont constitués :

- Groupe A : inlay (cavité MOD)
- Groupe B : Restaurations avec recouvrement d'une cuspidé
- Groupe C : Restaurations avec recouvrement de deux cuspides
- Groupe D : Restaurations avec recouvrement de trois cuspides
- Groupe E : Restaurations avec recouvrement de quatre cuspides

Toutes les restaurations sont réalisées en céramique IPS emax® Press en technique pressée. Les mesures sont prises avant et après collage, et après exposition à une mastication simulée dans

de la salive artificielle. Les valeurs moyennes en μm sont rapportées dans le tableau 5.

Groupe	Avant collage	Après collage	Après mastication
A	84,3	104,7	117,5
B	67,7	101,5	114,8
C	59,8	93,8	106,1
D	57	101,7	109,7
E	50,5	99,5	108,7

Tableau 5 : mesure de l'espace marginal in vitro, avec IPS Emax Press. (Valeurs en μm)

Le type de préparation a donc une influence sur l'adaptation marginale d'après cette étude. Il serait intéressant de comparer l'adaptation entre différents matériaux et procédés de fabrication.

Dans une autre étude (39), 60 molaires extraites ont subies une préparation pour Inlay (MOD), quatre groupes ont été définis :

- EC : IPS emax[®] CAD et CEREC
- LU : Lava[™] Ultimate et CEREC
- EL : IPS Empress[®] CAD et CEREC
- EP : IPS Empress[®] Esthetic ingot et technique pressée

Les mesures, par microscope stéréoscopique, sont faites après collage et on obtient les résultats moyens suivants :

- EC : 33,54 μm
- LU : 33,77 μm
- EL : 34,23 μm
- EP : 85,34 μm

D'après cette étude, avec la technique CFAO nous obtenons de meilleurs résultats. Il aurait été intéressant d'avoir une revue systématique traitant ce sujet ou une étude incluant plus de matériaux et un nombre plus élevé de spécimens.

Une étude (40) incluant cinq matériaux a été publiée en 2019. Des prémolaires extraites ont été restaurés selon différentes techniques et cinq groupes ont été définis, les résultats après collage sont dans le tableau 6, cependant on peut regretter que le nombre de spécimens par groupe soit faible (6 par groupe).

Groupe	Technique	Matériau	Valeurs moyennes en μm
A	Barbotine	Noritake (feldspatique)	106
B	Pressée	Ivoclar IPS Emax Press	138,33
C	CFAO	VITA Mark II	50,67
D	CFAO	VITA Suprinity	65,67
E	CFAO	VITA Enamic	186

Tableau 6 : mesure de l'espace marginal in vitro de différents matériaux

Les résultats confirment de meilleurs résultats pour la technique CFAO. On peut cependant se poser des questions par rapport aux matériaux hybrides, en effet dans l'étude précédente nous avons de bons résultats avec le matériau proposé par Lava (33,77 μm) contrairement à Enamic de Vita dans cette étude.

Une étude (41) comparant uniquement des matériaux par CFAO vient compléter notre analyse, cependant les mesures ont été réalisées sur des couronnes périphériques. Quatre groupes de 12 dents ont été définis : VE pour VITA Enamic[®], LU pour Lava[™] Ultimate, VS pour VITA Suprinity[®] et IPS pour IPS Emax[®] CAD. Après avoir scannés les dents couronnées Les mesures ont été réalisées plusieurs fois sur les quatre faces de la dent.

Les résultats moyens sont : 102,4 μm pour VE ; 91,5 μm pour LU ; 132,1 μm pour VS et enfin 155,5 μm pour IPS.

Il est difficile de faire une conclusion, en effet pour le même matériau on peut observer des variations significatives des mesures de l'espace marginal selon les études.

On observe, de manière générale, de meilleurs résultats pour la CFAO contrairement aux autres techniques, et des résultats acceptables que ce soit pour les céramiques ou les matériaux hybrides.

A l'heure actuelle, la CFAO tend à se généraliser, on peut observer sur la figure 13 le joint entre différents matériaux usinés par CFAO et la dent restaurée.

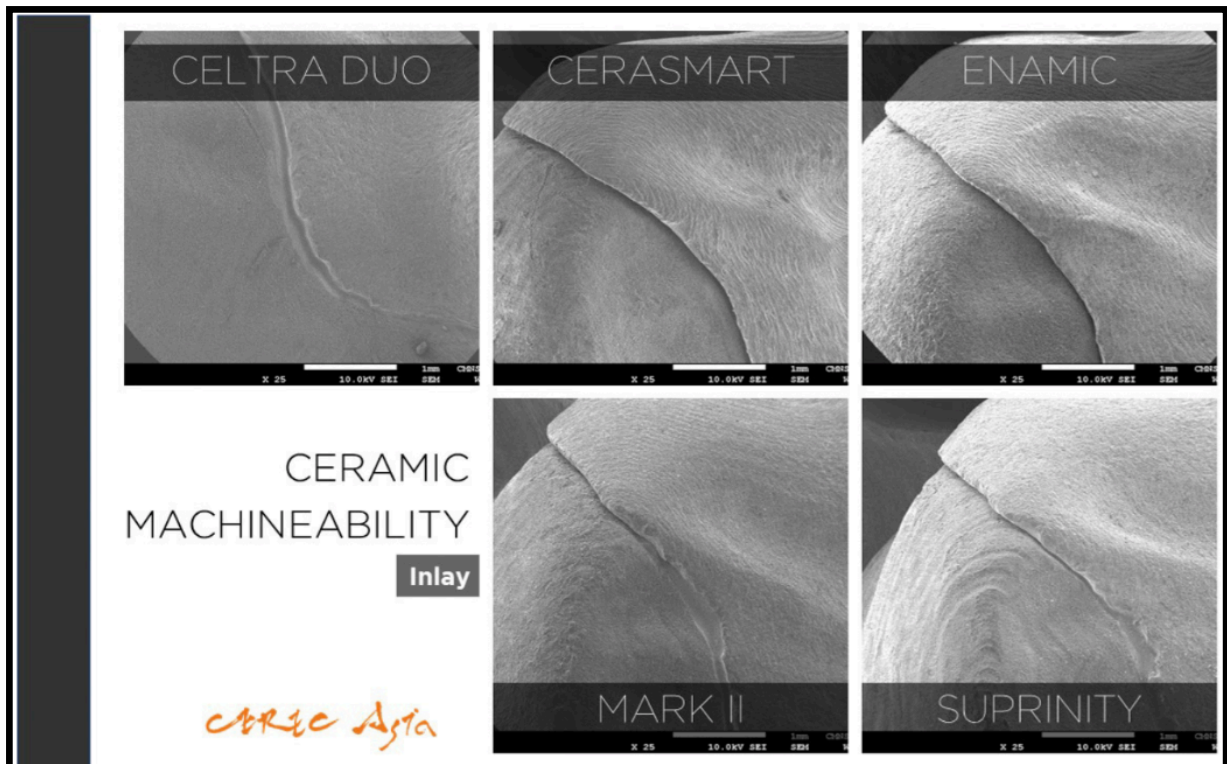


Figure 13 : photos SEM de l'adaptation marginale sur des échantillons d'essai

On observe une limite plus nette pour le matériau Cerasmart™ de GC.

Il s'agit d'une observation subjective, suite à la réalisation d'une pièce prothétique sur un modèle en résine. Puis une analyse photographique est effectuée.

III.2.4. Propriétés mécaniques

Une des propriétés mécaniques la plus décisive pour choisir un matériau de restauration plutôt qu'un autre est le module d'élasticité, ou module de Young, précédemment évoqué.

En effet, lors d'une fracture du matériau ou bien de la dent le supportant, c'est fréquemment le différentiel entre le module d'élasticité du tissu et celui du matériau qui est mis en cause.

Rappelons sa valeur pour les deux tissus dentaires sur lesquels nous sommes amenés à coller : 84,1 GPa pour l'émail, et 18,3 GPa pour la dentine. (cf partie I.1.)

Concernant les matériaux étudiés nous observons des variations importantes. Les matériaux ayant le module d'élasticité le plus faible sont les matériaux hybrides constitués de particules de céramiques renforçant une matrice en résine (Lava™ Ultimate, Cerasmart™...). Pour l'Enamic® (Matrice céramique infiltrée de résine), on observe qu'il est supérieur. (Fig. 14) (42)

Et enfin, à propos des céramiques utilisés pour les restaurations partielles, il est bien supérieur, aux alentours de 100 GPa pour les feldspathiques enrichies au disilicate de lithium, entre 60 et 80 GPa pour celles renforcées à la leucite. (29)

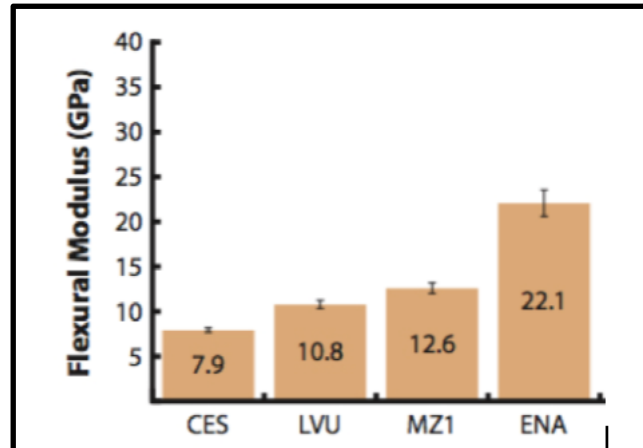


Figure 14 : valeurs du module d'élasticité pour CES Cerasmart , LVU Lava Ultimate, MZ1 Paradigm MZ100, ENA Enamic

Ainsi, nous observons que les matériaux à base résine ont un module d'élasticité proche de celui de la dentine. Alors que celui des céramiques est proche de l'émail. On pourrait penser qu'en fonction du tissu à restaurer il est plus judicieux d'utiliser l'un ou l'autre des matériaux. Cependant nous sommes souvent amenés à remplacer les deux tissus en même temps.

Les résine de par leur module de Young faible joueront un rôle d'absorption des forces et les forces transmises à la dent seront amoindries. Cette propriété paraît intéressante notamment lorsque les forces occlusales sont anormales comme dans les cas de bruxisme.

Une autre propriété mécanique est importante, en effet les fêlures et fractures sont les principale causes d'échecs. Il s'agit de la résistance à la flexion. (Fig.15)

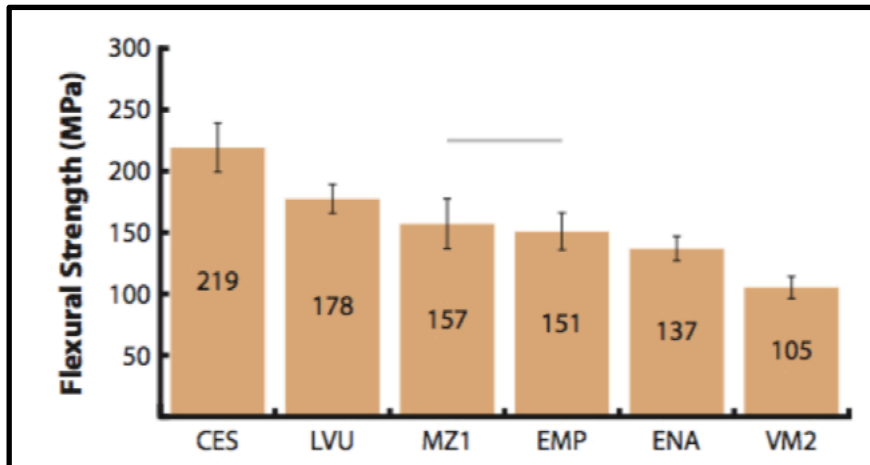


Figure 15 : valeurs de la résistance à la flexion (CES Cerasmart, LVU Lava Ultimate, MZ1 Paradigm MZ100, ENA Enamic, EMP empress, VM2 Cita Mark 2)

On observe que les matériaux résines ont en théorie une meilleure résistance en cisaillement que les premières générations de céramiques. En effet plusieurs études sont rapportés dans la documentation scientifique de IPS e.max® Press (28), et la valeur varie en fonction de la méthode utilisé pour la mesure, la résistance varie de 250 à 450 MPa. Ce qui reste supérieur aux matériaux observés plus haut.

L'émail a une résistance en flexion légèrement inférieur à 100 Mpa et la dentine environ 150 Mpa.

PICN expérimental

Au vu des différences de comportement entre l'émail et la dentine, il parait intéressant de disposer d'un matériau ayant un gradient en termes de qualité mécanique. En effet nous avons souligné l'importance du bio mimétisme pour la réussite du soin, dont la réussite consiste souvent à retrouver la fonction initiale en remplaçant à la fois la dentine et l'émail.

Ce matériau expérimental (25) est donc constitué de neuf couches, celle en surface représente la coiffe protectrice : une résistance et une dureté importantes ainsi qu'une étanchéité marginale parfaite (et donc une inertie chimique) doivent être observées pour assumer sa fonction. Les couches en profondeur reproduisent le rôle amortisseur de la dentine, permettant à la pièce prothétique d'une part d'être protégée des fractures intrinsèques à la pièce, et d'autre part d'absorber les contraintes appliquées sur la dent restaurée afin que celle-ci ne se fracture pas.

Sur la figure 16 on peut voir deux représentations décrivant les différentes propriétés mécaniques selon la couche.

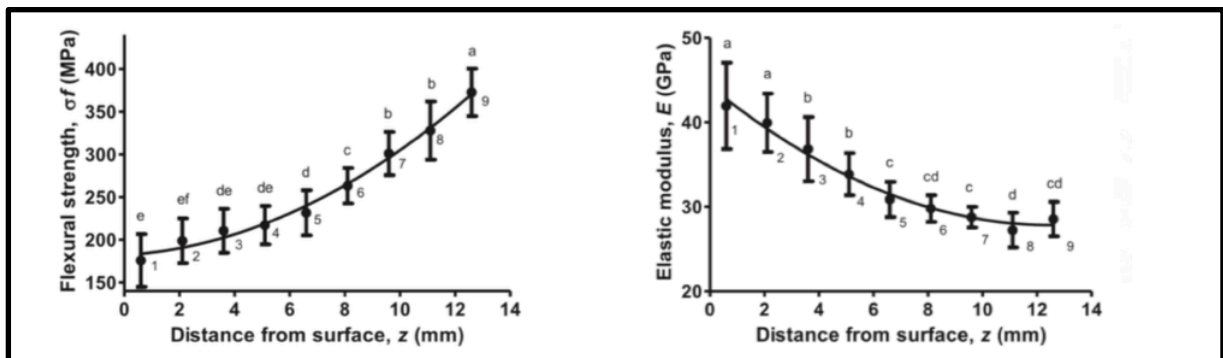


Figure 16 : résistance à la flexion et module de Young en différents point d'un matériau expérimental

C'est essentiellement le taux et la nature des charges qui varient entre les différentes couches. Et on observe que plus on est en profondeur plus la résistance est importante et moins le module de Young est élevé. Cela correspond aux différences qu'on observe entre l'émail et la dentine.

Cela laisse présager une évolution dans la conception des matériaux, même s'il est difficile de reproduire la complémentarité des deux tissus principaux formant la dent.

III.2.5. Dureté et abrasion de l'antagoniste

Comme nous l'avons vu précédemment la dureté est un élément important, elle traduit la capacité d'un matériau à résister à la pénétration. C'est par exemple la capacité du matériau à résister à l'abrasion mécanique due aux contacts dentaires, mais aussi son aptitude au polissage.(5)

En suivant un schéma simplifié, on peut penser qu'un matériau avec une dureté faible, sera facile à polir, n'entraînera pas d'effets délétères sur la dent antagoniste mais risque une perte de matière et ne jouera plus son rôle fonctionnel. Un matériau avec une dureté élevée sera plus résistant au polissage, ne risque pas de perte de matière importante mais pourra engendrer un retrait de tissu pour la dent antagoniste. Mais cela dépend de plusieurs caractéristiques, en plus des propriétés mécaniques des matériaux, et notamment l'état de surface mais aussi la résistance face à toutes les contraintes, tel que l'agression chimique.

Par exemple la valeur de la dureté pour la céramique d'Ivoclar IPS e.max® CAD est d'environ

460 kg/mm² (HV), bien que supérieur, elle est proche de celle de l'émail.

Si on prend une céramique vitreuse renforcé avec de la Zircone, la valeur est d'environ 600 kg/mm², une abrasion sur la dent antagoniste est à craindre bien que ce risque doit être objectivé par des études in vivo.

Et enfin les matériaux résines ou hybrides ont une dureté bien inférieure à celle de l'émail, en effet la dureté est aux alentours de 100 kg/mm² pour le matériau 3M™ LAVA™ Ultimate, à 62,2 kg/mm² pour GC Cerasmart™ et enfin d'environ 160 pour Vita Enamic® . (43)

Il est intéressant d'ajouter à ces valeurs des études qui commente les conséquences de l'abrasion de deux surfaces (matériau/dent). Dans la revue systématique de VITA Enamic® nous retrouvons une étude réalisée à l'université de Zurich par le Pr W.H. Mörmann. (Fig. 17) (44)

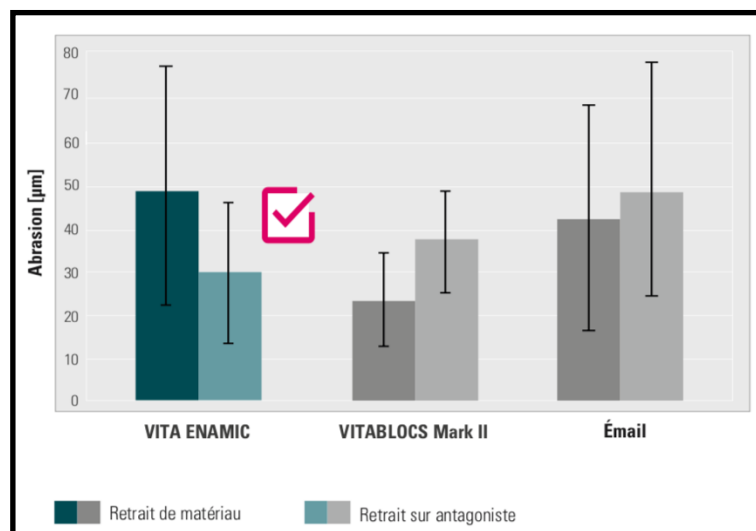


Figure 17 : abrasion du matériau et de la dent antagoniste

Nous remarquons un retrait acceptable entre une pièce en céramique hybride et la dent. Puisque d'après l'étude les valeurs sont proches de l'abrasion entre deux surfaces dentaires naturelles. De même pour la céramique VITABLOCS® Mark II qui est une céramique feldspathique usinable, on remarque une abrasion de la dent antagoniste acceptable, ainsi qu'une moindre abrasion du matériau.

On retrouve une revue systématique (45) concernant l'usure de l'émail face à des surfaces en disilicate de lithium et en zircone. Après sélection 16 études sont retenues.

S'agissant des résultats :

- Certaines études montrent que la zircone polie use moins la dent antagoniste que la céramique enrichie au disilicate de lithium et d'autres études rapportent que le taux

d'usure est similaire

- L'usure est plus importante face aux céramiques feldspathiques que face à la zircone.
- Les composites usent moins l'émail que la zircone.

L'auteur conclut que les céramiques enrichies au disilicate de lithium, ainsi que les céramiques cristallines, usent moins l'émail antagoniste que les céramiques feldspathiques de stratification communément utilisées. Il conclut aussi que le polissage comme mode de finition est préférable au glaçage pour tous les matériaux. Il regrette cependant le peu d'études *in vivo* concernant ces deux matériaux et l'effet sur l'antagoniste. En effet une étude *in vivo* conclut que les zircons usent plus l'antagoniste que les céramiques enrichies au disilicate de lithium, mais le nombre d'études ne permet pas d'aboutir à une conclusion franche.

Donc la dureté n'est pas le facteur principal responsable de l'usure, d'autres facteurs jouent un rôle sur l'effet abrasif d'un matériau : la rugosité, la microstructure de surface.

III.2.6. Synthèse des propriétés physiques, mécaniques et cliniques

	Propriétés physiques		Propriétés mécaniques			Propriétés cliniques			
	Conductivité thermique $W.m^{-1}.K^{-1}$	Coeff. De dilatation thermique $^{\circ}C$	Module de Young Gpa	Résistance en flexion Mpa	Dureté HV Kg/mm^2 Gpa	Bio-compatibilité	Aptitude au collage	Esthétique / adaptation marginale	Abrasion antagoniste
Émail	0,92	12.10^{-6}	84,1	90	408 3,5-6	N.C.	++	N.C.	N.C.
Dentine	0,22	$8,3.10^{-6}$	18,3	138	90 0,8	N.C.	+	N.C.	N.C.
Composite nanochargé	1,09	40.10^{-6}	9	109	50	-	+	-	-
Composite dispersé (CFAO)	N.C.	22.10^{-6} – 34.10^{-6}	10,8	180	80 1	-	+	+	-
PICN (CFAO)	N.C.	N.C.	22,1	137	160 2,2	-	++	+	-
PICN expérimental	N.C.	N.C.	28-42	180-360	1,4-4	N.C.	+	N.C.	-
Céramique feldspathique enrichie leucite	0 - 1	8.10^{-6} - 22.10^{-6}	57	137	6,5	+	++	++	+
Céramique feldspathique enrichie di silicate de lithium	0 - 1	$10,5.10^{-6}$	90	360	460 6	+	++	++	+
Céramique cristalline (zircone)	0,01	10.10^{-6}	200	900	13	++	-	+	+

Tableau 7 : synthèse des propriétés physiques, mécaniques et cliniques

III.3. Résultats : taux de succès

Nous avons précédemment décrit les différents matériaux disponibles de façon théorique, en comparant certaines de leurs caractéristiques : biocompatibilité, propriétés mécaniques, stabilité chimique, esthétique, ...

Ces comparaisons convergent vers un même objectif : l'efficacité clinique des restaurations en fonction des matériaux employés. Pour évaluer cette efficacité, les études retenues comparent

le taux de réussite ou bien le taux d'échec des restaurations.

Des revues, datant de 2000 jusqu'à 2016 pour la dernière, ont été consultés afin d'analyser les taux de succès et les causes d'échecs.

En 2009, la Haute Autorité de Santé (HAS) a publié un rapport complet (11) comparant d'une part l'efficacité des restaurations indirectes comparées aux restaurations directes, et d'autre part, le taux de réussite des restaurations indirectes en fonction du matériau utilisé.

Ainsi, lors de ce travail d'analyse comparative, nous nous appuyerons sur ce rapport ainsi que sur certaines études citées par celui-ci afin de déterminer quel est le matériau de choix, et d'en tirer une conclusion globale.

III.3.1. Données de la HAS

L'or

HICKEL(46) et MANHART (47), respectivement en 2001 et 2004, ont établi une revue de la littérature concernant le taux d'échec des restaurations indirectes par inlay-onlay en Or.

Chacune de ces deux revues de la littérature aboutit à un taux d'échec annuel moyen similaire, égal à 1,4 %, le taux d'échec variant selon les études, de 0 à 5,9 %, sur des périodes d'observation allant jusqu'à 10 ans.

Studer et Al (48), eux, ont préféré, par le biais de leur étude, mettre en évidence le taux de succès des restaurations indirectes en Or à long terme (10 ans, 20 ans, puis 30 ans), et ont obtenu les résultats suivants :

- 96,1 % de taux de succès à 10 ans
- 87 % de taux de succès à 20 ans
- 73,5 % de taux de succès à 30 ans

Erpenstein et Al (49) obtiennent des résultats sensiblement similaires :

- 80 % de taux de succès à 20 ans
- 73,4 % de taux de succès à 25 ans

Ces données de la littérature confirment le statut de référence accordé à l'Or en termes de

longévité pour les restaurations indirectes postérieures.

Les résines composites de laboratoire

Les deux revues de la littérature précédemment citées (47) (46) obtiennent pour les inlays et onlays en résine composite un taux d'échec annuel moyen de 2,9 %, avec un taux d'échec annuel variant de 0 à 11,8 % sur des périodes d'observation similaires à celles étudiées pour l'Or (jusqu'à 11 ans).

Le taux de succès a été évalué par plusieurs études. Celui-ci s'est révélé excellent, avec des taux de succès variant entre 93 % et 98 % en fonction des études.

Ceci étant dit, il n'est pas négligeable de préciser que ces études ont été réalisées sur des périodes d'observation particulièrement courtes (2, 4 et 6 ans). (50) (51) (52)

Les résultats obtenus sont donc satisfaisants, mais ils doivent encore être confirmés prochainement par des études à long terme.

Les céramiques

Le taux d'échec a également été évalué pour les matériaux céramiques. Cependant, les résultats peuvent varier en fonction de la mise en œuvre (stratifiée, pressée ou par usinage) et du type de céramique.

Pour les inlays et onlays réalisés artisanalement au laboratoire de prothèse (stratifiée et pressée), la revue de la littérature de HICKEL et MANHART met en évidence un taux d'échec annuel moyen de 1,9 %, avec un taux d'échec annuel variant de 0 à 7,5 % en fonction des études, sur des périodes allant jusqu'à 11 ans (le recul clinique est intermédiaire entre celui des résines composites et celui de l'Or).

Les causes d'échec sont multiples, pour les matériaux céramiques c'est essentiellement la fracture qui est responsable en cas d'échec.

En 2001, le NHS a publié une revue systématique ayant pour but d'analyser la longévité des restaurations dentaires. Au sujet des restaurations postérieures indirectes en céramique, cette

revue recense trois articles : l'un portant sur différentes céramiques et différents procédés de mise en œuvre, et les deux autres insistant sur la céramique conçue par CFAO. La synthèse de ces trois articles révèle un taux de succès moyen de 80 % à 5 ans pour les restaurations céramiques. (53)

Les céramiques feldspathiques stratifiées

En ce qui concerne la céramique feldspathique stratifiée, les études disponibles sont peu nombreuses, et ces dernières n'indiquent que des résultats à moyen voire court terme (6 ans au maximum). La revue de la littérature la plus complète, celle de BLATZ (54), ne regroupe que trois articles, avec un recul limité à 6 ans, et met en évidence un taux de succès compris entre 88 % et 95 %.

Une étude de Smales et al. (55) conclut à un taux d'échec de 25,8 % à 6 ans.

Le recul clinique étant limité, cela ne permet pas d'établir de conclusion sur leur efficacité clinique.

Les céramiques pressées

Pour ce qui est des restaurations en céramique pressée, la revue de BLATZ (54) conclut que le taux de succès moyen des restaurations céramiques renforcées à la leucite (IPS Empress®) est de 93 % à 6 ans.

Une revue de la littérature (56) , sur le taux de succès des restaurations en céramique IPS Empress®, retient 6 études. Le taux de succès est évalué à 96 % à 4,5 ans et 91 % à 7 ans.

Une étude plus récente portant sur cette même céramique obtient comme résultat un taux de succès moyen de 84 % à 12 ans. (57)

Les céramiques CFAO

Le taux d'échec annuel moyen est de 1,7 %. Les taux d'échec annuels se situent entre 0 et 4,4 % pour des périodes d'observation allant jusqu' à 12 ans. (47) (46)

La revue de littérature de Fasbinder (58) sur les performances cliniques du système Cerec, expose des taux de survie à 5ans de 97 % et à 10 ans de 90 %.

L'étude d'OTTO (59) en 2008 confirme des résultats très satisfaisants à plus long terme, avec un taux de succès moyen de 88,7 % à 17 ans. Les échecs étant essentiellement dues à des fractures (76 % des échecs), des caries secondaires (19%), et des pathologies endodontiques (5%).

III.3.2. Revues plus récentes

Une revue systématique a été publiée en 2013 par Fron Chabouis et Al, dans le but de regrouper les études comparant simultanément les restaurations partielles indirectes en résine composite et en céramique (60). Seules deux études ont été prises en compte après application des critères d'inclusion et d'exclusion.

La réunion de ces deux études représente 80 patients, porteurs de 138 restaurations. De plus, ces études s'étendent au maximum sur trois années.

D'après cette revue systématique, les restaurations en céramique génèrent moins d'échecs que les restaurations en résine composite. Cependant, les auteurs concluent que ces résultats semblent assez peu significatifs, puisque l'échantillon est très faible et le recul clinique très court.

Une autre revue systématique a été publiée dans le Journal of Dental Research en 2016. (61)

Le but de cette étude est de reprendre les sources de 1983 à 2015 (Pubmed, Cochrane, EMBASE), afin de regrouper les résultats sur la survie des inlays et onlays en résine et en céramique. On peut observer sur la figure 18 le schéma aboutissant à l'inclusion de 14 études dans la revue.

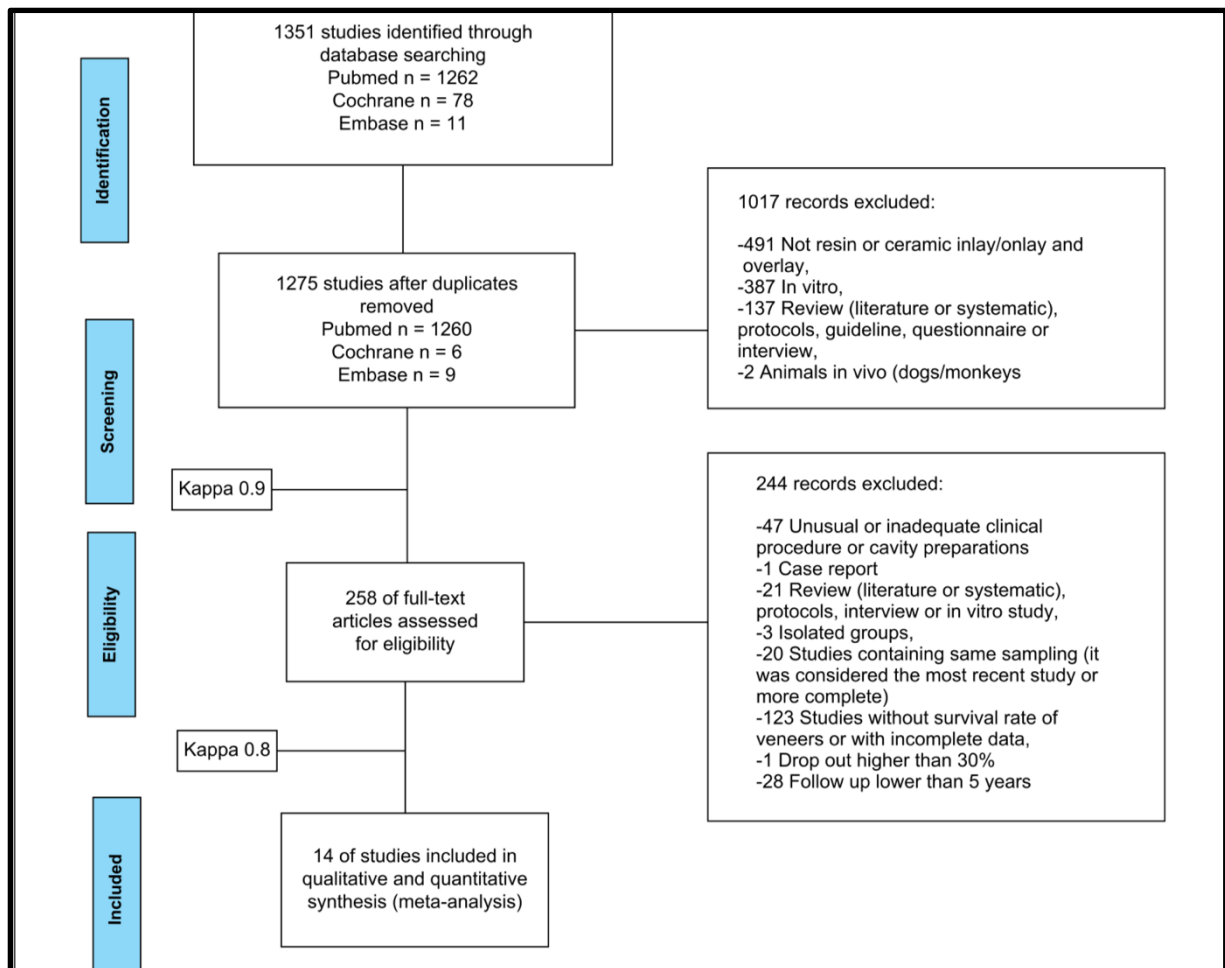


Figure 18 : schéma d'inclusion de la revue publié en 2016 dans le journal of Dental Research

Cependant sur les 14 études sélectionnés aucune ne commente le taux de survie des pièces en résine.

La conclusion de cette revue concerne donc uniquement les céramiques, et un taux de survie moyen de 95% est observé à 5 ans et de 91 % à 10 ans. Il s'agit uniquement de céramique vitreuse (feldspathique ou vitro céramique), mais l'auteur ne fait pas de distinction entre les différentes techniques de mise en œuvre.

Les échecs sont essentiellement dus à une fracture (44%), 34 % des échecs sont dues à des pathologies endodontiques. Les descellements et les caries secondaires représentent chacun 11 % des échecs.

Cette revue conclue aussi que le taux de survie des inlays/onlays est meilleure sur dent vitale.

Dans les revues systématiques consultés, il n'y a pas de résultats concernant les matériaux hybrides.

Une étude (62) traite le taux de survie des restaurations (inlays, onlay) en matériau PICN (Enamic® de la société VITA). L'étude porte sur 103 restaurations. Les résultats sont donnés

pour une période de 3 ans : un taux de survie de 97,4 % pour les inlays et de 95,6 % pour les onlays. Les échecs sont uniquement observés suite à une fracture.

Une seconde étude (63) réalisée sur 40 inlays en matériau hybride dispersé (Paradigm™ MZ100 de la société 3M), conclut à un taux de survie de 95 % à 10 ans. Un cas de fracture de la restauration et un cas de fracture de la dent ont été observés. Et deux cas ont été perdus de vue.

III.3.3. Synthèse des données

	Taux de survie			Taux d'échec annuel	Causes d'échec			
	5 ans	10 ans	10 – 20 ans	À 10 ans	Fracture	Décollement	Carie secondaire	Pathologie endodontique
Or	N.C.	96,1 %	83,5 % à 20 ans	1,4 %	N.C.	N.C.	N.C.	N.C.
Composite nanochargé Laboratoire	93 %	83 %	N.C.	2,9 %	N.C.	N.C.	N.C.	N.C.
Composite dispersé CFAO	N.C.	95 % *	N.C.	N.C.	100 % à 10 ans *			
Céramique vitreuse Stratifiée	90 %	N.C.	N.C.	1,9 %	44 % à 10 ans	11 % à 10 ans	11 % à 10 ans	34 % à 10 ans
Céramique vitreuse Pressée	93 %	91 %	84 % à 12 ans *					
Céramique vitreuse CFAO	97 %	90 %	88,7 % à 17 ans*	1,7 %	76 % à 17 ans *		19 % à 17 ans *	5 % à 17 ans *

Tableau 8 : taux de succès de restaurations partielles collées avec différents matériaux

* Résultats à faible puissance scientifique

On note de bons résultats à court et long termes pour les céramiques vitreuses (feldspathiques et vitrocéramiques), surtout lorsque les pièces sont mises en forme par pressée ou par usinage. Nous ne pouvons pas établir de conclusions précises si nous limitons notre analyse aux études comparatives du taux de réussite ou du taux d'échec des différents matériaux, en effet des données concernant l'évolution à long terme de tous les matériaux n'existent pas.

Il est indispensable de prendre en compte d'autres facteurs afin de s'orienter vers l'un ou l'autre des matériaux en fonction du cas clinique.

III.4 Perspectives

Les restaurations en céramique offrent de bons résultats, et des études à long terme concernant les céramiques vitreuses confirment ces résultats. En effet que ce soit par pressée ou par usinage nous pouvons recommander l'utilisation de ces matériaux pour la réalisation de restaurations partielles.

Un inconvénient, lié à l'abrasion de l'émail face à ces matériaux, peut être noté. Sur ce point les résines composites semblent mieux répondre à nos attentes. Dans les cas de bruxismes par exemple il paraît important de répondre à cet impératif.

De plus les résines offrent la possibilité d'être modifié, ou restauré en bouche. Cependant on peut émettre des limites, tels que la cytotoxicité ou encore le manque d'études concernant le taux de survie à long terme.

Les matériaux hybrides présentent des propriétés intéressantes. Ils présentent des propriétés mécaniques améliorés comparés aux composites classiques. On peut citer plusieurs avantages communs à ces deux matériaux tels que la faible abrasion des dents antagonistes, la possibilité de retouche en bouche. Mais les mêmes réserves peuvent être émises, notamment la cytotoxicité des composants ou encore le peu d'études jugeant l'évolution à long terme des matériaux hybrides.

Ce sont des matériaux prometteurs mais plus d'études devraient confirmer leur utilisation.

La quête du bio mimétisme est un point important de la recherche actuelle. Dans cet esprit plusieurs matériaux sont à l'expérimentation, l'idée est de se rapprocher des propriétés biophysiques des tissus dentaires mais aussi de mimer le comportement en bouche.

Nous avons abordé un matériau à gradient fonctionnel qui devrait être commercialisé bientôt, c'est un matériau avec 9 couches aux compositions et aux propriétés différentes. (Fig. 16)

Un autre matériau expérimental fait l'objet d'une étude (64) sur la distribution des forces subies par des dents extraites restaurées par inlay. C'est un matériau avec 2 couches l'une représentant l'émail et l'autre la dentine. Une dent est extraite puis reproduite en 3D, avec la méthode d'analyse des éléments finis les auteurs obtiennent des résultats comparant différents matériaux. (Fig. 19)

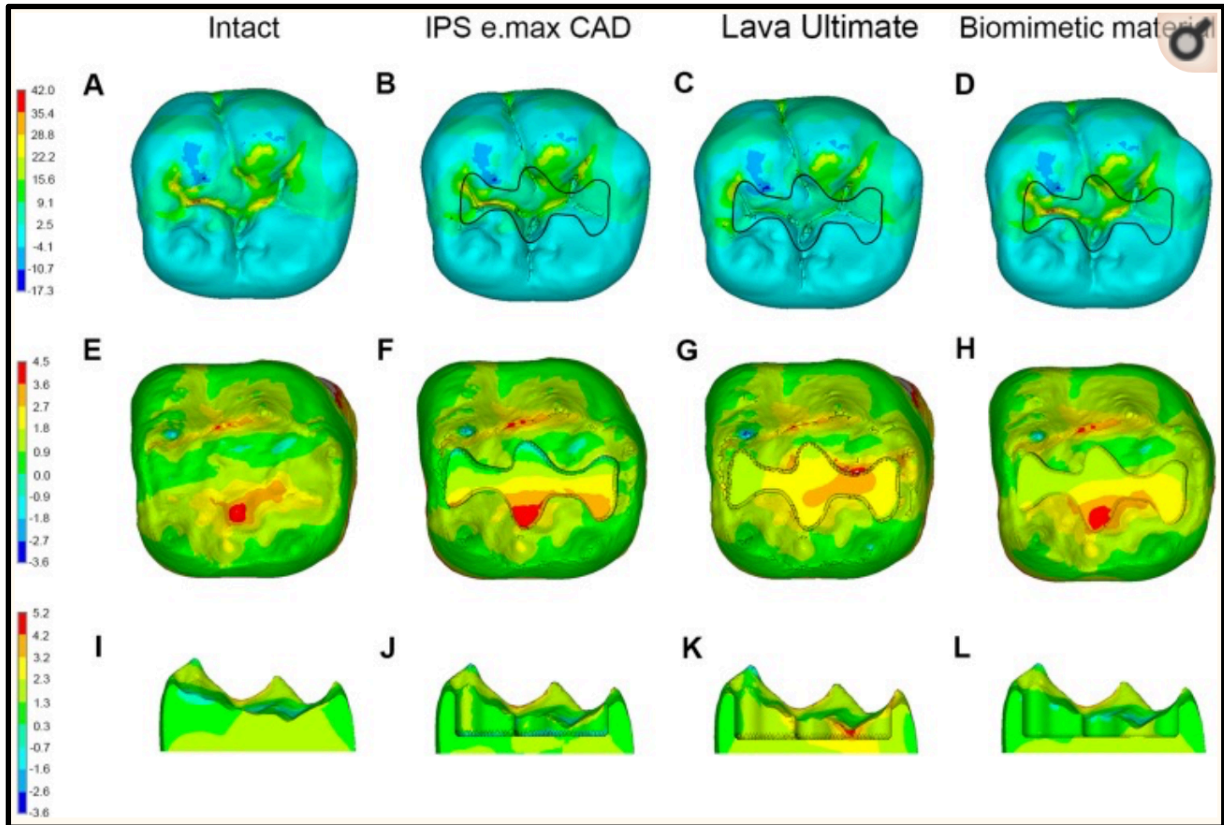


Figure 19 : distribution des forces subies par une molaire restaurée par inlay

On remarque sur la figure 19 une distribution des forces, avec le matériau expérimental, uniforme et proche de celle observée sur la dent intacte.

L'arrivée de ces nouveaux matériaux s'annonce prometteuse. Les résultats à moyen et long terme seront nécessaires avant de commenter leur efficacité.

Conclusion

Les restaurations partielles postérieures ont subi une formidable évolution liée au développement et la fiabilisation des procédures adhésives.

Aujourd'hui essentiellement collées, elles occupent une place de choix dans l'arsenal thérapeutique moderne, car elles offrent d'excellentes performances sur le long terme tout en préservant les structures biologiques.

Pour réaliser ces dernières nous pouvons faire appel à deux familles historiques de biomatériaux : les céramiques vitreuses, les résines composites, et depuis peu une nouvelle famille au confluent des deux précédentes : les réseaux céramiques infiltrés par polymère.

Ce travail, visant à guider le clinicien dans son choix du biomatériau, s'appuie sur une littérature abondante dont il a pu être ressorti un ensemble de propriétés caractéristiques de chaque biomatériau.

Ainsi les résines composites, bien qu'en constante amélioration, révèlent des propriétés mécaniques et physiques légèrement en deçà des tissus naturels notamment l'email, et on peut leur reprocher une certaine toxicité liée au relargage de monomères.

Les céramiques quant à elles présentent une stabilité chimique accrue, mais leurs propriétés mécaniques sont, cette fois, supérieures aux tissus naturels et donc une réserve peut être émise vis-à-vis de l'abrasion des dents antagonistes.

Enfin les céramiques infiltrées par polymère se parent de propriétés encore plus proches d'une dent, mais leur fiabilité reste à confirmer sur le long terme et une certaine toxicité ne peut être exclue de par la présence d'une phase résineuse.

Il est important également de confronter ces propriétés mécaniques, issues d'expérimentations *in vitro*, aux performances cliniques analysées *in vivo*.

Sur ce point on note encore une suprématie des alliages précieux à base d'or. Mais pour ce qui est des matériaux esthétiques dédiés à la restauration partielle collées des dents postérieures, on peut affirmer, avec un recul clinique important, que les céramiques vitreuses mises en forme par technique pressée ou par usinage, sont à l'heure actuelle des matériaux de choix.

Enfin, la quête de bio mimétisme et l'avènement des nanotechnologies, accompagnant le développement de nouveaux biomatériaux, nous laissent envisager une éventuelle alternative aux céramiques.

Table des illustrations

Figure	Titre	Reference
1	Schéma des différents niveaux structurels de l'émail	(5)
2	Image en lumière réfléchie mettant en évidence les bandes de Hunter-Schreger sur la face vestibulaire d'une canine maxillaire	(4)
3	La jonction émail-dentine observée au MEB. x 3000 E : émail D : dentine * : JED	(65)
4	Schématisation des contraintes en traction (A), en compression (B) et en cisaillement/flexion (C)	
5	Comportement mécanique des différents tissus dentaires (EAE : email aprismatique externe ; EAI :email aprismatique interne ; JAD : jonction amélo dentinaire)	(5)
6	Schéma des forces subies par une molaire	(9)
7	Perte de résistance d'une dent suite à des cavités restauratrices et endodontiques	(66)
8	Importance des crêtes marginales	(66)
9	Schéma des différents types de restaurations	
10	Le gradient thérapeutique	(12)
11	La perte tissulaire en fonction de l'atteinte (inlay deux faces, inlay trois face, overlays)	(5)
12	Système adhésif : les différents constituants	
13	Photos SEM de l'adaptation marginale sur des échantillons d'essai	(43)
14	Valeurs du module d'élasticité pour CES Cerasmart™ , LVU Lava™Ultimate, MZ1 Paradigm MZ100, ENA Enamic®	(42)
15	Valeurs de la résistance à la flexion (CES Cerasmart™, LVU Lava™Ultimate, MZ1 Paradigm MZ100, ENA Enamic, EMP empess, VM2 Cita Mark 2)	(42)
16	Résistance à la flexion et module de Young en différents point d'un matériau expérimental	(25)
17	Abrasion du matériau et de la dent antagoniste	(44)
18	Schéma d'inclusion de la revue publié en 2016 dans le journal of Dental Research	(61)
19	Distribution des forces subies par une molaire restaurée par inlay	(64)

Tableau	Titre
1	Propriétés mécaniques des tissus dentaires
2	Les pâtes de collage
3	Les systèmes adhésifs
4	Les céramiques dentaires
5	Mesure de l'espace marginal in vitro, avec IPS Emax Press. (Valeurs en μm)
6	Mesure de l'espace marginal in vitro de différents matériaux
7	Synthèse des propriétés propre à chaque matériau
8	Taux de succès de restaurations partielles collées avec différents matériaux

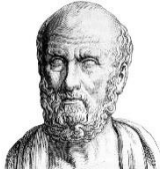
BIBLIOGRAPHIE

1. Radlanski R, Wesker K. Atlas d'anatomie clinique de la face. Berlin; 2012. 360 p : 288. (Quintessence International.).
2. Susini AR. Études des caractéristiques Biophysiques des tissus calcifiés humains (os, émail, dentine) soumis à des traitements thermiques: applications anthropologiques et médicales [doctorat]. Genève; 1988.
3. Wang X, Zhang N, Zhong Y, Yan F, Jiang B. Wild boar's tusk enamel: Structure and mechanical behavior. *Materials Science and Engineering: C*. juill 2019;100:354-62.
4. Lynch CD, O'Sullivan VR, Dockery P, McGillicuddy CT, Sloan AJ. Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel: HSB patterns in human tooth enamel. *Journal of Anatomy*. 23 juin 2010;no-no.
5. Étienne O. Restaurations esthétiques en céramique collée. JPIO. 2016.
6. Marshall GW, Balooch M. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;54(1):87-95.
7. Çelik Köycü B, İmirzalıoğlu P. Heat Transfer and Thermal Stress Analysis of a Mandibular Molar Tooth Restored by Different Indirect Restorations Using a Three-Dimensional Finite Element Method: Heat Transfer and Thermal Stresses at Indirect Restorations. *Journal of Prosthodontics*. juill 2017;26(5):460-73.
8. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence. 1987;
9. Merdji A, Mootanah R, Bachir Bouiadjra BA, Benaïssa A, Aminallah L, Ould Chikh EB, et al. Stress analysis in single molar tooth. *Materials Science and Engineering: C*. mars 2013;33(2):691-8.
10. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. nov 1989;15(11):512-6.
11. Bodin T. Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (Inlay-Onlay) Rapport d'évaluation technologique. 2009 juill. (HAS).
12. Tirlet G, Attal P. Le gradient thérapeutique, un concept médical pour les traitements esthétiques. *Inf Dent* 2009. 41-42:2561-8.
13. Kouby S, Margossian P, Tassery H. Nouvelles perspectives dans le traitement de l'usure : les tables tops. 2013;24(4).
14. Gurel G. Predictable, precise and repeatable tooth preparation for porcelainlamine veneers. *Pract Priced Aesthet Dent*. 2003;15(1).
15. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mars 1971;25(3):299-306.
16. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics in vitro. *J Dent Res*. mars 1991;70(3):221-5.
17. Sadoun MJ. Céramiques dentaires. Matériau céramique et procédé de mise en forme. *Tech Dent* 2000. (165/166):13-7.

18. Chaar MS, Kern M. Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design. *Journal of Dentistry*. déc 2015;43(12):1411-5.
19. Willems G, Braem M, Celis J. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Matter*. 1992;
20. Raskin A. Les matériaux composites. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD).
21. Vreven J, Raskib A, Leloup G. Résine composites. In: *Encyclopédie Médicale et Chirurgicale*. Elsevier SAS. Paris;
22. Sabbagh J. Physical and mécanique characterization of resin-based material. Université de Bruxelles; 2004.
23. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. VITA ENAMIC documentation technique scientifique.
24. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. VITA Enamic documentation technique scientifique Recherche interne, R&D VITA, rapport 03/12 ([3], cf. p. 34).
25. Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A Functionally Graded PICN Material for Biomimetic CAD-CAM Blocks. *J Dent Res*. nov 2018;97(12):1324-30.
26. Weissrock G, Koubi S, Couderc G. Le collage des céramiques à matrice de verre: quand méthode rime avec reproductibilité. *Réalités cliniques*. 2010;21(3).
27. Helfer M. Etude des matériaux de reconstruction prothétique odontologique en salive artificielle. Université de Lorraine; 2009.
28. Ivoclar Vivodent. IPS e.max Press , documentation scientifique technique.
29. ADF. Les céramo-céramiques : commission des dispositifs médicaux de l'Association Dentaire Française. 2^e éd. 2011. 9 p.
30. Sharma S, Padda B, Choudhary V. Comparative evaluation of residual monomer content and polymerization shrinkage of a packable composite and an ormocer. *J Conserv Dent*. 2012;15(2):161.
31. Finer Y, Jaffer F, Santerre JP. Mutual influence of cholesterol esterase and pseudocholinesterase on the biodegradation of dental composites. *Biomaterials*. mai 2004;25(10):1787-93.
32. Sonnenschein C, Soto AM. An updated review of environmental estrogen and androgen mimics and antagonists. *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*. avr 1998;65(1-6):143-50.
33. Drozd K, Wysokinski D, Krupa R, Wozniak K. Bisphenol A-glycidyl methacrylate induces a broad spectrum of DNA damage in human lymphocytes. *Arch Toxicol*. nov 2011;85(11):1453-61.
34. Jedeon K, De la Dure-Molla M, Brookes SJ, Loiodice S, Marciano C, Kirkham J, et al. Enamel Defects Reflect Perinatal Exposure to Bisphenol A. *The American Journal of Pathology*. juill 2013;183(1):108-18.
35. ANSES. Évaluation des risques du bisphénol A (BPA) pour la santé humaine.
36. Kang Y-G, Kim J-Y, Kim J, Won P-J, Nam J-H. Release of bisphenol A from resin composite

- used to bond orthodontic lingual retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. déc 2011;140(6):779-89.
37. Al-Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *Eur J Oral Sci*. juin 2004;112(3):267-72.
 38. Stappert CFJ, Denner N, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*. déc 2005;199(12):779-83.
 39. Oz FD, Bolay S. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique. *International Journal of Dentistry*. 2018;2018:1-10.
 40. Wang RJ, Liu M, Song DY, Yang S, Wang Q, Wang L, et al. [Analysis of edge morphology of partial veneers made by different processing techniques and materials]. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 18 févr 2019;51(1):93-9.
 41. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2017;118(2):200-7.
 42. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. oct 2015;114(4):587-93.
 43. Hsuan. Investigation : Margin Performance of CERASMART. *Cerec digest*. 10 sept 2017;
 44. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. 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*. avr 2013;20:113-25.
 45. Laplace N. Usure de l'émail opposé à des céramiques monolithiques en zircone et en disilicate de lithium : revue systématique de la littérature. Université de Bordeaux; 2016.
 46. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. 2004;29(5):481-508.
 47. R Hickel, Manhart J. Longevity of Restorations in Posterior Teeth and Reasons for Failure. 2001;3(1):21.
 48. Studer SP, Wettstein F, Lehner C, Zullo TG, Schärer P. Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures: SURVIVAL OF CAST GOLD INLAYS AND ONLAYS. *Journal of Oral Rehabilitation*. juin 2000;27(6):461-72.
 49. Erpenstein H, Kerschbaum T, Halfin T. Long-term survival of cast-gold inlays in a specialized dental practice. *Clinical Oral Investigations*. sept 2001;5(3):162-6.
 50. Kükreker D, Gemalmaz D, Kuybulu EO, Bozkurt FÖ. A Prospective Clinical Study of Ceromer Inlays: Results up to 53 Months. 2004;8.
 51. Leirskar J, Nordbø H, Thoresen NR, Henaug T, von der Fehr FR. A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays. *Acta Odontologica Scandinavica*. janv 2003;61(4):247-51.

52. Signore A, Benedicenti S, Covani, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *Primary Dental Care*. 1 oct 2008;15(4):152-152.
53. NHS Centre for Reviews and, Dissemination, University of York. The longevity of dental restoration. A systematic review. 2001;
54. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. :13.
55. Smales RJ, Etemadi S. Survival of ceramic onlays placed with and without metal reinforcement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. juin 2004;91(6):548-53.
56. El-Mowafy O, Brochu J-F. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*. avr 2002;68(4):233-7.
57. Frankenberger R, Taschner M, Garcia-Godoy F, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent*. 2008;10(5):393-8.
58. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*. sept 2006;137:22S-31S.
59. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*. 2008;21(1):53-9.
60. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dental Materials*. déc 2013;29(12):1209-18.
61. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res*. août 2016;95(9):985-94.
62. Spitznagel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin Oral Invest*. juin 2018;22(5):1973-83.
63. Fasbinder DJ. Clinical Performance of CAD/CAM-Generated Composite Inlays After 10 Years. *J cosmetic dental*. winter 2013;28(4):134-45.
64. Zhu J, Luo D, Rong Q, Wang X. Effect of biomimetic material on stress distribution in mandibular molars restored with inlays: a three-dimensional finite element analysis. *PeerJ*. 2019;7:e7694.
65. Lin CP, Douglas WH, Erlandsen SL. Scanning electron microscopy of type I collagen at the dentin-enamel junction of human teeth. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*. mars 1993;41(3):381-8.
66. Dervicevic B. restauration de la dent dévitalisée : concepts et préceptes. Université de Lorraine; 2011.



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

BARAKAT Wissam – Les restaurations postérieures partielles indirectes collées : choix du matériau

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2020

Rubrique de classement : Odontologie restauratrice

Résumé :

De par l'avènement du collage et la sensibilisation des praticiens au principe d'économie tissulaire, les restaurations partielles indirectes collées occupent une place majeure dans la pratique de l'odontologue moderne.

De nombreux biomatériaux destinés à cet usage sont aujourd'hui disponibles, ce travail vise à donner au clinicien des éléments afin de guider le choix lors de l'exercice clinique.

Pour ce faire quelques rappels essentiels sur les propriétés des tissus dentaires sont abordés dans une première partie, puis la lecture d'articles a permis de commenter les propriétés caractéristiques des différents matériaux ainsi que leur taux de succès *in vivo* et les principales causes d'échec.

Même s'il est encore difficile d'affirmer une supériorité franche d'un matériau pour toutes les situations cliniques, globalement les céramiques vitreuses obtiennent de bons résultats à long termes.

Les plus récentes recherches laissent présager l'avènement de nouveaux biomatériaux atteignant un niveau supérieur de bio mimétisme.

Mots clés : collage, inlay, onlay, biomatériaux, céramique, composite, PICN

BARAKAT Wissam– Posterior partial bonded indirect restorations: choice of material

Abstract:

Due to the advent of bonding and dentists' awareness of the principle of tissue economy, indirect bonded partial restorations occupy a major place in the practice of modern dentists.

Many biomaterials intended for this use are available today, this work aims to give the clinician elements to guide the choice during clinical exercise.

To do this, some essential reminders on the properties of dental tissues are discussed in the first part, then the reading of articles allowed to comment on the characteristic properties of different materials as well as their success rate *in vivo* and the main causes of failure.

Even if it is still difficult to assert a frank superiority of a material for all clinical situations, overall vitreous ceramics obtain good long-term results.

The most recent research gives hope for the advent of new biomaterials reaching a higher level of biomimicry.

MeSH: bonding, inlay, onlay, biomaterials, ceramic, composite, PICN

Adresse de l'auteur :
6 Boulevard Sakakini
13004 MARSEILLE