



HAL
open science

Critères décisionnels concernant les biomatériaux lors d'une restauration partielle collée : applications cliniques

Laura Lombardi

► **To cite this version:**

Laura Lombardi. Critères décisionnels concernant les biomatériaux lors d'une restauration partielle collée : applications cliniques. Médecine humaine et pathologie. 2020. dumas-03082380

HAL Id: dumas-03082380

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03082380>

Submitted on 18 Dec 2020

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.

UNIVERSITÉ NICE-SOPHIA ANTIPOLIS
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
24 Avenue des Diabes Bleus, 06357 Nice Cedex 04

CRITERES DECISIONNELS CONCERNANT LES BIOMATERIAUX LORS
D'UNE RESTAURATION PARTIELLE COLLEE. APPLICATIONS CLINIQUES

Année 2019-2020

Thèse n°42-57-20-24

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le Vendredi 04 Septembre 2020 Par

Madame Laura LOMBARDI

Née le 10 / 08 / 1994 à Nice
Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE (Diplôme d'État)

Examineurs :

Madame le Professeur	BRULAT-BOUCHARD Nathalie	Président du jury
Monsieur le Docteur	<u>LEFORESTIER Eric</u>	Directeur de thèse
Monsieur le Docteur	LAPLANCHE Olivier	Assesseur
Madame le Docteur	ABID Sarah	Assesseur
Madame le Docteur	PESCI-BARDON Catherine	Membre invité

CORPS ENSEIGNANT

56^{ème} section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle
Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle
Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara
Maître de Conférences des Universités Associé : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AIEM TORT-ALVAREZ Elody
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr CAMIA Julien
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MASUCCI Caterina

Sous-section 02 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : Mme LUPI Laurence
Maître de Conférences des Universités Associé : Mme BORSA Leslie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FRENDO Marie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MERIGO Elisabetta

57^{ème} section : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Sous-section 01 : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : Mr BENHAMOU Yordan
Maître de Conférences des Universités : Mr COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : Mme DRIDI Sophie Myriam
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr BORIE Gwenaël
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr CHARBIT Mathieu
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FISTES Elene-Maria

58^{ème} section : REHABILITATION ORALE

Sous-section 01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : Mr BOLLA Marc
Professeur des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Professeur des Universités : Mr MAHLER Patrick
Professeur des Universités : Mr MEDIONI Etienne
Professeur des Universités Emérite : Mr ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : Mr ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : Mr CEINOS Romain
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : Mr LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : Mr LEFORESTIER Eric
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme ABID Sarah
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BECQUART Mathilde
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DEMARTY Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme GROSSI Vanina
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LAMBERT Gary
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LONJON Jean-Baptiste
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr PARNOT Maximilien

Remerciements

A Madame le Professeur BRULAT-BOUCHARD Nathalie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice

Praticien Hospitalier, CHU Nice

Je vous remercie d'avoir accepté de présider mon jury de thèse. Votre enseignement et vos conseils m'ont été très précieux durant ces études. J'ai passé de très bons moments avec vous lors de ma vacation d'endodontie sous microscope et lorsque je vous assistais pendant les travaux pratiques des étudiants de 3^{ème} année. Veuillez recevoir dans ce travail Madame la présidente l'expression de ma profonde reconnaissance.

Remerciements

A Monsieur le Docteur LEFORESTIER Eric

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice

Praticien Hospitalier, CHU Nice

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail de thèse. C'était pour moi une évidence que de vous choisir pour terminer ce chapitre en tant qu'étudiante. J'ai adoré travailler avec vous durant ces trois années de clinique. Elles ont été stressantes parfois et vous avez su me rassurer et me donner confiance en moi. Je vous suis très reconnaissante pour votre accompagnement tout au long de ces années. Vous avez su être très patient et compréhensif. J'ai énormément appris grâce à vos conseils et votre enseignement durant mes vacances hospitalières. Merci de m'avoir permis d'utiliser le CEREC toutes les semaines pendant ma 6^{ème} année. Cela m'a permis de me perfectionner à la dentisterie restauratrice. Merci également d'avoir pris le temps de répondre à chacune de mes questions, de mes mails. Veuillez recevoir Docteur Leforestier, l'expression de mon profond respect.

Remerciements

A Monsieur le Docteur LAPLANCHE Olivier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice

Praticien Hospitalier, CHU Nice

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse. Vous avez été très présent lors de mes vacances hospitalières, toujours disponible pour m'aider et me rassurer lors des soins. L'apprentissage que vous m'avez enseigné s'est toujours déroulé dans la bonne humeur et c'était un réel plaisir pour moi de partager ces moments avec vous. Vous avez su gérer mes anxiétés face à certains patients et je vous en remercie. Je garde un excellent souvenir de nos vacances avec mon binôme Justine. Veuillez recevoir mes remerciements les plus sincères à travers ce travail.

Remerciements

A Madame le Docteur ABID Sarah
Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistante hospitalo-universitaire, CHU Nice

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse. C'était un réel bonheur de travailler ensemble lors des travaux pratiques d'endodontie que tu dirigeais. Les TP se passaient toujours dans la bonne humeur malgré l'exigence de cette discipline. Les étudiants ont de la chance d'avoir une assistante hospitalo-universitaire impliquée, souriante et pédagogue comme toi. Il y a 13 ans, ton père m'enseignait les mathématiques au collège et quelques années plus tard c'est toi qui m'a accompagnée et rassurée lors de certaines de mes vacances hospitalières. C'est toujours un plaisir d'échanger avec toi tant sur le plan professionnel que sur le plan privé. Tu trouveras dans ce travail de thèse, l'expression de mes sincères remerciements et amitiés.

Remerciements

A Madame le Docteur PESCI
Docteur en Chirurgie Dentaire
Praticienne hospitalière, CHU Nice

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse. Le service de gestion des urgences est un passage obligatoire et stressant dans la vie d'un étudiant. Vous avoir à nos côtés pour débiter cette pratique est essentiel pour nous tous. C'était pour moi inconcevable de ne pas faire cette vacation d'urgence avec vous chaque semestre. Vous m'avez appris à gérer une première consultation, à extraire des dents, à être organisée et travailler rapidement. Merci pour votre gentillesse, votre bonne humeur, votre patience, vos conseils qui m'ont beaucoup apporté dans ma pratique. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect.

Tables des matières

Introduction

1. Généralités
 - 1.1. Définitions
 - 1.2. Le gradient thérapeutique
 - 1.3. L'approche par le biomimétisme
 - 1.3.1. Le principe biomimétique ou bioémulation
 - 1.3.2. La préservation des tissus dentaires
 - 1.4. La dent naturelle
 - 1.4.1. L'émail
 - 1.4.1.1. Structure
 - 1.4.1.2. Composition
 - 1.4.2. La dentine
 - 1.4.3. La jonction amélo-dentinaire
 - 1.5. Propriétés mécaniques de la dent
 - 1.5.1. Le module d'élasticité ou module d'Young
 - 1.5.2. La dureté
 - 1.5.3. La résistance à la traction
 - 1.5.4. La résistance à la compression
 - 1.5.5. La résistance à la flexion
 - 1.5.6. La résistance à l'abrasion
 - 1.6. L'assemblage
 - 1.6.1. Les différents types de colles
 - 1.6.1.1. Les colles sans potentiel adhésif
 - 1.6.1.2. Les colles avec potentiel d'adhésion
 - 1.6.1.3. Les colles auto-adhésives
 - 1.7. Le protocole de collage
 - 1.7.1. Sur les pièces composites
 - 1.7.2. Sur les pièces en céramiques
 - 1.7.2.1. Les céramiques vitreuses
 - 1.7.2.2. La zircone
 - 1.8. L'essor de la CFAO
2. Les différents types de restaurations partielles collées postérieures
 - 2.1. Un inlay – onlay
 - 2.1.1. Indications des inlays-onlays
 - 2.1.2. Mise en forme et principe de préparation des inlays-onlays
 - 2.1.3. Le recouvrement des parois résiduelles
 - 2.2. Un overlay
 - 2.3. Un veneerlay
 - 2.4. Les avantages de la méthode indirecte

- 2.5. Les prérequis avant de réaliser une restauration partielle collée
 - 2.6. Le scellement dentinaire immédiat
 - 2.7. La remontée de marge
 - 3. Les différents matériaux lors d'une restauration partielle collée
 - 3.1. Les composites
 - 3.1.1. Rappel
 - 3.1.1.1. La matrice résineuse
 - 3.1.1.2. Les charges
 - 3.1.1.3. Le silane et autres constituants
 - 3.1.1.4. Principe de réalisation d'un composite sous forme de pâte
 - 3.1.2. Les composites indirects artisanaux
 - 3.1.3. Les composites usinés par CFAO
 - 3.1.4. Les composites bulk-fill
 - 3.2. Les céramiques
 - 3.2.1. Rappel sur les céramiques
 - 3.2.2. Les céramiques vitreuses
 - 3.2.3. Les céramiques polycristallines
 - 3.2.4. Les céramiques infiltrées
 - 3.2.5. Les différents procédés de mise en forme des vitrocéramiques
 - 3.2.5.1. Méthode artisanale de laboratoire des vitrocéramiques
 - 3.2.5.2. Céramique pressée en bloc et maquillage
 - 3.2.5.3. Mis en forme par CFAO
 - 3.2.5.4. Les vitrocéramiques sous forme de bloc
 - 3.2.5.4.1. Les céramiques enrichies en feldspaths
 - 3.2.5.4.2. Les céramiques enrichies en leucite
 - 3.2.5.4.3. Les céramiques enrichies en disilicate de lithium
 - 3.2.5.4.4. Les céramiques enrichies en silicate de lithium et zircon
 - 3.2.5.4.5. Les zircons
 - 3.2.5.4.5.1. La zircone de deuxième génération
 - 3.3. Les hybrides
4. Composite usiné VS céramique usiné
5. Les critères décisionnels
 - 5.1. Facteurs fonctionnels et mécaniques
 - 5.1.1. En fonction de la restauration de la dent antagoniste
 - 5.1.2. En fonction de la nature du substrat sur lequel est collé le matériau
 - 5.1.3. En fonction du nombre de parois restantes
 - 5.1.4. En fonction de l'épaisseur de la restauration
 - 5.1.5. Parafonctions
 - 5.1.6. Forces extérieures appliquées
 - 5.2. Facteurs biologiques
 - 5.2.1. Toxicité

- 5.2.2. Dent dont le diagnostic pulpaire est incertain
- 5.2.3. Dent dépulpée
- 5.3. Facteurs esthétiques
 - 5.3.1. Position du joint dento-prothétique
 - 5.3.2. Demande esthétique du patient
- 5.4. Autres facteurs
 - 5.4.1. Hygiène bucco-dentaire
 - 5.4.2. Le facteur financier

Cas clinique 1

Cas clinique 2

Cas clinique 3

Cas clinique 4

Discussion

Conclusion

Bibliographie

Iconographie : Liste des figures

Iconographie : Liste des tableaux

Iconographie : Liste des graphiques

Liste des abréviations

INTRODUCTION

Face à une demande esthétique croissante et aux nouveaux principes de la dentisterie moderne, les inlays-onlays sont devenus en quelques années une thérapeutique minimalement invasive reconnue lors de la présence d'une restauration de moyenne à grande étendue.

Le recours à ces techniques collées sur dent vivante et non vivante est devenu une proposition pertinente tant au niveau biologique, esthétique, qu'économique.

La maîtrise de l'assemblage et la multiplication des matériaux de restaurations permettent de se détacher des concepts basés sur la rétention mécanique et prônent une préparation à minima des tissus dentaires. Pendant de nombreuses années, la dépulpage préventive et la réalisation de couronne périphérique étaient systématiques pour restaurer une dent sur l'arcade dentaire.

Dans cette nouvelle approche de préservation tissulaire, les inlays - onlays tout comme les overlays et les veneerlays vont être réalisés en première intention. La fabrication d'une restauration partielle collée sera alors possible seulement si un bandeau d'émail périphérique est présent en quantité suffisante pour permettre un collage optimal de la pièce.

Le matériau de restauration idéal est biomimétique, c'est à dire qu'il a les mêmes propriétés physiques, mécaniques, physico-chimiques et biologiques que la dent.

A ce jour, on retrouve un grand nombre de biomatériaux disponibles sur le marché qui se sont substitués aux restaurations métalliques en or. Nous allons retrouver tout d'abord, les composites artisanaux et les blocs de composites usinés par CFAO. Puis les céramiques dentaires sous forme de « pâte crue » ou usinées sous forme de blocs. Et depuis peu, l'arrivée d'un matériau innovant, les hybrides.

Une compréhension approfondie des configurations spatiales des éléments coronaires (émail, dentine et jonction amélo-dentinaire) est nécessaire car elle va nous permettre de choisir un matériau se rapprochant au plus près des caractéristiques de la dent naturelle.

Cette notion introduite par Pascal Magne et Belser va être développée tout au long de ce travail de thèse.

Nous allons voir que le choix du biomatériau de restauration va être guidé en fonction de la situation clinique ainsi que de plusieurs critères : esthétiques, fonctionnels, biologiques et mécaniques.

Lors d'une perte tissulaire de moyenne à grande étendue sur une dent postérieure, nous sommes confrontés à la question : Vaut-il mieux réaliser une restauration partielle en céramique, en composite ou avec un matériau hybride ?

1. Généralités

1.1. Définitions

Un inlay est une pièce prothétique assemblée par collage ou scellement, destinée à restaurer une perte de substance dentaire ne nécessitant pas de recouvrement de cuspide. Le terme d'onlay est employé lorsque la pièce prothétique réalise un recouvrement cuspidien. (1)

Par convention dans ce rapport, le terme d'inlay-onlay (IO) sera employé afin de désigner l'ensemble de ces restaurations.

Un inlay – onlay est une restauration partielle esthétique que l'on retrouve sur les dents postérieures avec un mode préparation à minima.

Ce type de prothèse ne nécessite pas d'ancrage radiculaire ; cela permet le maintien de la vitalité pulpaire et préserve donc les tissus dentaires.



Figure 1 : Vue occlusale des préparations avant empreinte optique

Figure 2 : Inlay sur la 45 – Onlay sur la 46 avec une céramique vitreuse enrichie en leucite (réalisé par Lombardi Laura)

1.2. Le gradient thérapeutique

Devant une demande esthétique croissante des patients au sein des cabinets dentaires, Jean-Pierre Attal et Gil Tirlet introduisent la notion de « gradient thérapeutique » en 2009 (2).

Le gradient thérapeutique est un concept guidant la réflexion du praticien vers une approche de la dentisterie esthétique permettant la plus grande économie tissulaire possible.

Ces thérapeutiques sont classées de la plus conservatrice à la plus mutilante.

La préservation tissulaire est un préalable indispensable à tout traitement de dentisterie moderne.

Les restaurations traditionnelles de type couronne et bridge dentaire ne permettent pas la préservation des tissus dentaires sains. Elles entraînent une réduction du cycle de vie de l'organe dentaire ainsi que la perte de la vitalité pulpaire. (3)

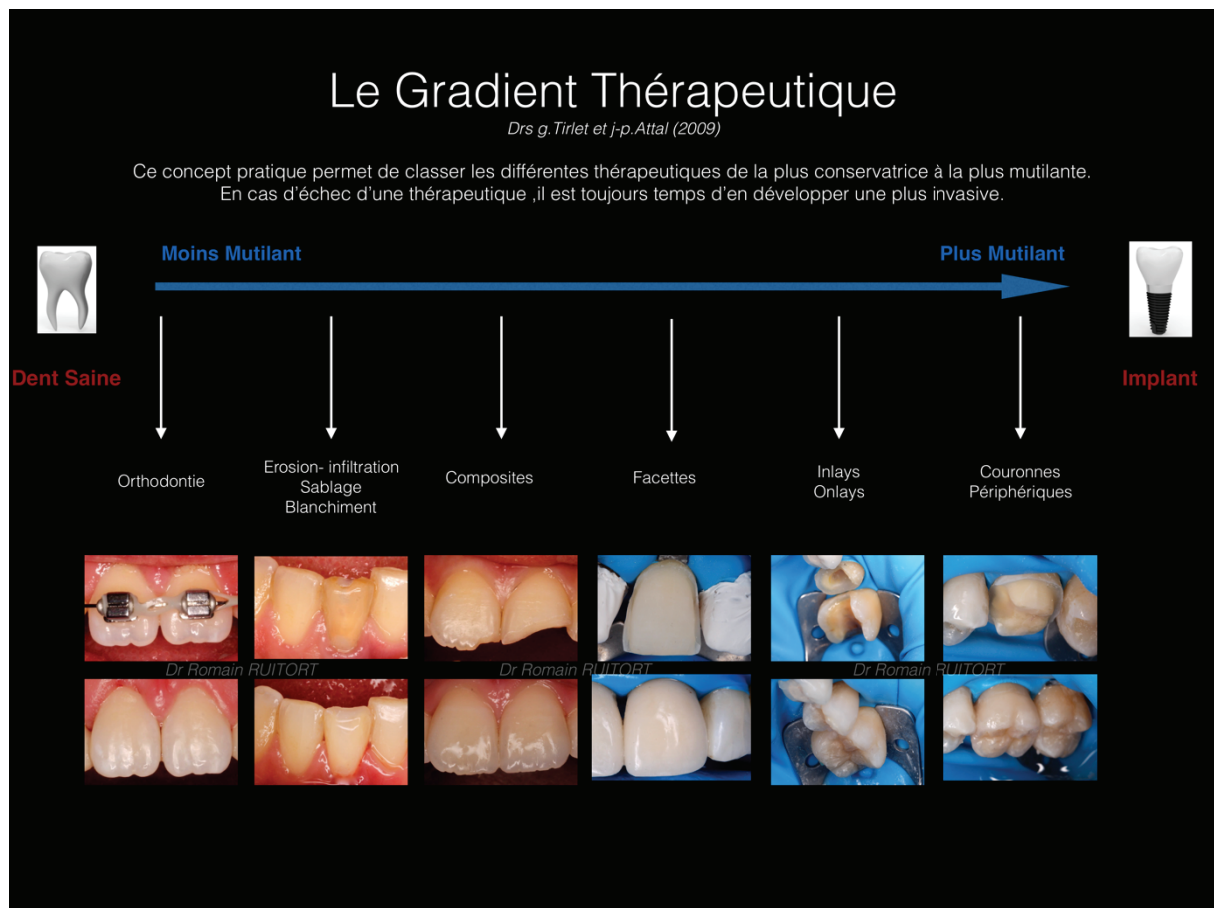


Figure 3 : Le gradient thérapeutique selon Gil Tirlet et Jean-Pierre Attal (Dr. Ruitort)

Une dentisterie sans tenon, ni couronne est-elle possible ? (4) Selon Magne, la réponse semble favorable. Elle permettrait une économie tissulaire, un maintien de la vitalité de la dent, un gain de temps pour le praticien ainsi que la diminution des coûts financiers pour le patient.

Lors de complications sur des restaurations adhésives, le remplacement ou la réparation de la pièce est possible à la différence d'une restauration conventionnelle qui nécessite souvent le retraitement canalaire voire l'extraction de la dent.

1.3. L'approche par le biomimétisme

1.3.1. Le principe biomimétique ou bioémulation

Dans le domaine scientifique, la biomimétique consiste à reproduire et imiter artificiellement les procédés de la nature dans les organismes vivants. Elle est très souvent associée au terme de bioémulation qui correspond à la reproduction de la nature par imitation biomimétique. (5)

Le principe biomimétique est un concept basé sur l'intégration d'un biomatériau imitant au plus près les propriétés biologiques, fonctionnelles, mécaniques et esthétiques de la dent naturelle. (6)

Introduite par Pascal Magne et Belser en 2003 (7), cette nouvelle approche trouve son origine dans l'étude histo-anatomique des tissus dentaires : émail, dentine et jonction amélo-dentinaire.

L'essor des techniques adhésives ainsi que le développement des biomatériaux ont permis l'imitation de ce complexe émail-dentine.

Dans le cadre de la dentisterie contemporaine, un large choix de matériaux mimant au plus près le comportement physiologique de la dent s'offre aux praticiens.

L'objectif étant non pas de restaurer la dent avec des matériaux les plus solides mais plutôt d'utiliser des restaurations compatibles avec les propriétés biologiques de l'émail et de la dentine.

Dans ce travail de thèse, nous nous limiterons aux résines composites, aux matériaux hybrides et aux céramiques dentaires.

1.3.2. La préservation des tissus dentaires

Aujourd'hui, les techniques de collage et d'adhésion sur le substrat dentaire préparé à minima sont des alternatives à la couronne périphérique ainsi qu'à la dépulpage préventive. La préservation tissulaire devient un préalable indispensable à tout traitement de dentisterie moderne ; ainsi la conservation des tissus dentaires sains et les formes de préparations se font moins mutilantes. (8)

La démarche devient alors plus biologique et moins mécaniste et assure ainsi un cycle de vie augmenté de la dent sur l'arcade dentaire.

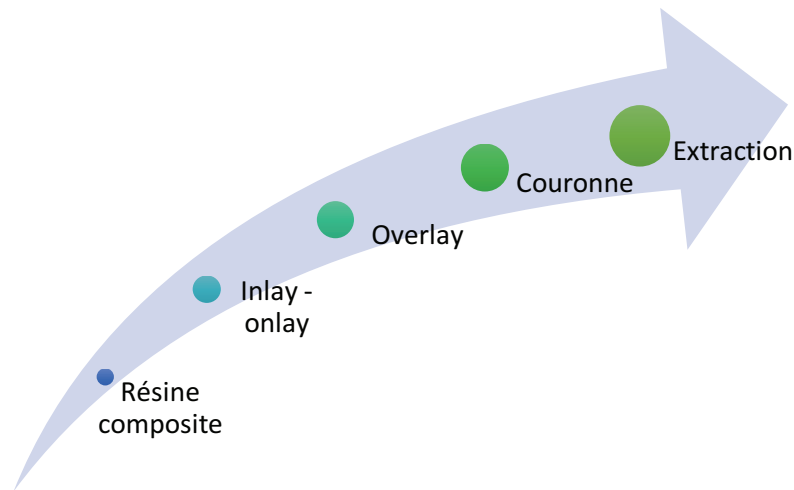


Figure 4 : Thérapeutiques envisageables avant le passage à l'extraction dentaire (Lombardi Laura)

Lors de la présence d'une lésion carieuse ou d'une perte de substance de faible étendue, une restauration en technique directe doit être la première option à envisager. Dans un second temps, si la restauration n'est plus adaptée, il sera toujours temps de réaliser une restauration indirecte collée : un inlay-onlay puis un overlay. L'option « couronne dentaire » est une thérapeutique moins conservatrice mais qui reste encore possible lors d'un échec précédent avant l'extraction dentaire.

Le but étant d'augmenter la longévité de la dent sur l'arcade.

Une compréhension approfondie des éléments coronaires (émail / JAD / dentine), des configurations tridimensionnelles et des inter-relations spatiales permet d'optimiser notre choix sur le matériau de restauration.

Les restaurations partielles collées permettent de concilier les quatre impératifs (biologique, fonctionnel, mécanique et esthétique) du puzzle physiologique décrit par Magne et Belser. (7)

Lorsque la dent est sollicitée mécaniquement, la transmission des contraintes se fait tout au long des différents tissus la constituant. La première déformation a lieu au niveau du desmodonte. Puis elle s'effectue de l'émail à la dentine en passant par la jonction amélo-dentinaire. Ces différentes déformations structurelles contribuent à minimiser les dommages sur la dent par absorption des contraintes. (9)

1.4. La dent naturelle

Sur le plan physiologique, la dent naturelle est formée :

- D'un émail rigide, cassant et convexe
- D'une dentine concave flexible et résiliente
- D'un complexe amélo-dentinaire

L'émail sert de coque protectrice et la dentine est le noyau d'amortissement structurel de la dent. (7) La dentine possède des propriétés élastiques et plastiques qui varient d'un endroit à un autre. Sa forme concave fournit à l'émail une charpente stable. (5)

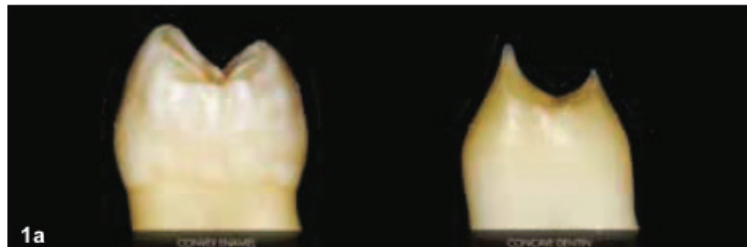


Figure 5 : Vue vestibulo-linguale d'une première prémolaire avec une coque d'émail convexe et un noyau de dentine concave (après dissolution de l'émail) (6)

1.4.1. L'émail

1.4.1.1. Structure

L'émail est une structure très minéralisée, rigide, et cassante. Elle est capable de résister à des sollicitations mécaniques importantes (9). Son épaisseur varie d'un individu à l'autre, d'une dent à l'autre et est fonction de l'âge et du degré d'usure de la dent. Ainsi, toute perte est irréversible. Sa structure cristalline lui confère un aspect blanc translucide nuancé.

Au niveau structural, l'émail est un assemblage de prismes de 4 à 5 μm de diamètre orienté perpendiculairement à la surface de la dent.

A l'approche des 2/3 internes de l'émail, cette orientation subit une ondulation et donne lieu aux bandes de Hunter-Schreger (HS). Ces croisements de prismes entraînent une augmentation de ténacité 2 à 3 fois supérieure à celle de la dentine. (10)



Figure 6 : Visualisation des bandes de Hunter-Schreger (9)

Ainsi, lors de la présence d'une fissure sur une dent, l'émail superficiel présente une faible résistance à sa propagation alors que l'émail en profondeur résiste beaucoup mieux grâce à cette décussation. (11)

L'émail se comporte différemment en section transversale ou en section longitudinale. Lors de la préparation d'une cavité pour une restauration partielle, on favorisera un émail en section transversale qui aura un module d'élasticité et une ténacité plus élevé. (12)

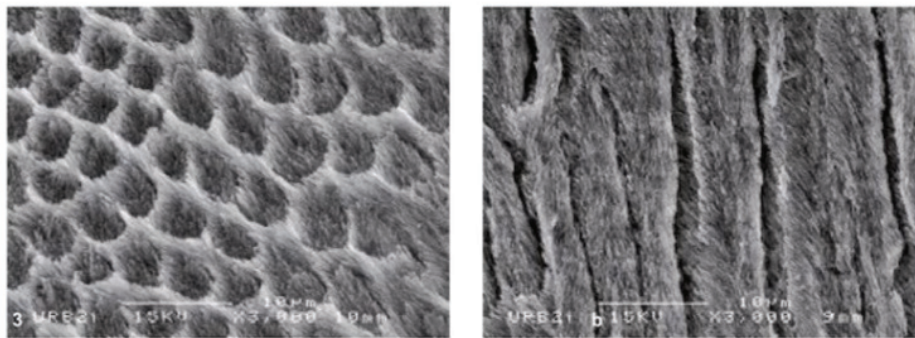


Figure 7 : Vue au microscope électronique à balayage (MEB) de l'émail en section transversale et longitudinale. (9)

Le pont d'émail et les crêtes marginales sont des structures anatomiques capitales pour la cohésion de la dent. Selon Reeh et Al (13), les procédures endodontiques n'ont qu'un faible effet sur la dent, réduisant la rigidité relative de 5%. Les pertes de rigidité les plus importantes sont liées à la perte d'intégrité de la crête marginale :

- 46% liés à la perte d'une crête marginale
- 63% lors d'une cavité mésio-occluso-distale (MOD)

Autant que possible, il faudra préserver ces structures anatomiques qui sont la garantie de la rigidité et flexibilité de la dent.

L'émail possède également des propriétés mécaniques anisotropes c'est-à-dire liées à l'emplacement et la disposition des prismes ainsi qu'à sa composition chimique.

La dureté maximale de l'émail est située sur la surface et va diminuer progressivement avec la profondeur. A l'approche de la jonction amélo-dentinaire, une dureté stable est retrouvée. (14)

La dureté et le module d'Young sont liés à la direction des prismes d'émail et leurs propriétés varient en fonction de leurs positions. Elles diminuent de la surface à la profondeur.

1.4.1.2. Composition

L'émail contient des protéines amélaire telles que :

- Les amélogénines qui organisent les prismes d'émail et amortissent les contraintes
- Les énamélines et les tuftélines

Ces protéines forment des ponts entre les différents prismes et s'opposent ainsi à la propagation des fissures lors d'une contrainte.

La clé des propriétés de l'émail réside dans son organisation tridimensionnelle unique grâce à de longs cordons d'apatite carbonatée arrangés en faisceaux directionnels. (6)

Sa résistance est due à son degré de minéralisation et à la complexité de son architecture interne qui lui confère une certaine résilience. (15) Sa résistance à la propagation des fissures est attribuée à une combinaison de mécanismes incluant le pontage, la bifurcation et la courbure des fissures, induits par l'entrecroisement des prismes dans les profondeurs de l'émail. (5)

L'élimination de l'émail entraîne une augmentation significative de la flexibilité de la couronne dentaire et donc un affaiblissement biomécanique général de la dent. (7)

Donc la préservation de l'émail (coque naturelle rigide) et de l'interphase jonction amélo-dentinaire est primordiale.

1.4.2. La dentine

La dentine est un tissu qui se trouve sous l'émail et qui entoure la chambre pulpaire. Elle est capable d'absorber les forces exercées lors de la mastication par déformation élastique et viscoélastique. Elle joue un rôle d'amortisseur des contraintes que subit l'émail en protégeant la pulpe dentaire.

La dentine est composée : (9)

- d'une phase minérale composée de cristaux d'hydroxyapatites, phosphate de calcium, de carbonates de calcium, de sulfates.
- d'une phase organique composée de collagène, de protéines non collagéniques et des lipides
- d'eau

La dentine est constituée d'un réseau de tubules (entre 0,5 et 1,5 μm de diamètre) qui s'étend de la cavité pulpaire à la jonction amélo-dentinaire. Chaque tubule est entouré par de la dentine périlitubulaire hyperminéralisée et séparé du tubule voisin par de la dentine intertubulaire.

Sous la JAD se trouve le manteau dentinaire qui correspond à une dentine atubulaire, hypominéralisée. Le ratio minéral / collagène est faible à ce niveau ce qui permet d'avoir une dentine dure et rigide avec une résistance mécanique importante.

Cette dentine produite par des odontoblastes non polarisés stopperait les fissures si la JAD ne les arrêtait pas. (16) Ainsi, la préservation tissulaire de cette partie est importante pour la résistance biomécanique de la dent. (9)

Donc selon le ratio minéral / collagène, les caractéristiques mécaniques de la dentine diffèrent. (9)

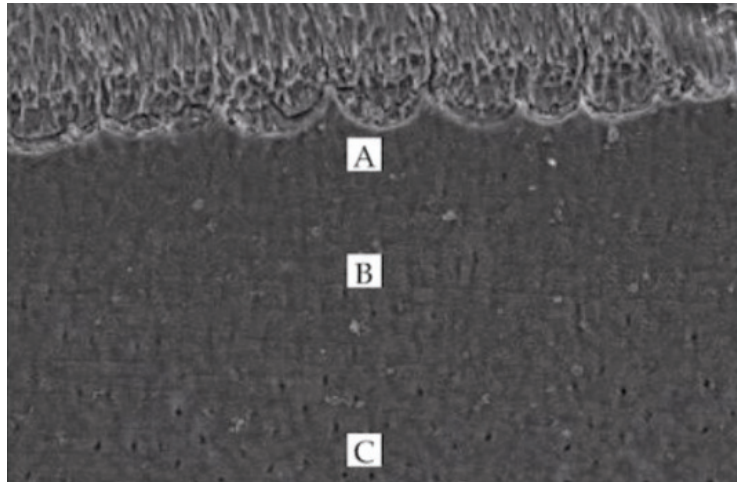


Figure 8 : Dentine avec visualisation du manteau dentinaire (A), d'une zone de dentine présentant peu de tubules (B) et une dentine avec de nombreux tubules (C). (9)

Selon Wen Du et Al. (14), la dureté de la dentine diminue progressivement de la paroi de la cavité du tubule dentinaire à la dentine intertubulaire et correspond à la diminution de la teneur en minéraux.

Les propriétés mécaniques de la dentine sont liées à sa structure, à sa composition interne ainsi qu'à l'environnement externe (humide ou sec).

1.4.3. La jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire (JAD) se situe entre deux zones très différentes capable par l'intermédiaire de gros faisceaux de fibres de collagène de dévier et d'empêcher la propagation de fissures par déformation plastique. (6) (17) Son rôle d'amortisseur et de relaxation de contraintes font de la JAD un élément à préserver autant que possible.

Cette jonction est une interconnexion entre la couche interne d'émail aprismatique et la couche externe de dentine. C'est une interphase entre deux tissus de comportements biomécaniques différents jouant un rôle dans la prévention de la propagation des fissures amélares.

De plus, la jonction amélo-dentinaire est un modèle de référence aux systèmes adhésifs car elle renforce l'intégrité biomécanique de la couronne dentaire. La couche hybride créée sur la dentine s'apparente au complexe amélo-dentinaire de part leurs comportements voisins lors de la présence d'une fissure. (5)

Lors de la réalisation de nos préparations pour inlay-onlay, les fissures visibles au niveau de l'émail soutenu par de la dentine seront laissées en place. A l'inverse, sur de l'émail non soutenu, il faudra tenter de l'éliminer par fraisage.

Pour remplacer la coque d'émail perdue, un matériau comme le composite ne permet qu'une restitution partielle de la rigidité de la couronne dentaire de part son module d'élasticité et sa résistance mécanique insuffisante. (18)

Alors que la céramique comme matériau de substitution permet une restitution quasi intégrale de la rigidité de la dent. (7)

1.5. Propriétés mécaniques de la dent

Les propriétés mécaniques permettent de définir plusieurs données en relation avec la résistance des matériaux utilisés et sur leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires. (19)

Pour remplacer une perte de substance dentaire, il faut d'abord connaître les propriétés des tissus dentaires afin de trouver le biomatériau le plus biomimétique possible.

Le matériau idéal devra imiter les propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine autant que possible. (20)

1.5.1. Le module d'élasticité ou module d'Young

Le module d'élasticité est connu sous le nom de module de Young. Il mesure la rigidité d'un matériau et s'exprime en giga pascal (GPa). C'est le rapport entre la contrainte qu'on applique sur le matériau et la déformation élastique qu'il subit lors d'un test de traction. (19)

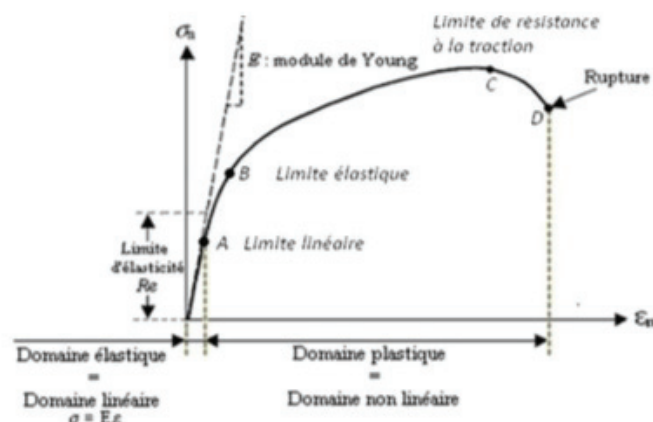


Figure 9 : Courbe contrainte = f(déformation)

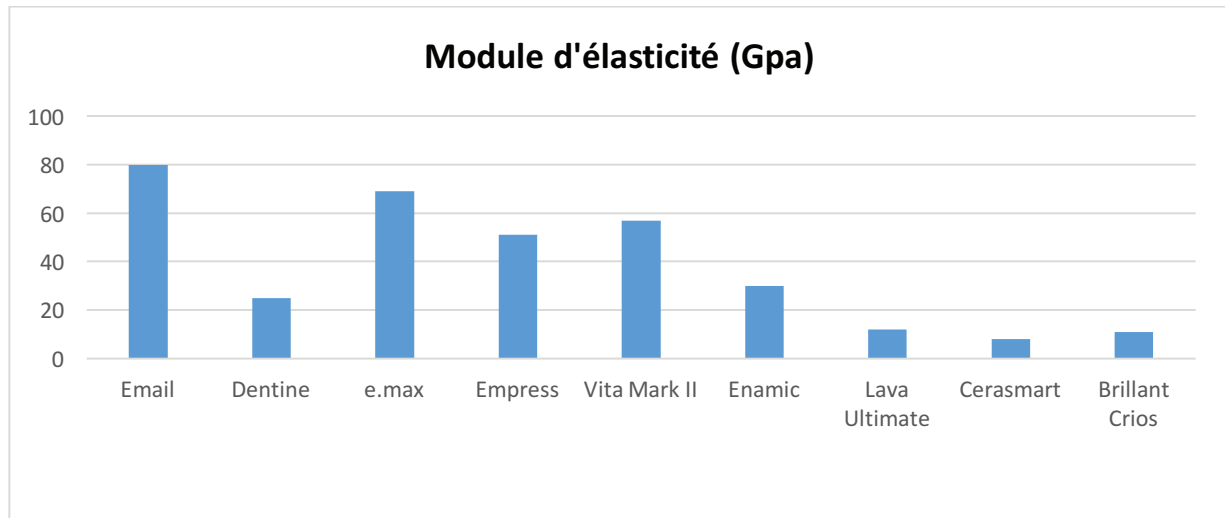
La pente de la courbe dans sa partie linéaire correspond au module d'élasticité en traction (déformation réversible). La courbe qui passe par B représente la limite élastique (déformation irréversible). Le point C représente la limite de rupture du biomatériau donc sa résistance à la traction.

Il est intéressant d'avoir un module d'Young du matériau utilisé dont les valeurs sont proches voire identiques à celles de la dent pour éviter toute fracture.

Si le module d'Young est trop faible, le matériau se déformera et sollicitera de manière excessive le joint et les parois de la cavité risquant de fracturer la dent. (21)

Si le module d'Young est trop élevé, le matériau sera rigide et n'absorbera aucune contrainte entraînant une fracture de la dent.

Selon les différents articles retenus dans la littérature, les modules d'Young retrouvés pour les différents matériaux sont regroupés dans ce graphique. (14) (22) (23) (24) (25) (26) (27) (28) (29).



Graphique 1 : Module d'élasticité des différents matériaux actuellement commercialisés

Le module d'élasticité de l'émail va être au alentour de 80 GPa tandis que celui de la dentine sera de 20 GPa, nettement inférieur.

De manière générale, les composites usinables vont avoir un module d'élasticité entre 8 et 12 GPa, inférieure ou proche à celui de la dentine.

L'Enamic est un matériau hybride dont le module d'élasticité va être aux alentours de 30 GPa, très proche de celui de la dentine. Son module d'élasticité est intermédiaire entre l'émail et la dentine ce qui fait de ce composite hybride, un matériau intéressant lors d'un collage sur un substrat mixte amélaire et dentinaire.

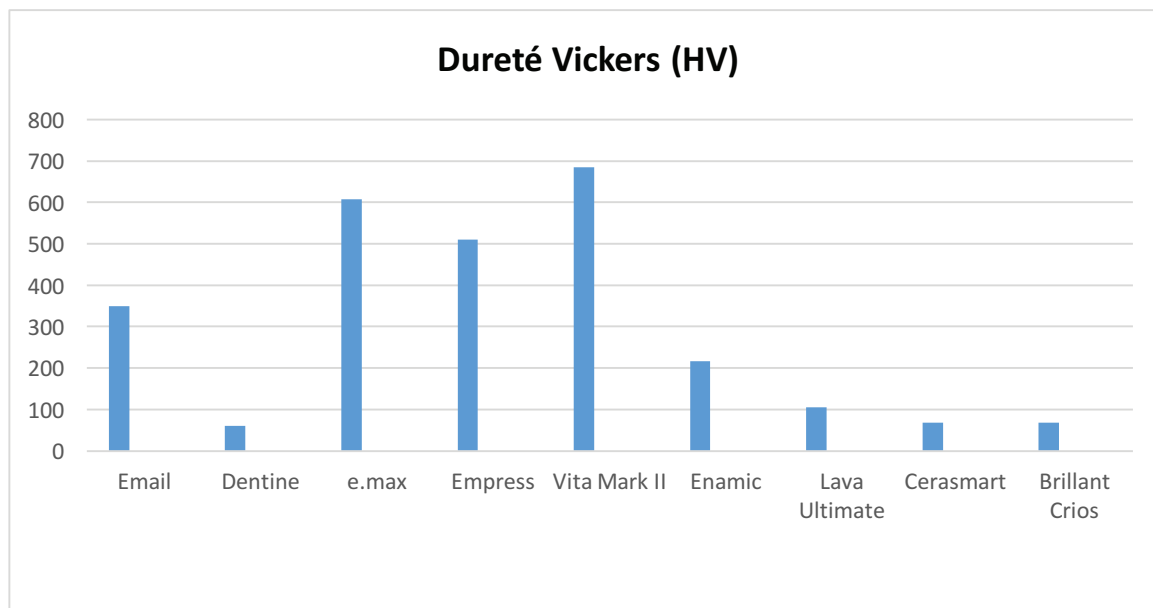
Pour ce qui est de la céramique, son module d'élasticité reste en deçà de l'émail mais s'y rapproche fortement.

1.5.2. La dureté

La dureté est la capacité de surface d'un matériau à résister à une déformation en compression locale, sous charge.(14) Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion.

Plusieurs tests permettent de donner des informations sur la dureté :

- Le test Vickers utilise un pénétrateur en diamant à base carrée
- Le test de Knoop utilise un pénétrateur en diamant à base pyramidale



Graphique 2 : Dureté Vickers des différents matériaux actuellement commercialisés

Ce graphique regroupe plusieurs données concernant la microdureté Vickers des différents matériaux commercialisés sur le marché. (28) (30)

La microdureté de la dentine se situe aux alentours de 60 HV tandis que celle de l'émail est proche de 350 HV.

La microdureté Vickers des composites usinables (Lava Ultimate, Cerasmart et Brillant Crios) se situe principalement entre 60 et 83 HV.

Les céramiques (e.mac, Empress et Vita Mark II) sont les matériaux avec une dureté la plus élevée.

L'Enamic a une dureté intermédiaire entre l'émail et la dentine.

Si l'antagoniste est une dent naturelle avec une coque d'émail intacte, il est préférable d'utiliser un matériau ayant une dureté se rapprochant de celle-ci donc une restauration en céramique ou en Enamic. (28). En terme d'usure, ces composites usinables ont un comportement similaire s'ils sont en contact avec de la dentine antagoniste (érosion sévère).

1.5.3. La résistance à la traction

Elle renseigne sur la résistance du matériau aux forces latérales.

	Résistance à la traction (MPa)
Email	10,3
Dentine	98,7

Tableau 1 : Résistance à la traction (MPa)

1.5.4. La résistance à la compression

Elle mesure l'aptitude à la déformation d'un matériau soumis à un effort progressif. Elle permet d'évaluer la charge d'écrasement maximale que le matériau peut supporter avant déformation irréversible (fêlure ou fracture).

C'est le cas des matériaux céramiques avec une grande résistance à la compression, mais une faiblesse face aux stress en tension qui risquent d'occasionner un éclat ou une fracture. Elles sont aussi plus susceptibles à la fracture que les matériaux composites. (31)

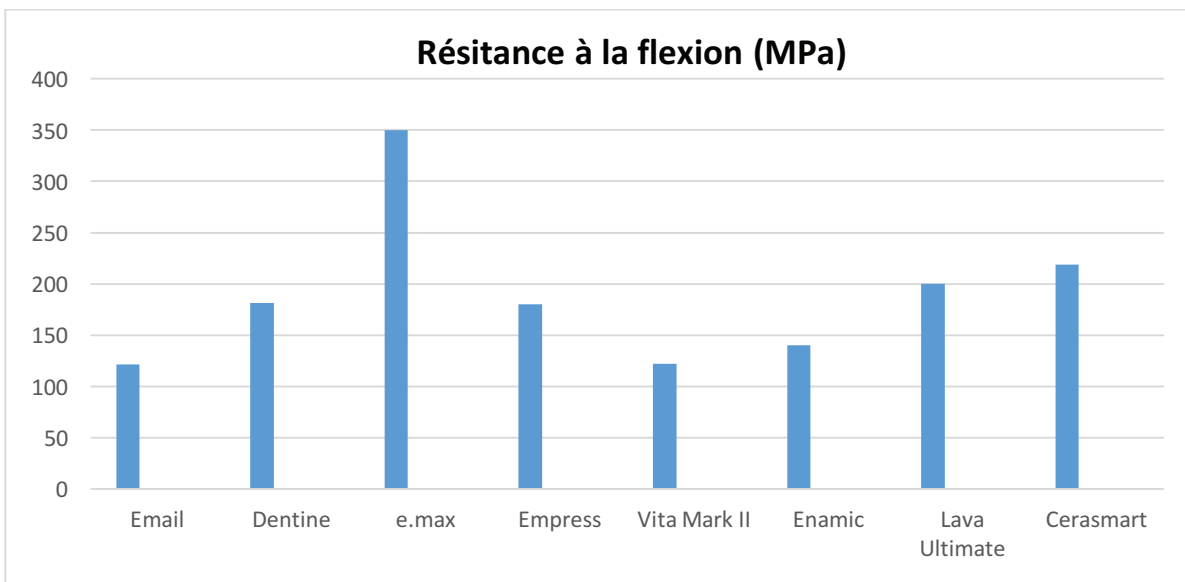
Résistance à la compression (MPa)	
Email	384
Dentine	297

Tableau 2 : Résistance à la compression (MPa)

1.5.5. La résistance à la flexion

La résistance en flexion est une grandeur exprimée en Mégapascal (MPa). Elle est obtenue en exerçant un appui en trois ou quatre points sur le matériau à évaluer. Elle caractérise l'aptitude d'un matériau à résister à une déformation plastique. Cliniquement, lorsque la contrainte exercée dépasse la résistance à la flexion du matériau, une fracture apparaît à la jonction entre le matériau et le joint de collage. (32)

Selon les différents articles retenus dans la littérature, les résistances à la flexion des différents matériaux sont regroupées dans ce graphique. (26) (27) (28) (30) (32)



Graphique 3 : Résistance à la flexion des différents matériaux actuellement commercialisés

La résistance à la flexion de l'émail est aux alentours de 120 MPa et celle de la dentine de 180 MPa.

Des valeurs supérieures à 200 MPa sont obtenues pour les composites usinables (Cerasmart, Lava Ultimate) et pour la céramique renforcée en disilicate de lithium. Ce sont des matériaux intéressants lorsque la situation clinique implique des contraintes mécaniques importantes. La résistance à la flexion et le module d'élasticité sont des données sur les caractéristiques mécaniques qui permettent de comprendre le comportement des biomatériaux en bouche.

1.5.6. La résistance à l'abrasion

Plus un matériau aura une dureté élevée, plus il risque d'avoir un coefficient d'abrasion élevé car le matériau antagoniste sera moins résistant. Il entraînera alors une usure de la dent antagoniste.

Selon Ludovichetti, la résine composite nanochargée (Lava Ultimate) et la céramique infiltrée de polymère (Enamic) sont plus adaptées aux antagonistes amélaire que la vitrocéramique ou la zircone.

Pour palier ce phénomène, il est indispensable de :

- polir la surface des restaurations et ainsi diminuer les aspérités et leurs rugosités
- sélectionner un matériau en prenant en compte la dureté du matériau et de son antagoniste.

1.6. L'assemblage

Le collage joue un rôle majeur dans la pérennité de la restauration et de l'organe pulpo-dentinaire. En effet, il va permettre de renforcer l'entité dent - restauration et d'améliorer la résistance à la fracture sous l'effet d'une réaction de polymérisation. (33)

Le joint de colle ainsi créé va permettre d'amortir ou d'absorber les contraintes issues de la mastication.

Grâce au collage, il est aujourd'hui possible d'assurer la rétention par adhésion chimio micro-mécanique.

Ces différents types de colles vont avoir des modes de polymérisation qui diffèrent : chémo-polymérisable, photopolymérisable ou duale.

1.6.1. Les différents types de colles

Il existe 3 types de colles :

- Les colles sans potentiel adhésif propre ou composite de collage
- Les colles avec un potentiel adhésif propre
- Les colles auto-adhésives ou ciment résine

1.6.1.1. *Les colles sans potentiel adhésif*

Les colles sans potentiel adhésif propre nécessitent l'utilisation d'un système adhésif avant l'application du composite de collage. Ces colles sont des résines chargées avec une phase résineuse importante.

Leur mode de polymérisation est varié, il peut être :

- Photopolymérisé (exemple : Variolink Veneer - Ivoclar Vivadent ; RelyX Veneer - 3M Espe)
- A prise duale (exemple : NX3 - Kerr ; Multilink Automix - Ivoclar Vivadent ; RelyX ARC)

Ces colles présentent des valeurs d'adhérence les plus élevées ainsi qu'un renforcement mécanique de l'organe dentaire.

1.6.1.2. *Les colles avec potentiel d'adhésion*

Les colles avec un potentiel adhésif propre possèdent des groupements chimiques particuliers capables d'adhérer respectivement à la dent et à la prothèse.

Ces colles sont généralement non chargées et présentent un bon potentiel d'adhésion grâce à leur monomère.

Les monomères responsables de ce potentiel d'adhésion sont :

- Le 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydre) : le produit le plus répandu est le Superbond à prise chimopolymérisable dont la polymérisation est activée par l'oxygène.
- Le MDP (Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) : le produit le plus répandu est le Panavia dont la polymérisation sera initiée uniquement dans un milieu en anaérobiose.

1.6.1.3. *Les colles auto-adhésives*

Les colles auto-adhésives sont la seule famille de colle qui ne nécessite pas de traitement préalable des tissus dentaires et de la restauration prothétique.

Toutes ces colles sont duales et proposent différentes teintes pour permettre une meilleure adaptation esthétique des prothèses.

Plusieurs colles sont commercialisées dans cette famille (exemple : RelyX - Unicem ; Maxcem Elite - Kerr ; G-Cem – GC).

Ces colles sont utilisées lorsque l'isolation de la dent sous champ opératoire est difficile.

1.7. *Le protocole de collage*

1.7.1. **Sur les pièces composites**

Le protocole de collage d'une pièce en composite consiste dans un premier temps à sabler l'intrados avec des particules d'alumine pendant quelques secondes. Cette procédure permet la création de microrugosités à la surface du matériau et augmente l'énergie de surface. (34) La pièce est ensuite plongée dans un bain à ultrasons puis éventuellement avec de l'éthanol. La dernière étape comprend l'application d'un agent de liaison : un silane

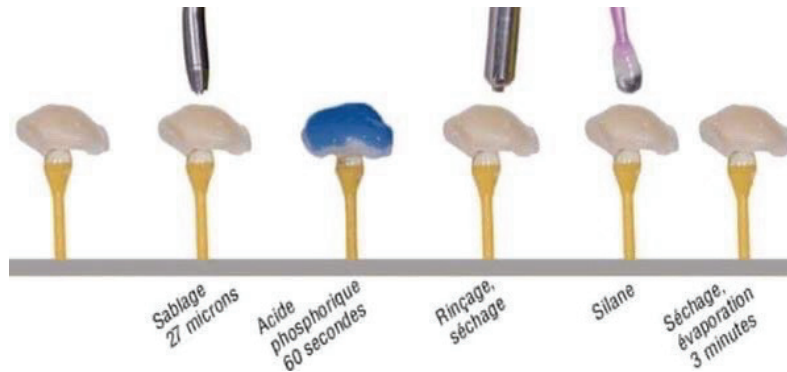


Figure 10 : Etapes d'un traitement de surface sur une pièce en composite usiné (35)

1.7.2. Sur les pièces en céramique

Il n'existe pas de protocole universel. Le praticien doit adapter son protocole de collage à chaque type de céramique tout en prenant compte des instructions données par le fabricant.

1.7.2.1. Les céramiques vitreuses

Il est possible de commencer le protocole de collage par un sablage à l'alumine. Ce traitement permet de rendre une surface plus rugueuse et d'en éliminer les contaminations.

S'en suit d'un mordantage acide de la pièce prothétique à l'acide fluorhydrique (5 à 10%) qui va permettre la création d'une microporosité de surface hautement rétentive.

Le temps d'application varie selon la nature du matériau (36):

- Si c'est une céramique enrichie en feldspaths ou une céramique enrichie en leucite → 60 secondes
- Si c'est une céramique enrichie en disilicate de lithium ou Suprinity → 20 secondes
- Si c'est une céramique Celtra → 30 secondes

La pièce est ensuite rincée et séchée minutieusement.

La dernière étape comprend l'application en couche fine d'un agent de liaison : le silane

Le silane est une molécule bi-fonctionnelle avec un groupe silane à une extrémité et un groupe méthacrylate de l'autre.

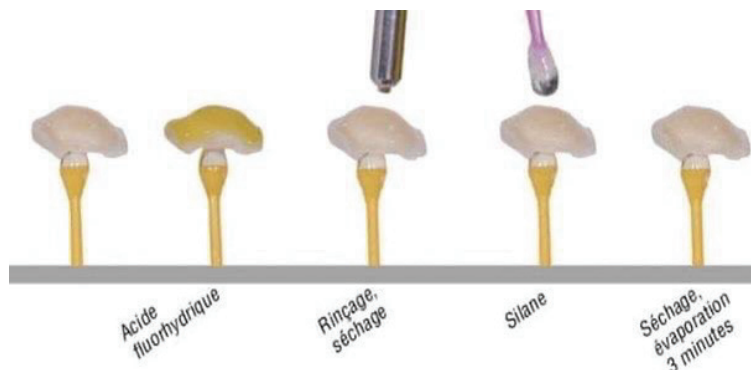


Figure 11 : Etapes d'un traitement de surface d'un onlay en céramique (35)

1.7.2.2. *La zircone*

L'adhésion entre la zircone et les colles est relativement faible. Mais des efforts sont faits par les laboratoires pour développer un traitement de surface efficace avant collage.

Selon la littérature, le moyen le plus efficace pour coller des restaurations en zircone est d'effectuer un sablage à l'alumine (particules de 50 µm à une pression de 0,5 à 2,5bar) associé à un traitement tribochimique qui permet d'accrocher des particules de silice à la surface du matériau (33) puis d'appliquer un silane en fine couche.

Cependant, ce traitement entraînerait la propagation de fissure dans la zircone et des défauts de surface compromettant sa résistance mécanique. (37)

L'utilisation d'un système de collage contenant un monomère phosphate comme les colles à base de MDP (10-méthacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) sont la meilleure garantie d'un collage pérenne car les monomères d'ester phosphate peuvent se lier avec les groupes hydroxyles de l'oxyde de zirconium. (38)

1.8. *L'essor de la CFAO*

Ces dernières années, nous assistons à une augmentation spectaculaire de l'utilisation de la conception et de la fabrication assistées par ordinateur (CAD / CAM) en dentisterie.

La CFAO devient un outil majeur dans la pratique de l'art dentaire. Ce système automatisé et informatisé permet la conception (CAO) et la fabrication (FAO) d'une pièce prothétique.

Cette décomposition en deux maillons CAO et FAO donne son nom au CAD/CAM, terme anglo-saxon retrouvé dans la littérature.

L'utilisation de cet outil permet de réaliser des pièces prothétiques qui répondent au cahier des charges mécanique, biologique et esthétique d'une restauration dentaire.

La fabrication de pièces peut être réalisée par une technique soustractive d'usinage ou une technique additive via une imprimante 3D ou une machine de microfusion laser. (39)

Le temps de fabrication est relativement court et l'empreinte optique permet un gain de temps pour l'envoi de données au laboratoire.

Trois principaux matériaux sont actuellement disponibles pour les restaurations dentaires indirectes traitées par CAD / CAM :

- ✓ Les céramiques dentaires
- ✓ Les composites
- ✓ Les matériaux hybrides

2. Les différents types de restaurations partielles collées postérieures

2.1. Un Inlay - Onlay

Un inlay est une pièce prothétique assemblée par collage ou scellement, destinée à restaurer une perte de substance dentaire ne nécessitant pas de recouvrement de cuspide.

Un onlay est employé lorsque la pièce prothétique réalise un recouvrement cuspidien. (1)



Figure 12 : Dépose d'une résine composite sur la 37 – préparation de la dent avant empreinte – mise en place de l'onlay en composite (réalisé par Lombardi Laura)

2.1.1. Indications des inlays-onlays

Les inlays – onlays vont trouver leurs indications lors de :

- La perte d'une substance dentaire de moyenne à grande étendue
- De restaurations multiples à réaliser sur un même cadran
- De la perte d'une ou plusieurs cuspides dentaires
- D'une demande esthétique (souhait d'éliminer les amalgames)
- D'une restauration après la réalisation d'une cavité d'accès volumineuse sur dent dépulpée
- La présence d'une fissure → Les onlays en composite sont efficaces pour le traitement des dents fissurées (40)
- Du rétablissement d'une courbe d'occlusion incorrecte
- D'une réhabilitation globale dans un contexte d'usure dentaire

La décision du choix thérapeutique entre une restauration directe ou indirecte se fera après une analyse bien précise : (41)

1. Du volume tissulaire à restaurer

→ Plus le volume de matériau nécessaire à la restauration d'une cavité est important, plus la contraction de prise du composite sera forte.

La perte de substance dentaire est en lien étroit avec la diminution de la résistance mécanique d'une dent. (42)

Le pont d'émail et les crêtes marginales sont les structures dentaires permettant le maintien de la résistance mécanique d'une dent. (43)

2. De la persistance de la vitalité pulpaire
→ Pour limiter le risque de fracture radiculaire, un recouvrement cuspidien est préconisé
3. De l'épaisseur des parois résiduelles
4. Du nombre de crêtes marginales ou du pont d'émail à restaurer
5. De la situation de la limite cervicale
6. Du nombre de points de contact à reconstituer

2.1.2. Mise en forme et principe de préparation des inlays – onlays

La mise en forme de la dent pour la réalisation d'un inlay-onlay ne se fait pas obligatoirement sous champ-opérateur (digue en caoutchouc) à la différence du collage où ce système doit être mis en place systématiquement.

La première étape consiste à éliminer le tissu carieux et l'ancienne obturation présente. Elle est suivie par l'évaluation des parois dentaires résiduelles restantes.

Les différents principes de préparation :

- Les parois sont de dépouille ($\geq 10^\circ$)
- Epaisseur des parois restantes entre 1,5-2 mm
- Largeur de l'isthme (supérieure à 2mm)
- Les angles entre le plancher et les parois axiales doivent être arrondis
- Absence d'angles vifs
- Limites supra / juxta-gingivale
- Angle cavo-superficiel net (orthogonal à la surface dentaire pour éviter une finesse excessive des bords du matériau)
- Absence de chanfrein ou biseau périphérique
- Surplomb ou distance interproximale entre les deux dents < 2 mm
- Réduction occlusale nécessaire pour recevoir la pièce prothétique 2mm (44)

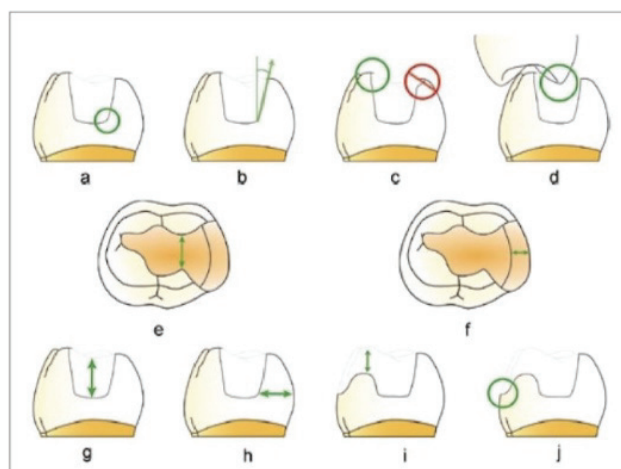


Figure 13 : Critères de préparations pour les restaurations partielles collées (45)

2.1.3. Le recouvrement des parois résiduelles

La prise en compte de l'intégrité des tissus dentaires est le point clé du concept « biomimétique ». Cependant, lors de la préparation d'une restauration partielle, nous nous retrouvons parfois avec des parois résiduelles d'épaisseurs intermédiaires entre 1 et 2mm.

La décision de recouvrir ces parois dépend de plusieurs paramètres :

- Lorsqu'il s'agit d'une molaire
- Lorsqu'il s'agit d'une cuspidé guide (vestibulaire des molaires maxillaires et linguales des molaires mandibulaires) car l'épaisseur d'émail à ce niveau est plus faible que les cuspidés d'appui. Il est donc préférable qu'elle ne participe pas aux trajets de latéralité. (12)
- En présence de parafonction, il est conseillé d'éliminer les interférences ou surcharges en particulier sur les cuspidés guides.
- Lorsqu'il n'y a plus de crêtes marginales ou de pont d'émail car ces structures sont de véritables poutres de résistance pour la dent et vont entraîner une diminution de la rigidité de 46% à 63%. (13)
- Lorsque la cavité est très profonde, il est préférable de recouvrir pour éviter le risque de fissure.
- Lorsque la dent est dépulpée avec une cavité profonde et une perte tissulaire importante. (46)
- En présence d'émail non soutenu par de la dentine
- En cas de dyschromie

2.2. Un overlay

Un overlay est une pièce prothétique qui a un recouvrement cuspidien total de la face occlusale. C'est une alternative à la couronne ainsi qu'à la dépulpation préventive.

La couronne dentaire a encore sa place dans l'arsenal thérapeutique mais son indication en première intention s'est considérablement limitée au profit de restaurations moins mutilantes pour les tissus dentaires.

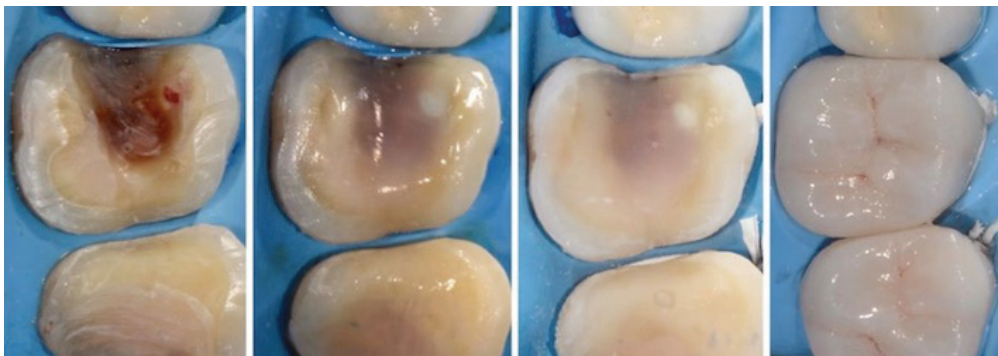


Figure 14 : Réalisation d'un overlay sur une molaire mandibulaire (Dr. RUITORT Romain)

2.3. Un veneerlay

Un veneerlay est une pièce prothétique qui recouvre l'intégralité de la surface occlusale ainsi que la face vestibulaire par une facette à visée esthétique. Cette situation clinique concerne essentiellement les prémolaires maxillaires et mandibulaires visibles lors du sourire.



Figure 15 : Réalisation d'un veneerlay (Dr. TOLEDANO Charles) (47)

2.4. Les avantages de la méthode indirecte

Les avantages d'une restauration indirecte par inlay-onlay par rapport à la méthode directe en composite sont :

- La gestion de l'anatomie occlusale
- La gestion du profil d'émergence
- Des contacts proximaux correctement réalisés
- Un stress de polymérisation limité au joint de colle
- Une étanchéité de la restauration collée
- De meilleures propriétés mécaniques par rapport au composite direct
- La biocompatibilité

2.5. Les prérequis avant de réaliser une restauration partielle collée

Le patient doit être motivé avec une bonne hygiène bucco-dentaire. Les limites de la préparation doivent être en position juxta – supra-gingivale. La dent peut être vivante ou non avec la présence d'un bandeau d'émail périphérique. De plus, l'installation d'un champ opératoire est requise pour contrôler l'humidité.

2.6. Le scellement Dentinaire Immédiat

Le scellement dentinaire immédiat (IDS) est une procédure effectuée sur la dentine lors de la réalisation de restaurations adhésives collées. C'est un protocole adhésif nécessitant la mise en place d'un champ opératoire en début de séance.

L'hybridation dentinaire va permettre : (48)

- la protection du complexe dentino-pulpaire lors de la phase de temporisation (49) (50)
- le scellement des plages dentinaires exposées
- la conservation d'un maximum de tissus sains en comblant les contre-dépouilles
- d'augmenter les valeurs d'adhérence des restaurations collées en améliorant la qualité de la couche hybride obtenue
- la diminution des sensibilités post-opératoires
- une temporisation simplifiée

L'hybridation est réalisée à partir d'un système adhésif. Le choix du système adhésif est important et conditionne le bon déroulement du protocole.

Un système MR3 est à privilégier et va offrir de meilleures valeurs d'adhérence sur une dentine fraîchement préparée. L'Optibond FL (Kerr) est un adhésif chargé qui a l'avantage de générer une couche consistante de résine.

Protocole opératoire de l'IDS (avec Optibond FL de chez Kerr) :

- a. Mise en place du champ opératoire
- b. Eviction de la carie et mise en forme de la cavité
- c. Sablage à l'oxyde d'aluminium (51)
- d. Mordançage sélectif dentinaire à l'acide orthophosphorique (37%) pendant 15 sec
- e. Rinçage – séchage
- f. Frotter le primer d'adhésion pendant 30 sec - Séchage
- g. Mise en place de l'adhésif chargé en couche épaisse - Séchage - Photopolymérisation

A partir de cette étape, l'hybridation a été effectuée. Mais il est recommandé de recouvrir cette couche avec un composite fluide polymérisé pour la protéger et pour ne pas qu'elle s'altère lors de la phase de temporisation.

- h. Composite fluide + polymérisation
- i. Gel de glycérine + photopolymérisation pendant 10sec (réduction de l'épaisseur de la couche inhibée par l'oxygène)
- j. Rinçage – séchage
- k. Les marges amélares sont polies à l'aide d'une fraise diamantée pour éliminer les excès de résine



Figure 16 : Avant dépose de la restauration non étanche

Figure 17 : IDS sur une molaire mandibulaire droite (réalisé par Lombardi Laura)

2.7. La remontée de marge

La remontée de marge ou Deep Marginal Elevation (DME) consiste à relocaliser la limite cervicale en supra-gingivale par collage d'une résine composite en technique directe.

Cette technique est une alternative à l'élongation coronaire au niveau des secteurs postérieurs dont les limites sont juxta-gingivales voire sous-gingivales.

Dietschi et Spreafico en 1998 illustrent la remontée de marge en fonction de la configuration des limites cervicales. (52)

L'évolution de la dentisterie adhésive a permis le développement de cette méthode pour permettre la réalisation de restaurations partielles collées et prolonger la durée de vie de la dent sur l'arcade. C'est une procédure complexe nécessitant un protocole d'isolation et de collage strict. (53) L'étanchéité et l'intégrité du joint sont cruciales pour la pérennité de la restauration.

Une étude récente a permis de montrer l'applicabilité clinique de cette technique avec un bon taux de survie de la remontée de marge. Cependant, un suivi plus long est nécessaire car la dégradation des restaurations est observée au fil du temps. (54)

3. Les différents matériaux lors d'une restauration partielle collée

Le choix d'un matériau de restauration va passer par le respect de quatre paramètres au niveau de l'organe dentaire :

- Biologique
- Esthétique
- Fonctionnel
- Biomécanique

3.1. Les composites

3.1.1. Rappel

Les restaurations indirectes en composite peuvent être fabriquées selon deux procédés :

- Fabrication artisanale sous forme de pâte
- Par CFAO sous forme de bloc à usiner

Les résines composites sont composées de 3 constituants principaux et de secondaires :

- La matrice résineuse
- Les charges
- Le silane
- Des molécules modulant la réaction de polymérisation

Plusieurs facteurs vont influencer les propriétés du composite :

- ➔ La quantité et le type de charges incorporées
- ➔ Les monomères constituant la matrice résineuse
- ➔ Le taux de conversion des monomères
- ➔ Le mode de polymérisation

3.1.1.1. La matrice résineuse

La matrice résineuse d'un composite est un polymère diméthacrylique.

Les principaux monomères constituant cette résine sont plus connus sous le nom de :

- Le bis-GMA (bisphénol A glycidil methacrylate) est un dérivé de synthèse du bisphénol A (BPA), perturbateur endocrinien connu
- L'UDMA (Uréthane diméthacrylate) – l'incorporation d'UDMA dans une chaîne permet une libération de monomère considérablement réduite ainsi qu'un degré de conversion élevé. (55)
- Le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate) est un dérivé de synthèse du bisphénol A

La matrice résineuse pose plusieurs problèmes majeurs :

- Les monomères la constituant sont bien connus pour être cytotoxiques (56).
- Le coefficient de dilatation thermique de la résine est plus élevé que celui des tissus dentaires entraînant des contraintes au niveau du joint collé. (57)
- La contraction de polymérisation entraîne des contraintes au niveau du joint collé et des problèmes d'étanchéité.

La polymérisation de chaque couche d'un composite indirect artisanal permet de lier les monomères entre eux et de former une chaîne de polymères. Mais la polymérisation n'est jamais complète.

On appelle le taux de conversion, la proportion de monomères ayant réagi complètement pour se lier et former une chaîne de polymères.

Le taux de conversion des composites de laboratoire sous forme de pâte étant faible, leur biocompatibilité est reconsidérée de part le relargage de monomère (bisphénol A) dans la cavité buccale. (56)

Le bisphénol A (BPA) est un perturbateur endocrinien connu. Les composites dentaires peuvent relarguer du BPA mais également des monomères tels que le TEGDMA, le bis-GMA ou l'UDMA. (58)

Des études ont clairement montré que certains composants des résines composites de restaurations sont toxiques. Ces mécanismes de toxicités sont liés en premier lieu à la libération à court terme de monomères libres lors de la conversion monomère-polymère.

Deuxièmement, elles sont dues aux rejets à long terme de substances toxiques générées par l'érosion et la dégradation dans le temps.

Pour palier les soucis de biocompatibilité des composites artisanaux, des systèmes ont été mis en place pour augmenter le taux de conversion jusqu'à 70 - 80% : (59)

- Traitement thermique (10 à 30min à 120°C)
- Polymérisation à l'abri de l'oxygène sous atmosphère d'azote
- Polymérisation sous pression

3.1.1.2. Les charges

Les charges sont des verres de silicates qui peuvent être de tailles variables. Elles sont comprises entre 0,1 et 10 microns mais peuvent aller jusqu'à 50 microns. Ce sont des micro ou nanoparticules qui vont être à l'origine du comportement mécanique du composite.

Plus le matériau présente une proportion importante de charges, meilleures seront les propriétés du matériau.

Cependant, un taux de charge élevé du composite entraînera des propriétés optiques et une aptitude au polissage peu favorables.

La proportion de microcharges et de nanocharges présentes dans le composite orientera les propriétés mécaniques et optiques du matériau. (60)

- Matériau fortement chargé → restauration postérieure relativement volumineuse

- Matériau moins chargé → restauration antérieure ou postérieure soumise à des contraintes fonctionnelles limitées.

3.1.1.3. Le silane et autres constituants

Le silane est un agent de couplage, organo-minéral qui lie la matrice résineuse et les charges en créant des liaisons covalentes de type siloxanes.

La réalisation de la silanisation se fait après décontamination de la pièce prothétique.

Cliniquement, le silane doit être appliqué en une seule couche fine à l'aide d'un pinceau et un séchage chaud est nécessaire pour potentialiser son efficacité.

En plus de ces trois composants principaux, le composite est constitué de colorants, de diluants et d'agents de polymérisation qui permettent la réaction de prise du matériau.

3.1.1.4. Principe de réalisation d'un composite sous forme de pâte

La pièce prothétique en composite de laboratoire est réalisée grâce à une technique de stratification par apports successifs de différentes masses sur un modèle positif unitaire.

Chaque couche est photopolymérisée 10 à 20 secondes.

Lors de cette photopolymérisation, le degré de conversion est variable entre 40 et 75%.⁽⁵⁹⁾ De plus, l'irradiation varie de la surface à la profondeur du matériau entraînant un stress au sein du matériau. ⁽⁶¹⁾

Pour palier ce souci, les pièces en composite peuvent subir un traitement de post-polymérisation permettant d'augmenter le taux de conversion, d'améliorer ses propriétés mécaniques, sa dureté et sa résistance à l'usure. ⁽¹⁾

Par ailleurs, la manipulation manuelle entraîne la formation de nombreuses bulles et de porosités présentes dans la restauration finale. Ces sites favorisent le vieillissement et la propagation de fissures. ⁽²⁸⁾

Les composites directs ont un taux de conversion très faible, environ 50%. Pour les composites de laboratoire, cette conversion peut atteindre 70 à 80%. Et enfin, pour les blocs de composite usinable, ce degré se rapproche de 95 à 99%. ⁽²⁰⁾

3.1.2. Les composites indirects artisanaux

Les composites artisanaux sont nombreux sur le marché actuel mais la tendance va en faveur du développement des blocs CAD-CAM.

Ce tableau regroupe la composition principale de la matrice résineuse et les charges présentes. ⁽⁶²⁾

Matériau	Fabricant	Matrice	Charges
Ceramage & Ceramage up	Shofu	UDMA	Verre à base de silice
Gradia	GC	UDMA	
Signum Ceramis	Heraeus Kulzer	DMA	Silice + composite
Sinfony	3M	UDMA + DMA	Verre à base de silice
Solidex	Shofu	UDMA	
SR Nexco	Ivoclar Vivadent	UDMA + autres DMA	Silice + verre à base de silice + zircon
Vita VMLC	Vita Zahinfabrik	BPA + TEGDMA	
Estenia C&B	Kuraray Noritake	DMA + Bis-GMA en pâte opaque	Verre à base de silice + alumine
SR Adoro	Ivoclar Vivadent	UDMA + DMA	Composite à base de silice
Twiny	Yamamoto	UDMA + TEGDMA	Silice + zircon + alumine

Tableau 3 : récapitulatif des données fabricants concernant les différents matériaux composites artisanaux disponibles sur le marché (28)

3.1.3. Les composites usinés par CFAO

Les progrès de la technologie d'impression numérique et des processus de fabrication ont conduit à l'utilisation courante de la CFAO en cabinet et dans les laboratoires pour la réalisation de restaurations dentaires indirectes. (26)

Les blocs de composites usinés par CFAO bénéficient d'une fabrication industrielle. Ce nouveau procédé augmente le taux de conversion, l'homogénéité et il diminue la présence de défauts et de porosité au sein du matériau. (63)

Ils présentent d'importants avantages en termes d'usinabilité : une vitesse d'usinage rapide sans cuisson additionnelle, en couche mince (64) ainsi qu'une usure réduite des instruments de fraisage.

- Le lava Ultimate est un composite usinable composé d'une matrice de polymère avec des charges minérales de céramique (silice, zircon). Ce matériau est moins fragile que les céramiques avec une moindre fissuration des bords lors de l'usinage.
- Le Cerasmart est un matériau composé d'une matrice résineuse à l'intérieur de laquelle se trouvent des nano céramiques feldspathiques. Les charges étant mieux réparties, la transmission des contraintes est plus homogène, et elle se traduit par une résistance à la flexion aux alentours de 230MPa (27).L'usinage est rapide, précis et offre des bords de préparation nette.






Matériaux	Fabricant	Composition selon fabricant	Indications selon fabricant
Paradigm MZ 100 	3M ESPE	UDMA Silice + zircone	Inlay, onlay, couronne
Brillant Crios 	Coltène	Verre dentaire Méthacrylate réticulé, silice amorphe	Couronne, inlay, onlay, facette, couronne sur implant
Shofu Block 	Shofu	UDMA, TEGDMA Silice, zircon	Couronne, inlay, onlay, facette, couronne sur implant
KZR-CAD H2R 	Yamakin	UDMA, TEGDMA Silice, aluminium, zircone, charge à libération prolongée de fluorure	Couronne, inlay
Ambarine Kigh-class 	Creamed	Bis-GMA, UDMA et BODMA Silice, strontium, Oxyde d'aluminium et baryum	Couronne, inlay, onlay, facette, bridge (3 éléments) au maximum)

Tableau 4 : Récapitulatif de tous les blocs composites existant sur le marché

Ces blocs de composites ont de bonnes propriétés mécaniques avec une combinaison étonnante de résilience et de résistance à l'usure. (65) De plus, ces composites ont une bonne biocompatibilité car il n'y a quasiment pas de relargage de monomère du fait de l'augmentation significative de degré de conversion. (66)

Les blocs CAD-CAM ont une biocompatibilité supérieure et de meilleures propriétés mécaniques par rapport aux composites artisanaux puisqu'ils impliquent :

- une augmentation du degré de conversion (67)
- l'utilisation de monomères moins toxiques (68)
- une meilleure résistance à la dégradation et à la libération de composants toxiques (58)

Les composites usinés sous forme de bloc sont favorables lors de la réalisation d'une restauration en terme de biocompatibilité, de résistance mécanique et de vieillissement. (28)

3.1.4. Les composites Bulk-fill

Les composites bulk-fill sont une nouvelle catégorie de matériaux d'obturations utilisés sur les dents postérieures en méthode directe. Le concept de remplissage en monocouche de 4 à 5mm permet une simplification du protocole et un gain de temps pour le praticien. (69)

Les principales caractéristiques des bulk-fill sont :

- La translucidité nettement plus élevée qui facilite le passage de la lumière de photopolymérisation à travers la résine et permet une augmentation du degré de conversion. (70)
- L'utilisation d'un modulateur de polymérisation au sein de la résine qui réduit la tension au sein de la restauration lors de la réaction de polymérisation.
- L'utilisation de photo-initiateurs spécifiques qui affectent un degré de conversion plus rapide des composites induisant un durcissement plus homogène en profondeur.

La résistance à la flexion de ces composites bulk-fill varie de 76 à 150 MPa et le module d'élasticité entre 3,3 et 15,3 GPa. Le nombre de teintes limité et la translucidité élevée des produits entraînent un rendu esthétique moyen. (71)

Les composites bulk-fill fluides et fibrés nécessitent un recouvrement à l'aide d'un composite conventionnel car les forces masticatoires occlusales ne sont pas supportées.

A l'inverse, les composites bulk-fill visqueux sont utilisés sans recouvrement en surface.

Ces matériaux bulk-fill ne sont pas utilisés pour réaliser des restaurations partielles de part leurs propriétés mécaniques insuffisantes face aux matériaux composites déjà existants.

3.2. Les céramiques

3.2.1. Rappel sur les céramiques

Les céramiques dentaires sont des composés inorganiques. Elles sont fabriquées à partir de poudres agglomérées contenant quasi exclusivement de la silice, de l'alumine, des oxydes alcalins et de la zircone. (72)

Elles sont fabriquées et mises en forme à l'aide d'un traitement thermique de haute température : le frittage.

Les céramiques sont constituées de 2 phases :

- Une phase vitreuse désordonnée
- Une phase cristalline ordonnée

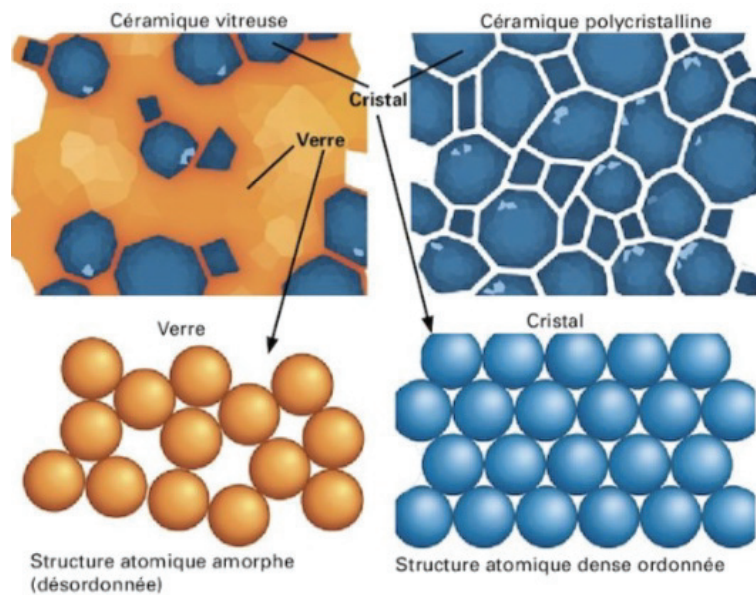


Figure 18 : Structures des céramiques vitreuses et polycristallines usinables (36)

La matrice vitreuse confère les qualités esthétiques d'une céramique. Elle permet la diffusion de la lumière pour une translucidité en profondeur. Plus le taux de verre est important, meilleure sera la translucidité.

Les propriétés mécaniques dépendent de la proportion de particules cristallines au sein de la matrice vitreuse.

La microstructure de la céramique conditionne donc ses propriétés mécaniques, optiques et son aptitude au collage.

Il existe 3 grandes familles de céramiques dentaires :

- Les céramiques vitreuses (matrice vitreuse + particules cristallines dispersées)
- Les céramiques cristallines infiltrées de verre
- Les céramiques polycristallines (sans matrice vitreuse)

Les céramiques vitreuses et les céramiques polycristallines ont des propriétés opposées car lors du frittage les atomes vont s'organiser distinctement.

S'ils s'organisent de façon désordonnée, ils vont former un verre. Ils s'organisent de façon ordonnée, ils vont former un cristal qui augmente les propriétés mécaniques du matériau.

Pourquoi colle-t-on plus facilement sur une céramique vitreuse ? Car on peut facilement créer des rugosités de surface sur un verre à l'aide d'acide fluorhydrique.

Sur le plan biologique, toutes les céramiques sont biocompatibles.

Sur le plan mécanique, plus la restauration sera soumise à des contraintes, plus on aura tendance à choisir une céramique riche en cristaux monolithiques. (73)

Sur le plan esthétique, les restaurations pressées stratifiées sont à privilégier.

3.2.2. Les céramiques vitreuses

Les vitrocéramiques sont les céramiques vitreuses les plus utilisées pour les restaurations partielles postérieures.

Il existe deux sous-familles au sein des céramiques vitreuses :

- Les céramiques d'émaillages qui ne sont pas utilisées pour réaliser des restaurations partielles car elles présentent un taux de défauts et porosités élevé (74)
- Les vitrocéramiques renforcées par une phase cristalline dispersée

Les vitrocéramiques ont de bonnes propriétés optiques mais sont moins performantes mécaniquement qu'une céramique polycristalline. Elles sont utilisées pour réaliser des restaurations unitaires antérieures esthétiques et postérieures.

Les vitrocéramiques permettent un collage plus fiable que les céramiques cristallines et seront à privilégier pour la réalisation de restauration partielle postérieure (inlay, onlay, overlay). (36)

3.2.3. Les céramiques polycristallines

Ce sont des céramiques totalement cristallines soit à base d'alumine, soit à base de zirconium dont la mise en forme est assurée par usinage.

Propriétés des céramiques polycristallines :

- ➔ Excellente propriété mécanique
- ➔ Scellement possible
- ➔ Réalisation de la pièce réservée au laboratoire car l'équipement est perfectionné

3.2.4. Les céramiques infiltrées

Les céramiques infiltrées (gamme In-Ceram de chez Vita) possèdent une matrice cristalline prépondérante (essentiellement à base d'alumine) englobant un réseau interconnecté infiltré de verre.

Cette microstructure est la conséquence d'un frittage partiel des particules d'alumine conduisant à la formation d'un réseau ouvert de porosités résiduelles. Ce réseau est secondairement infiltré par un verre. (75)

Les trois matériaux proposés diffèrent par leurs propriétés mécaniques et optiques :

- La céramique In Ceram Spinel
- La céramique In Ceram Alumina
- La céramique In Ceram Zirconia

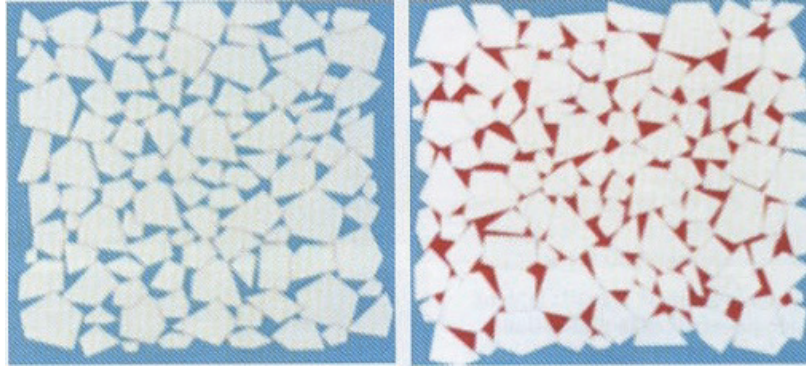


Figure 19 : Frittage partiel en phase solide, avec constitution d'un réseau de porosités ouvertes et continues infiltré secondairement par un verre (75)

Sur le plan technique, leur mise en œuvre est plus longue et elles nécessitent plusieurs cuissons.

Les céramiques infiltrées ne seront généralement pas utilisées pour réaliser des restaurations partielles postérieures de type inlay-onlay.

3.2.5. Les différents procédés de mise en forme des vitrocéramiques

Les céramiques dentaires vont pouvoir être mises en forme par différents procédés :

- La méthode artisanale de laboratoire
- La conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO)

3.2.5.1. Méthode artisanale de laboratoire des vitrocéramiques

Les céramiques dentaires sont mises en forme à partir de poudres agglomérées contenant quasi exclusivement de la silice, de l'alumine, des oxydes alcalins et de la zircone. Dans un second temps, la densification et la consolidation de cet agglomérat sont obtenues par un traitement thermique nommé le frittage.

La céramique réalisée par un processus artisanal (pâte crue) présente un taux de survie très inférieur par rapport à la céramique usinée par CFAO. (76)

3.2.5.2. Céramique pressée en bloc et maquillage

La céramique pressée offre une bonne résistance mécanique à la flexion de l'ordre de 390MPa. Elle permet de multiples essayages de la pièce pour effectuer des modifications de couleurs et de formes. (77)

Plusieurs lingotins de translucidité et d'opacité différentes sont disponibles sur le marché. Elle permet une adaptation très précise de la pièce prothétique au niveau des bords dentaires à la différence de la céramique mise en forme par usinage.

3.2.5.3. *Mis en forme par CFAO*

Aujourd'hui, les vitrocéramiques représentent la quasi-totalité des céramiques usinables en CFAO directe. Depuis peu, la zircone, sous certaines conditions, peut aussi être usinée afin de réaliser des restaurations monolithiques.

Les céramiques dentaires usinables par CFAO sont multiples :

- Les vitrocéramiques renforcées en feldspaths
- Les vitrocéramiques renforcées en leucite (Empress)
- Les vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium (Emax)
- Les vitrocéramiques renforcées en silicate de lithium et dioxyde de zirconium
- Les céramiques polycristallines (zircone)

L'usinage des blocs de céramique présente des inconvénients car il va initier des sites de fractures au niveau des bords fins et des défauts dans le matériau. (78)

3.2.5.4. *Les vitrocéramiques sous forme de bloc*

Les vitrocéramiques sous forme de bloc contiennent une phase cristalline dispersée en quantité relativement élevée (>20% en volume) leur permettant de retarder la propagation des fissures.

Les céramiques vitreuses mises en forme par usinage sont des blocs qui bénéficient d'une fabrication industrielle. Le taux de porosité et de défauts au sein de ces blocs est proche de 1% ce qui leur permet de diminuer les sites d'initiation aux fissures. (79)

Des rugosités au niveau de l'état de surface des céramiques apparaissent lors du passage de la fraise sur le bloc entraînant un arrachement des cristaux. Ces stries d'usinages entraînent alors une usure de la dent antagoniste et adjacente. Il est donc nécessaire de bien polir au niveau des contacts occlusaux et proximaux.

3.2.5.4.1. *Les céramiques enrichies en feldspaths*

Les céramiques enrichies en feldspaths sont constituées d'une matrice vitreuse et d'un peu moins de 20% de cristaux feldspathiques.

La résistance à la flexion est de l'ordre de 122 +/- 18 MPa. (80)

Le module d'élasticité est de 57 +/- 12 GPa.

La micro-dureté est de 684 +/- 32Hv.

Ces blocs existent sous forme monochrome ou polychrome avec des degrés de translucidité et de saturation différente.

Nom commercial : Vitablocs Mark II, Real life, Triluxe et Triluxe forte (Vita) et Cerec blocks (Vita pour Sirona)

Ces céramiques sont indiquées pour des petites restaurations unitaires de type facette, inlay onlay, overlay ou couronne antérieure avec des conditions occlusales favorables.

Collage : mordantage à l'acide fluorhydrique (5 à 10%) pendant 1minute suivi d'un rinçage et séchage puis mise en place d'un silane.



Figure 20 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en feldspaths

3.2.5.4.2. Les céramiques enrichies en leucite

Les céramiques enrichies leucite sont constituées d'une matrice vitreuse contenant 30% en volume de cristaux de leucite.

La résistance à la flexion est de l'ordre de 180MPa.

Le module d'élasticité est de 51 +/- 7 GPa.

La micro-dureté est de l'ordre de 510 Hv.

Ces blocs existent sous forme monochrome ou polychrome avec un dégradé de translucidité et de saturation.

Nom commercial : Empress CAD (Ivoclar) et Initial (GC)

Ces céramiques sont indiquées pour réaliser des restaurations unitaires de petite à moyenne étendue (facette, inlay, onlay, overlay et couronne antérieure).



Figure 21 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en leucite

3.2.5.4.3. Les céramiques enrichies en disilicate de lithium

Les céramiques enrichies en disilicate de lithium sont composées d'une matrice vitreuse qui contient 70% en volume de cristaux de disilicate de lithium.

Ces blocs usinés ont une teinte initiale bleue (blue block) qui traduit un état précristallisé facilitant l'usinage. S'en suit d'un traitement thermique d'environ 15 minutes jusqu'à 850°C pour passer à une structure cristallisée de la pièce. On passe d'une restauration usinée bleue violette à une restauration de la teinte dentaire souhaitée.

La résistance à la flexion est de l'ordre de 408+/-45MPa.

Le module d'élasticité est de 69+/-6GPa.

La micro-dureté varie de 608+/-14Hv.

Ces blocs existent seulement sous forme monochrome avec des différences de translucidités ce qui rend l'obtention d'un résultat esthétique en antérieur plus difficile.

Nom commercial : e.max CAD

Ces céramiques sont indiquées pour réaliser des restaurations unitaires (facette, inlay, onlay, overlay, couronne dento-portée ou implanto-portée)



Figure 22 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en disilicate de lithium

3.2.5.4.4. Les céramiques enrichies en silicate de lithium et zircon

Ces céramiques sont constituées de cristaux de silicates et phosphate de lithium ainsi que 10 à 15% en poids de zircon.

Elles existent sous deux formes usinables :

- Etat vitreux (très peu cristallisé)
Sous forme de bloc de teinte orangée translucide (structure plus favorable à l'usage que celle du matériau final)
- Etat cristallisé

Les propriétés mécaniques sont proches de la céramique enrichie en disilicate de lithium.

Ces céramiques existent sous forme de bloc monochrome avec deux luminosités disponibles (résultat esthétique peu satisfaisant)

Nom commercial : Suprinity (vita) et Celtra Duo (Dentsply)

Ces céramiques sont indiquées pour réaliser des restaurations de petites à grandes étendues (facette, inlay, onlay, overlay, couronne antérieure et postérieure).



Figure 23: Bloc Suprinity (Vita)



Figure 24 : Bloc Celtra Duo (Dentsply)

3.2.5.4.5. Les zircons

Les zircons sont apparues sur le marché des prothèses dentaires au début des années 2000. La zircone est une céramique polycristalline entièrement constituée de cristaux. Sa structure cristalline lui permet de bloquer la propagation des fissures au sein du matériau et lui confère d'excellentes propriétés mécaniques avec une résistance à la flexion d'environ 900MPa. Cependant, la fracture est la première cause de complication de ces restaurations tout céramique. (81)

C'est un matériau controversé, avec de grandes propriétés mécaniques mais une aptitude au collage délicate qui reste en deçà des vitrocéramiques mordancées. (82)

La problématique liée au collage est due à l'inefficacité du mordantage pour créer des rugosités de surface.

La zircone existe sous trois formes cristallines différentes en fonction de la température :

- Monoclinique (température ambiante)
- Tétragonale (entre 1170 et 2270°)
- Cubique (au-delà de 2270°)

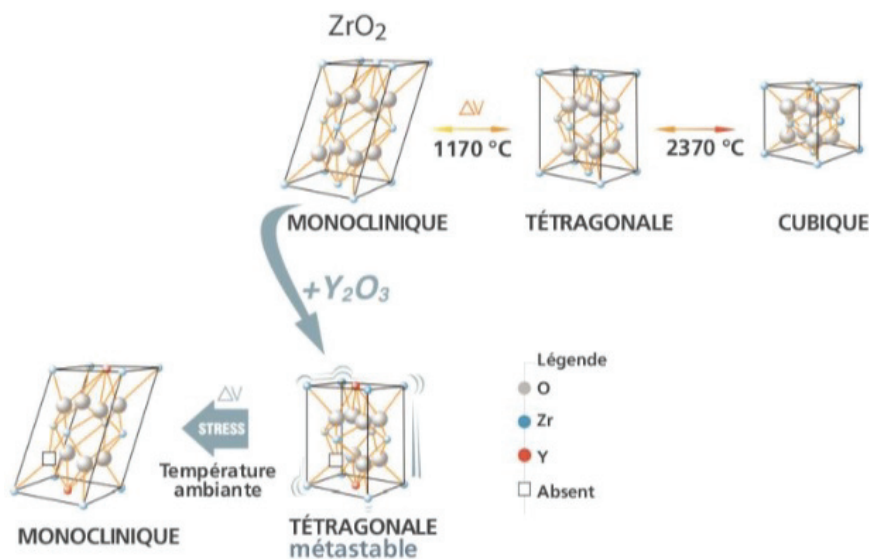


Figure 25 : Illustration schématique des 3 formes allotropiques de la structure cristalline de la zircone en fonction de la température. (82)

L'incorporation d'oxyde d'yttrium place la zircone dans une forme tétragonale métastable à température ambiante. Cet état lui permet de subir une transformation vers la forme monoclinique dont le volume est de 4% supérieur à la forme tétragonale sous l'effet d'un stress mécanique ou thermique. (83)

Ce potentiel de transformation permet via l'augmentation de volume des cristaux, d'entraver la propagation des fissures et confère au matériau une grande ténacité.

Cependant, cette transformation cristalline fait de la zircone un matériau instable et sensible à son environnement (sablage, échauffement lors du fraisage).

Sa mise en œuvre est exclusivement permise à l'aide des procédés de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO).

3.2.5.4.5.1. La zircone 2nd génération

Actuellement sur le marché, il existe une variété importante de zircons. Celle qui nous intéresse c'est la zircone de deuxième génération qui permet de réaliser des restaurations postérieures monolithiques. Elle contient 3% molaire de dopant (oxyde d'Yttrium) et moins de 15% de phase cubique. Sa composition en alumine est plus faible qu'une zircone de première génération ce qui lui permet d'augmenter sa translucidité. (82) Cet accroissement de translucidité a pour conséquence un risque de fatigue hydrique ; c'est à dire une expansion de volume en contact d'eau qui entraîne la formation de microfissure et une chute des propriétés mécaniques.

3.3. Les hybrides

Un nouveau matériau innovant complète la liste des biomatériaux dentaires pour CAD-CAM : l'Enamic de chez Vita. (84)

Ce matériau hybride est un réseau de céramique infiltré de polymère (RCIP). Ce sont deux réseaux (céramique et polymère) continus qui s'interpénètrent combinant les bonnes propriétés des matériaux tout céramique à celles des matériaux composites pour la technique CFAO.

C'est Michael Sadoun qui parvint à infiltrer une résine composite par un procédé de thermopolymérisation sous très haute pression (>150MPa) au sein des microporosités d'une matrice céramique. (61) L'industriel Vita a acheté le brevet et a investi le projet pour produire des blocs hybrides.

L'Enamic® se compose d'une matrice de céramique frittée dont les pores ont été comblés avec un matériau polymère.

La teneur en :

- Céramique est de 86 % en poids
- Polymère organique est de 14 % en poids

La composition du réseau de céramique est principalement du dioxyde de silicium, de l'oxyde d'aluminium et de l'oxyde de sodium.

La composition du réseau de polymère est constituée d'un mélange de diméthacrylate d'uréthane (UDMA) et de diméthacrylate de triéthylèneglycol (TEGDMA).



Figure 26 : Bloc Enamic® (Vita)

De part leurs propriétés, les PICN (Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network) constituent une classe de matériaux innovants et prometteurs. Quelques données concernant la résistance mécanique sont fournies par le fabricant comme la résistance à la flexion : 150-160 MPa ; le module d'élasticité : 30 GPa et la dureté : 210 HV.

Ce matériau a l'avantage majeur d'avoir un module d'élasticité intermédiaire entre l'émail et la dentine qui lui permet une bonne dissipation des contraintes.

De plus les propriétés mécaniques s'intercalent entre celles des céramiques et des composites.

Il présente également une meilleure résistance à l'usure par rapport aux résines composites (25) et une résistance à l'usure plus faible que l'émail dentaire. (85)

Les propriétés mécaniques de l'Enamic sont équivalentes aux propriétés des résines nanocéramiques (Lava Ultimate) ; inférieures au disilicate de lithium et supérieures à la céramique feldspathique. (86)

De part son procédé haute pression / haute température (HP/HT), il y a une répartition homogène des défauts intrinsèques.

L'Enamic est disponible en variantes monochromes et polychromes en 3 niveaux de translucidité (T, HT, ST) mais ses propriétés esthétiques ne sont pas meilleures que celle de la céramique vitreuse.

L'interpénétration des phases du matériau empêche la propagation de fissure au sein du matériau. (25)

Son aptitude au polissage est similaire aux céramiques mais il est plus susceptible à l'abrasion.

L'Enamic de chez Vita présente plusieurs avantages dont :

- Une fabrication en une étape, ne nécessitant pas un temps de cuisson comme la céramique vitreuse
- Une aptitude au polissage et une usure comparable à celle de l'émail
- Une bonne capacité d'adhésion et une biocompatibilité améliorée
- Un usinage rapide et une moindre usure des fraises

De nouvelles études cliniques sont nécessaires pour définir avec précision le champ d'application de cette nouvelle classe de biomatériaux car le recul clinique est insuffisant.

Les céramiques vitreuses			
	Céramique vitreuse renforcé en cristaux		
Microstructure	C. vitreuses en feldspath (<20% en cristaux)	Céramique renforcée en leucite (30% en cristaux)	C. vitreuses enrichies en disilicate de lithium (70%)
Propriétés mécaniques : Résistance à la flexion (MPa) Module d'élasticité (GPa)	104 – 140 MPa 45-69 GPa	180 MPa 44-58 GPa	353 – 408 MPa 63 – 75 GPa
Propriétés optiques	Excellente		Excellente
Aptitude au collage	+++		+++
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> -Recul clinique -Esthétique -Biocompatibilité -Peu d'accumulation de plaque -Stabilité dans le temps de la teinte -Stabilité dans le temps des contacts proximaux et occlusaux 		<ul style="list-style-type: none"> -Recul clinique -Esthétique -Excellentes propriétés mécaniques -Large choix de teintes disponibles pour les blocs -Biocompatibilité -Peu d'accumulation de plaque -Stabilité de la teinte -Stabilité dans le temps des contacts proximaux et occlusaux
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> -Temps de cuisson nécessaire -Coût élevé -Non réparable 		<ul style="list-style-type: none"> -Temps de cuisson nécessaire -Coût élevé -Non réparable -Abrasion de l'antagoniste
Blocs disponibles	Vitablocs Mark II, Real life, Triluxe et Triluxe forte (Vita) Cerec blocks (Vita pour Sirona) Empress CAD (Ivoclar) et Initial (GC)		e.max CAD

Tableau 5 : Récapitulatif des céramiques

	Les composites	Les hybrides
Microstructure	Résine composite avec des nano charges de céramiques dispersées	Réseau de céramique infiltré de polymère (RCIP)
Propriétés mécaniques : Résistance à la flexion (MPa) Module d'élasticité (GPa)	180-240 MPa 8 -14	150-160 MPa 30 GPa
Propriétés optiques	Bonne	Moyenne
Aptitude au collage	+++	+++
Avantages	-Usinage rapide -Possibilité de réparation -Protocole de collage plus rapide	-Usinage rapide -Propriétés mécaniques intermédiaires entre l'émail et la dentine -Résistance à l'abrasion proche de l'émail
Inconvénients	-Vieillessement du joint -Altération de la teinte -Perte de la morphologie occlusale dans le temps	-Peu de recul clinique -Propriétés esthétiques imparfaites
Blocs disponibles	Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC)	Enamic de chez Vita

Tableau 6 : Récapitulatif des matériaux composites et hybrides

4. Composite usiné VS Céramique usiné

	Composite CFAO	Céramique CFAO
Usinabilité	<p>-Usinabilité des composites bien meilleure que celles des céramiques vitreuses en terme de temps de fraisage et durée de vie de la fraise (87)</p> <p>-Peu d'écaillage au niveau des limites (composite) (27)</p> <p>-Moins de détériorations de surface sur les restaurations en composite que sur les restaurations en céramique. (88)</p> <p>-Rapidité de réalisation pour le composite usiné car il ne nécessite pas de cuisson même pour le maquillage – alors que la céramique a besoin d'être frittée</p>	<p>-L'usinage des blocs en céramique peut entraîner une fracture des bords fins et des défauts dans le matériau. (71)</p>
Toxicité	<p>- Relargage possible de monomères dont éventuellement du bisphénol A</p>	<p>-Les céramiques restent supérieures en terme de biocompatibilité par rapport aux composites car elles ne relarguent pas de monomères.</p> <p>- Biocompatibilité avec les tissus parodontaux</p>
Vieillessement	<p>-Développement de biofilm bactérien en surface des composites</p> <p>- Des études ont montré que la formation de biofilms cariogènes pouvait altérer les propriétés de surface des matériaux composites, favorisant ainsi l'adhésion bactérienne et la formation de biofilms qui pourrait compromettre la longévité de la restauration. (89)</p>	<p>-Le processus de vieillissement simulé semble affecter plus significativement les matériaux composites céramique – polymère que la vitrocéramique. (84)</p>

Réparation	<p>-Matériau de choix en cas de parafonction (bruxisme) ou lors d'inflammation pulpaire (pour réaliser une cavité d'accès endodontique)</p> <p>-Ils sont plus faciles à usiner et à réparer en cas de défaillance (pas besoin d'utiliser de l'acide fluorhydrique) (90)</p>	
Esthétique	<p>Discolorations plus importantes au niveau des composites</p>	<p>- Les maillants céramiques sont plus durables que les composites</p> <p>-Les propriétés optiques (translucidité, fluorescence, opalescence...) des vitrocéramiques sont supérieures à celles des matériaux composites (26)</p>
Résistance mécanique	<p>-Propriétés mécaniques des composites usinés plus faibles que les céramiques vitreuses (comme l'e.max)</p> <p>-Restauration en composite moins susceptible de se fracturer qu'une restauration usinée en vitrocéramique (91)</p>	<p>Les vitrocéramiques / céramiques sont des matériaux solides, rigides et cassants, avec une faible ténacité à la rupture (K_{IC}) et une grande sensibilité à la rupture en présence de défauts.(26)</p>

Tableau 7 : Tableau comparant les composites usinés et les céramiques usinées

5. Les critères décisionnels

Les composites, les céramiques dentaires et les matériaux hybrides sont les matériaux de choix qui permettent de réaliser des restaurations partielles collées.

Différents critères esthétique, fonctionnel, mécanique et biologique vont orienter notre choix vers l'un de ces matériaux.

Il est important de ne pas prendre ces facteurs décisionnels indépendamment des autres mais plutôt dans leur globalité.

5.1. Facteurs fonctionnels et mécaniques

5.1.1. En fonction de la restauration de la dent antagoniste

Il semble préférable de choisir le même matériau que la dent antagoniste pour avoir un couple d'usure équivalent.

Si la dent antagoniste est une dent restaurée en composite ou une dent naturelle, il est souhaitable d'utiliser un matériau composite.

Si la dent antagoniste est une restauration en céramique, il est préférable de réaliser une restauration partielle en céramique afin d'obtenir un meilleur couple d'usure. (21)

5.1.2. En fonction de la nature du substrat sur lequel est collé le matériau

Plus le module d'élasticité de la restauration partielle est proche des tissus dentaires collés mieux ils agissent ensemble face aux contraintes développées durant des mouvements fonctionnels. Des modules d'élasticités équivalents permettent une déformation similaire lors d'une contrainte.

Si le collage est effectué majoritairement sur de l'émail (≈ 80 GPa), une restauration en céramique (≈ 60 à 90 GPa) sera plus favorable. (21)

Au contraire, si la perte de substance est essentiellement dentinaire (≈ 20 GPa), il est préférable de réaliser une restauration en composite ($\approx 10-13$ GPa) ou avec un matériau hybride (≈ 30 GPa).

5.1.3. En fonction du nombre de parois restantes

Si la restauration est majoritairement collée sur de l'émail alors il est préférable de choisir un matériau en céramique car les modules d'élasticité sont proches.

Une restauration en céramique trop fine collée sur de la dentine exercera trop de contraintes internes et engendrera une fracture.

Le module d'élasticité relativement faible des résines composites ne peut pas compenser la perte de crêtes proximales surtout dans les cas de grande étendue. Les restaurations en céramiques semblent être la meilleure alternative. (92)

Lors d'un collage sur une cavité occluso-proximale (avec une plage dentinaire et amélaire périphérique), il peut être intéressant d'utiliser un matériau composite dont la distribution des contraintes sera plus optimale du fait d'un module d'élasticité très proche. (93)

Donc les restaurations en composite sont à envisager sur dent vivante lors d'une perte de faible volume.

5.1.4. En fonction de l'épaisseur de la restauration

Si la restauration est de faible épaisseur, il est préférable de réaliser la pièce en composite ou bien avec une technique traditionnelle par pressée de la céramique pour éviter tout risque de fracture.

5.1.5. Parafonctions

En cas de bruxisme, il est préférable de s'orienter vers une restauration partielle en composite qui pourra être réparée en cas d'usure ou de fracture.

Attention, cela ne contre-indique pas la réalisation de pièces en céramique en disilicate de lithium dans le cas de traitement d'usure de reconstitution complète d'arcade.

Ces restaurations en céramiques sont adaptées en raison de leur aptitude au collage, de leur pouvoir mimétique et de leur simplicité de mise en œuvre.

Selon la littérature, la présence d'une parafonction occlusale semble réduire la durée de vie des inlays/onlays en céramique. (94)

5.1.6. Forces extérieures appliquées

Si la restauration est soumise à des contraintes importantes, le choix du matériau se portera sur un matériau ayant d'excellentes propriétés mécaniques comme l'e.max CAD/CAM ou sur un composite indirect dont la polymérisation aura été optimisée ou vers un composite usiné. L'optimisation de la polymérisation d'un composite artisanal s'effectue grâce à un traitement thermique post-polymérisation à 120°C. La polymérisation haute pression / haute température permet d'améliorer significativement la dureté et les propriétés mécaniques du matériau. (59) (61)

5.2. Facteurs biologiques

5.2.1. Toxicité

La céramique est un biomatériau extrêmement biocompatible.

La biocompatibilité des composites artisanaux (sous forme de pâte) est remise en cause du fait du relargage possible de monomères dont éventuellement du bisphénol A.

Toutefois, il semble que les blocs de composites ayant bénéficié d'une fabrication industrielle vont avoir un taux de conversion élevé et l'absence de bisphénol A dans la composition du matériau.

D'autre part, un système de traitement thermique post-polymérisation des restaurations en composites va permettre d'améliorer la biocompatibilité en diminuant significativement le relargage de monomères libres n'ayant pas réagi. (95)

De plus, le potentiel de relargage dû à la restauration est presque négligeable par rapport au relargage dû à la colle. (21)

5.2.2. Dent dont le diagnostic pulpaire est incertain

Si le pronostic pulpaire est incertain, il est recommandé dans un premier temps de temporiser quelques mois à l'aide d'un onlay provisoire ou d'un matériau de temporisation.

Ensuite, il sera préférable de s'orienter vers une restauration en composite où l'on pourra si besoin réaliser un traitement endodontique et sur laquelle on pourra effectuer une réparation.

Si une restauration est réalisée sur une dent saine et qu'une réponse inflammatoire vient à se faire, il ne faut pas remettre en cause le type de matériau employé. L'échec et la réaction pulpaire sont dus à un manque d'étanchéité lors de l'assemblage et à la diffusion bactérienne qui en a suivi. (96)

L'application de systèmes adhésifs sur des cavités profondes peut entraîner une diffusion de leurs composants dans les tubulis dentinaires entraînant des dommages pulpaire. (97)

5.2.3. Dent dépulpée

Les dents traitées endodontiquement sont plus sensibles à la fracture à cause de la perte de cuspides et à la taille de la cavité d'accès pour le traitement canalaire.(98)

Le recouvrement cuspidien total est recommandé sur des dents postérieures dévitalisées pour augmenter les cuspides de stabilisation et mieux répartir les contraintes. Une résine composite sera utilisée en fond de cavité pour réduire le volume de la restauration partielle collée et pour avoir une préparation uniforme. (92)

Selon l'étude de Magne et Knezevic, les overlays en résine composite induiraient un taux de fracture inférieur à ceux en céramique sur dent dépulpée. (99)

5.3. Facteurs esthétiques

5.3.1. Position du joint dento-prothétique

Les céramiques utilisées en odontologie prothétique ont une biocompatibilité parodontale intéressante ainsi qu'un intérêt majeur esthétique. Ce sont des matériaux bio-inertes et stables au niveau chimique, électrique et thermique. L'excellence des états de surfaces entraîne une faible adhésion de la plaque dentaire et une bonne tolérance parodontale. (100)

Un polissage minutieux est nécessaire lors du collage de la pièce pour éviter la formation d'un biofilm et l'accumulation bactérienne sur le matériau. Car sur le long terme, elle va entraîner une coloration du joint, des caries secondaires ou une inflammation gingivale.

Selon la position du joint dento-prothétique, une restauration en céramique sera à privilégier si le joint est visible lors du sourire. (101)

5.3.2. Demande esthétique du patient

Si le patient a une demande esthétique élevée, la céramique constitue à l'heure actuelle le matériau le plus performant au plan esthétique. (97) La céramique possède d'excellentes propriétés optiques.

Le composite n'est pas un matériau idéal de part le vieillissement du joint et l'état de surface de la pièce. Les maquillants utilisés sur les pièces en composites s'usent rapidement.

5.4. Autres facteurs

5.4.1. Hygiène bucco-dentaire

Si le patient manque de rigueur au niveau de son hygiène bucco-dentaire, une restauration en céramique aura un moins grand tropisme pour les bactéries de type *S. mutans*. (101)

De plus, il est nécessaire de faire un contrôle et une maintenance des restaurations partielles collées assez régulières chez son chirurgien-dentiste.

5.4.2. Le facteur financier

Les restaurations partielles collées en céramique ont un coût financier plus onéreux comparé au résine composite. Le temps passé par le prothésiste est plus important et le temps de cuisson de la céramique est plus long. Le praticien devra également s'adapter aux moyens financiers de son patient.








Les céramiques			Les hybrides		Les composites			
Feldspathiques  80% verre et 20% cristaux	Vitrocéramique enrichie en leucite  70% verre et 30% cristaux	Vitrocéramique enrichie en dissilicate de lithium  70% cristaux et 30% verre	Enamic (Vita) 	Composite usinable 	Lava Ultimate 	Cerasmart 		
100-120			180	350-400	140-150	100-150	160-200	220-280
Résistance à la flexion (MPa)			Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Résistance à la flexion (MPa)
Les céramiques			Les hybrides			Les composites		
Avantages			Recul clinique ; Esthétique ; Biocompatibilité ; Peu d'accumulation de plaque ; Stabilité dans le temps de la teinte ; Stabilité dans le temps des contacts proximaux et occlusaux ; Excellentes propriétés mécaniques ; Large choix de teintes disponibles pour les blocs			Température de cuisson nécessaire ; Coût élevé ; Non réparable ; Abrasion de l'antagoniste		
Inconvénients			Température de cuisson nécessaire ; Coût élevé ; Non réparable ; Abrasion de l'antagoniste			Usinage rapide ; Propriétés mécaniques intermédiaires entre l'émail et la dentine ; module d'élasticité proche de la dentine		
Les hybrides			Avantages			Peu de recul clinique ; Propriétés esthétique imparfaite		
Inconvénients			Usinage rapide ; Possibilité de réparation ; Protocole de collage rapide ; pas de cuisson nécessaire			Vieillessement du joint ; Altération de la teinte ; perte de la morphologie occlusale dans le temps		
Les composites			Avantages			Usinage rapide ; Possibilité de réparation ; Protocole de collage rapide ; pas de cuisson nécessaire		
Inconvénients			Vieillessement du joint ; Altération de la teinte ; perte de la morphologie occlusale dans le temps					

Tableau 8 : Synthèse sur les différents matériaux disponibles

Cas clinique 1

Ce cas clinique a été réalisé lors de nos vacances cliniques au service d'odontologie de l'Hôpital Saint Roch par Lombardi Laura - Laboratoire Dental Concept.

Anamnèse

Femme de 71 ans
Diabète de type II
Prise de médicaments : Metformine
Absence d'allergies connues
Absence de parafonction
Hygiène bucco-dentaire correcte
Pas de consommation de tabac
Visite de contrôle régulière chez son dentiste tous les ans

Motif de consultation

La patiente vient en consultation d'urgence à l'hôpital Saint-Roch. Elle se plaint de douleurs après un repas et révèle saigner de la gencive de temps en temps. De plus, des aliments se coincent régulièrement entre ses dents.

Observations cliniques

Sur cette photographie, on observe un point de contact volumineux, débordant et « non conforme » sur la deuxième prémolaire mandibulaire gauche (35). Une restauration en composite occupe les faces proximales mésio-proximale et occlusale de la première molaire mandibulaire. Cette restauration semble infiltrée et non étanche.



Figure 27 : Photo intrabuccale des dents du secteur 3

En première intention, nous avons effectué un test de vitalité à l'aide d'une boulette de coton imprégnée d'un spray de refroidissement. La dent répond positivement, elle est donc vivante. Nous effectuons ensuite un test de sondage tout autour de la dent à l'aide d'une sonde parodontale qui révèle un saignement entre les faces proximales de la deuxième prémolaire et de la première molaire mandibulaire.

Ensuite, j'essaie d'effectuer le passage d'un fil dentaire qui ne parvint pas à passer.

Un test de percussion et un test de morsure sont également réalisés et répondent de manière asymptomatique.

Diagnostic : Syndrome du septum associé à une infiltration du composite sur la 36

Etapas du traitement

Au service des urgences, le point de contact débordant est fraisé à l'aide d'une fraise fine bague rouge sur la deuxième prémolaire mandibulaire. La patiente est revue une semaine plus tard.

Lors de cette deuxième séance, le composite infiltré sur la première molaire est déposé sous champ opératoire.

Une mise en dépouille de la préparation est réalisée et les bords de la préparation sont polis. L'hybridation dentinaire est réalisée dans la même séance sous digue pour éviter tout risque de contamination ou de contact avec la salive. Le scellement dentinaire immédiat va permettre de diminuer les sensibilités post-opératoire et de protéger le complexe dentino-pulpaire.

Un fil de rétraction est placé dans le sulcus pour obtenir une empreinte de qualité et bien précise au niveau de la limite mésiale.

Une empreinte en double-mélange est réalisée à la mandibule et une empreinte à l'alginat est réalisée au maxillaire.



Figure 28 : Scellement dentinaire immédiat sur la première molaire mandibulaire

Evaluation des critères décisionnels qui nous permettent de faire un choix :

- La dent **antagoniste** est une **dent saine non restaurée**, c'est la première molaire maxillaire gauche (26).
- La dent **adjacente** est **dent restaurée à la résine composite**, c'est la deuxième prémolaire mandibulaire gauche (35).
- La perte dentaire se limite à la **crête marginale mésiale**. Le nombre de parois restantes est de **trois**.
- Collage sur une **cavité occluso-proximale** (collage **majoritairement dentinaire** avec une plage dentinaire et amélaire périphérique),
- L'épaisseur prothétique disponible est **supérieure à 2mm**.
- Il n'y a **aucune symptomatologie** et le test au froid est positif. La dent est vivante.
- La patiente ne présente **aucune parafonction** et les forces extérieures appliquées sont **normales**.
- Pas de demande esthétique** particulière
- Son **hygiène bucco-dentaire est correcte**.
- Peu de moyens financiers**

L'ensemble de ces données recueillies dans leur globalité lors de la consultation et de l'examen clinique me permettent d'orienter mon choix vers un matériau composite.



Figure 29 : Onlay en composite sur la première molaire mandibulaire (Estenia™)



Figure 30 : Pose du composite sur la première molaire mandibulaire gauche (36)

Cas clinique 2

Ce cas clinique a été réalisé lors de nos vacances cliniques au service d'odontologie de l'Hôpital Saint Roch par Lombardi Laura.

Anamnèse

Femme de 58 ans en bonne santé générale sans antécédents.

Aucune prise de médicaments régulière

Absence d'allergies connues

Absence de parafonction

Hygiène bucco-dentaire correcte

Consommation de tabac 10 cigarettes / jour

Visite de contrôle chez le dentiste pas assez régulière

Motif de consultation

La patiente se présente au service des urgences dentaires de l'hôpital Saint-Roch car elle a cassé un morceau de sa dent en mangeant. Selon elle, cette restauration volumineuse en composite date d'une dizaine d'années.

Observations cliniques

Sur cette photographie, on observe une fracture coronaire limitée au pan disto-lingual de la première molaire mandibulaire droite (46). La dent est restaurée à l'aide d'une résine composite sur une très grande partie de sa surface incluant la face occlusale ainsi que la cuspside mésio-linguale.



Figure 31 : Visualisation de la fracture coronaire sur la dent 46

Examen clinique

En première intention, nous avons effectué un test de vitalité à l'aide d'une boulette de coton imprégnée d'un spray de refroidissement. La dent répond positivement, elle est donc vivante. Nous effectuons ensuite un test de sondage tout autour de la dent à l'aide d'une sonde parodontale qui se révèle être normal.

Un test de percussion et un test de morsure sont également réalisés et répondent de manière asymptomatique.

Etapas du traitement

Au service des urgences dentaires, un matériau d'obturation provisoire de type IRM® est mis en place au niveau de la perte dentaire afin d'éviter toute sensibilité ou blessure de la langue.

La patiente est revue une semaine plus tard lors de la vacation CEREC.

Lors de cette deuxième séance, l'IRM et l'ancienne restauration en composite sont déposés.

La mise en forme de la préparation est réalisée et les bords de la préparation sont polies.

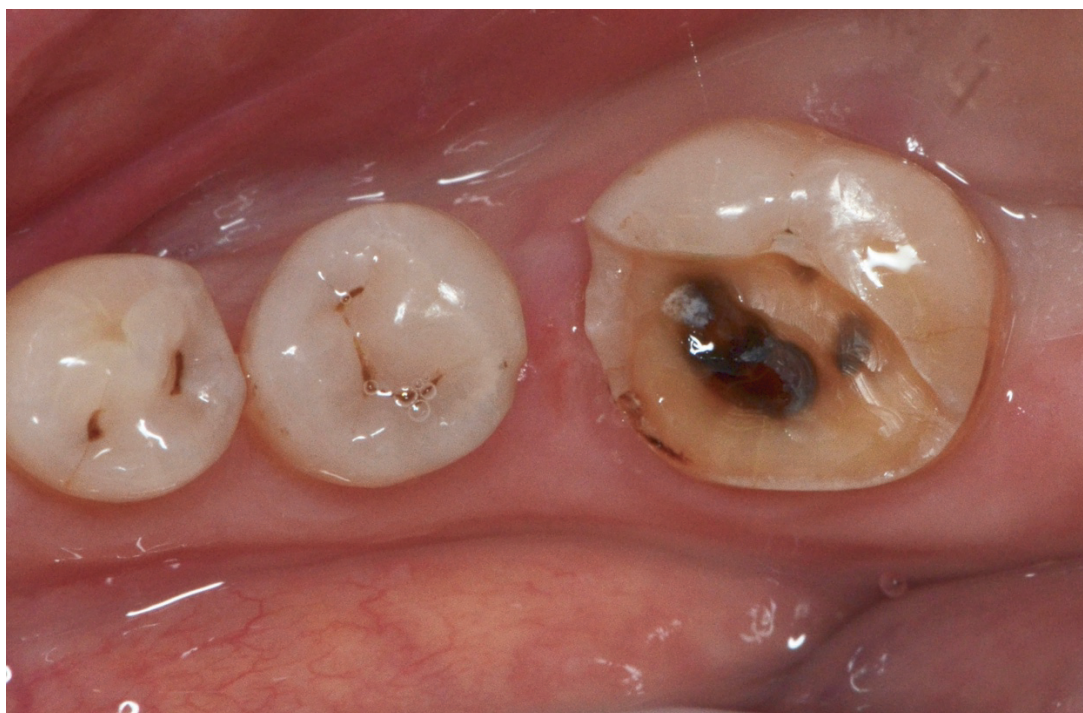


Figure 32 : Vue de la préparation avant scellement dentinaire immédiat sur la 46

L'hybridation dentinaire est réalisée dans la même séance sous digue pour éviter tout risque de contamination ou de contact avec la salive. Le scellement dentinaire immédiat va permettre de diminuer les sensibilités post-opératoires et de protéger le complexe dentino-pulpaire.

Une empreinte optique est réalisée à l'aide du système CEREC au maxillaire et à la mandibule. Une fois les empreintes acquises, le logiciel nous permet d'objectiver les limites de la préparation. Après validation, le logiciel propose une pièce qui est usinée sur place en une quinzaine de minutes. Une étape immédiate au laboratoire permet de caractériser la pièce par maquillage et d'effectuer le cycle de cuisson final.

Evaluation des critères décisionnels qui nous permettent de faire un choix :

- La dent **antagoniste** est une **dent restaurée à l'aide d'un onlay en céramique**, c'est la première molaire maxillaire droite (16).
- La dent **adjacente est une dent saine**, c'est la deuxième prémolaire mandibulaire droite (45).
- La perte dentaire est de **grande étendue** avec une perte des cuspides mésio-linguale et disto-linguale.
- Le collage se fait majoritairement sur un **bandeau d'émail périphérique**.
- L'épaisseur prothétique disponible est **supérieure à 2mm**.
- Il n'y a **aucune symptomatologie** et le test au froid est positif. La dent est vivante.
- Les forces extérieures appliquées sur cette dent sont **élevées**.
- Pas de demande esthétique** particulière
- Son **hygiène bucco-dentaire est correcte**.

L'ensemble de ces données recueillies dans leur globalité lors de la consultation et de l'examen clinique me permettent d'orienter mon choix vers un matériau céramique (Empress de chez Ivoclar renforcés à la leucite).



Figure 33 : Onlay en céramique sur la 46

L'assemblage est réalisé par collage sous champ opératoire à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif propre de type Variolink.
Une vérification des points de contacts et des contacts occlusaux est nécessaire après l'assemblage de la pièce.



Figure 34 : Pose de l'onlay en céramique sur la 46

Cas clinique 3

Ce cas clinique a été réalisé lors de nos vacances cliniques au service d'odontologie de l'Hôpital Saint Roch par Lombardi Laura.

Anamnèse

Jeune homme de 27 ans en bonne santé générale sans antécédents

Aucune prise de médicaments régulière

Absence d'allergies connues

Absence de para-fonction

Hygiène bucco-dentaire correcte actuellement

Pas de consommation de tabac

Motif de consultation

Le patient souhaite enlever tous les amalgames présents en bouche mis en place par son praticien lors de son enfance car il avait un risque carieux individuel élevé à présent maîtrisé. Sa demande est esthétique et il est soucieux de son sourire.

Observations cliniques

Sur ce cliché intra-buccal, on observe deux amalgames volumineux de grande étendue sur la première molaire (36) et la deuxième molaire mandibulaire gauche (37) ainsi qu'un traitement endodontique non étanche sur la partie coronaire de la deuxième prémolaire gauche (35).

L'amalgame sur la dent 36 ne restaure pas son anatomie occlusale et remplace la perte des deux crêtes marginales ainsi que sa face occlusale.

Une fracture de la dent est présente sur la dent 37 en regard de la cuspide disto-vestibulaire.



Figure 35 : Photographie intra-buccale du secteur 3

Examen clinique

L'ensemble du secteur 3 va être réhabilité :

- Un veneerlay est prévu sur la deuxième prémolaire gauche (35)
- Un overlay est prévu sur la deuxième molaire gauche (37)

Lors de cette séance, nous avons réhabilité la première molaire gauche (36).

En première intention, nous avons effectué un test de vitalité à l'aide d'une boulette de coton imprégnée d'un spray de refroidissement. La dent répond positivement, elle est donc vivante. Nous effectuons ensuite un test de sondage tout autour de la dent (sonde parodontale) qui se révèle être normal. Un test de percussion et un test de morsure sont également réalisés et répondent de manière asymptomatique.

Etapas du traitement

L'amalgame qui n'est plus étanche est déposé dans son intégralité sous champ opératoire.

Après sa dépose, une mise en forme de la préparation est réalisée suivi d'un abaissement des cuspides palatines car l'épaisseur de ces parois est inférieure à 1 mm et le rapport hauteur/épaisseur est supérieur à 1. Il convient alors de réaliser un recouvrement cuspidien pour éviter tout risque de fracture.

L'hybridation dentinaire est réalisée dans la même séance sous champ opératoire pour écarter tout risque de contamination ou de contact avec la salive. Les contre-dépouilles sont comblées à l'aide d'un composite fluide. L'IDS va permettre dans ce cas précis d'augmenter les valeurs d'adhérence des restaurations collées, de diminuer les sensibilités post-opératoire et de protéger le complexe dentino-pulpaire. Nous avons perdu les deux crêtes marginales ainsi que le pan lingual. La cuspide disto-vestibulaire a été préservée et une partie de la cuspide mésio-vestibulaire va devoir être recouverte.



Figure 36 : Vue occlusale de la dent 36 après hybridation dentinaire

Une empreinte optique est réalisée à l'aide du système CEREC au maxillaire et à la mandibule. Une fois les empreintes acquises, nous objectivons les limites de la préparation et le logiciel modélise la pièce prothétique visible sur l'écran. Après validation, le logiciel propose une pièce qui est usinée sur place en une quinzaine de minutes. Une étape immédiate au laboratoire permet de caractériser la pièce par maquillage et d'effectuer le cycle de cuisson final.

Evaluation des critères décisionnels qui nous permettent de faire un choix :

-La dent **antagoniste** est une **dent actuellement restaurée à l'amalgame**. Dans le cadre de la réhabilitation globale, cette dent va être restaurée à l'aide d'une restauration collée.

-Les dents **adjacentes** sont des dents restaurées :

La **dent 35** : Retraitement endodontique à prévoir + **venerlay** si les conditions nous le permettent.

La **dent 37** : actuellement la dent est restaurée à l'amalgame mais dans le cadre de la réhabilitation globale, cette dent va être restaurée grâce à **une restauration collée**.

-Assemblage sur une **cavité majoritairement dentinaire** avec comme seul paroi restante, la **paroi vestibulaire**.

-L'épaisseur prothétique disponible est **supérieure à 2mm**.

-Il n'y a **aucune symptomatologie** et le test au froid est positif. La dent est vivante.

-La patiente ne présente **aucune parafonction**

-Les forces extérieures appliquées sont **importantes**.

- **Demande esthétique** → le patient est **soucieux de son sourire**

-Son **hygiène bucco-dentaire est correcte**

L'ensemble de ces données recueillies dans leur globalité lors de la consultation et de l'examen clinique me permettent d'orienter mon choix vers un matériau céramique (Empress de chez Ivoclar renforcés à la leucite).



Figure 37 : Onlay en céramique sur la dent 36

Le collage est réalisé sous champ opératoire à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif propre de type Variolink.
Une vérification des points de contacts et des contacts occlusaux est nécessaire après l'assemblage de la pièce.



Figure 38 : Pose de l'onlay sur la 36

Cas clinique 4

Ce cas clinique a été réalisé par Lombardi Laura lors du stage actif de 6^{ème} année en cabinet dentaire à Vence. Le laboratoire dentaire Parentental a réalisé cette overlay.

Anamnèse

Femme de 63 ans avec une bonne santé générale sans antécédents.

Aucune prise de médicaments régulière

Absence d'allergies connues

Absence de para-fonction

Hygiène bucco-dentaire correcte

Pas de consommation de tabac

Visite de contrôle chez le dentiste tous les ans

Motif de consultation

La patiente a cassé sa dent en croquant sur une amande. Selon elle, cette restauration à l'amalgame a été effectuée il y a 20 ans ; puis une réparation à la résine composite a été faite par un praticien il y a 5 ans.



Figure 39 : Fracture coronaire sur une molaire maxillaire droite (17)

A l'examen clinique

On observe une fracture coronaire sur la deuxième molaire maxillaire droite (17) de grande étendue avec une perte de la cuspide palatine. La dent a été restaurée avec de l'amalgame au niveau occlusale et avec de la résine composite au niveau proximale de la dent.

En première intention, j'ai effectué un test de vitalité à l'aide d'une boulette de coton imprégnée d'un spray de refroidissement. La dent répond positivement, elle est donc vivante.

J'effectue ensuite un test de sondage à l'aide d'une sonde parodontale qui se révèle être normal. Un test de percussion et un test de morsure sont également réalisés et répondent de manière asymptomatique.

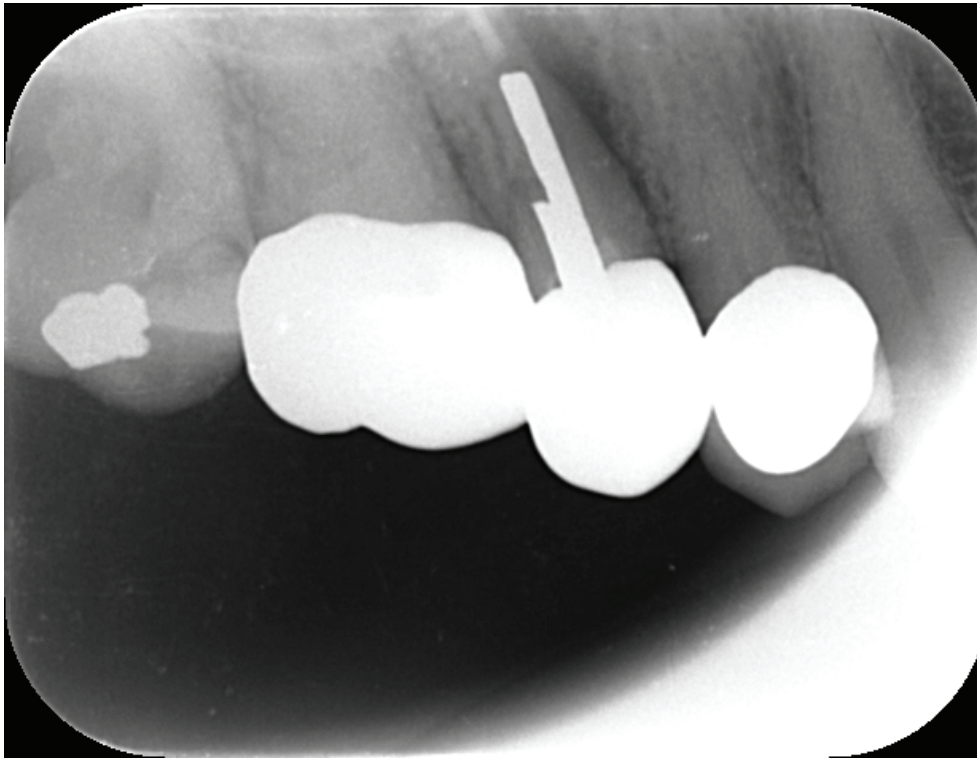


Figure 40 : Cliché radiographique

Un examen complémentaire est réalisé dans la même séance. On observe sur ce cliché radiographique, un liseré radioclaire qui part de la face proximale mésiale de la dent dans le tiers coronaire et qui s'étend jusqu'à la moitié de la dent. On note également un zone radio-opaque correspondant à l'amalgame en bouche.

Nous nous limiterons à l'examen de cette dent (*lésion endo-paro sur la 15).

Etapas du traitement

La perte dentaire se limite à la cuspide palatine mais lors de la préparation nous allons devoir éliminer l'amalgame, le composite et la carie.

Après dépose de ces restaurations sous digue, un curetage carieux est effectué.

Une mise en dépouille de la préparation est réalisée suivi d'un abaissement des cuspides car l'épaisseur de ces parois est inférieure à 1 mm et le rapport hauteur/épaisseur est supérieur à 1. Il convient alors de réaliser un recouvrement cuspidien pour s'épargner tout risque de fracture.

L'hybridation dentinaire est réalisée dans la même séance sous champ opératoire pour éviter tout risque de contamination ou de contact avec la salive. Les contre-dépouilles sont comblées à l'aide d'un composite fluide. L'IDS va permettre dans ce cas précis d'augmenter les valeurs d'adhérence des restaurations collées, de diminuer les sensibilités post-opératoires et de protéger le complexe dentino-pulpaire. Nous avons perdu les deux crêtes marginales ainsi que le pont d'émail (mésio-palatin / disto-vestibulaire).

Une empreinte en double-mélange est réalisée au maxillaire et une empreinte à l'alginate est réalisée à la mandibule.



Figure 41 : Vue de la préparation après hybridation dentinaire

Evaluation des critères décisionnels qui nous permettent de faire un choix :

-La patiente présente plusieurs restaurations en bouche de type couronnes, amalgames, résines composites. Son **risque carieux est élevé**.

-Son **hygiène bucco-dentaire est correcte**.

-La dent **antagoniste** est une **couronne céramo-métallique**, c'est la deuxième molaire mandibulaire droite (47).

-La dent **adjacente** est une **couronne céramo-métallique**, c'est la première molaire maxillaire droite (16).

-La nature du **substrat est majoritairement amélaire** avec un large bandeau amélaire périphérique.

-L'épaisseur prothétique disponible est **supérieure à 2mm**.

-Les parois cuspidiennes restantes ont été abaissées pour limiter le risque de flexion cuspidienne.

-Il n'y a **aucune symptomatologie** et le test au froid est positif. La dent est vivante.

-La patiente ne présente **aucune parafonction** et les forces extérieures appliquées sont **normales**.

L'ensemble de ces données recueillies dans leur globalité lors de la consultation et de l'examen clinique me permettent d'orienter mon choix vers une restauration en céramique.



Figure 42 : Overlay en céramique enrichie en disilicate de lithium (e.max)

L'assemblage est réalisé par collage sous champ opératoire à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif propre de type Variolink.

Une vérification du point de contact mésial et des contacts occlusaux est nécessaire après l'assemblage de la pièce.



Figure 43 : Pose de l'overlay en céramique sur la deuxième molaire maxillaire droite

Discussion

Les restaurations partielles collées tendent à respecter au maximum les notions d'économie tissulaire, de gradient thérapeutique, de biocompatibilité et de biomimétisme.

La préparation des tissus à minima et le comblement des contre-dépouilles des parois dentaires servent à respecter la dent naturelle. Le collage permet de révolutionner la configuration des cavités basée sur l'économie tissulaire et non sur le principe de rétention mécanique. L'adhésion et la multitude de biomatériaux disponibles permettent de reproduire au plus près les caractéristiques mécaniques de la dent. Cependant, ces matériaux de substitutions ont des propriétés isotropes à la différence de l'émail et de la dentine. Donc les fabricants ont des efforts à poursuivre pour trouver un matériau biomimétique.

Par ailleurs, nos préparations peuvent optimiser le collage grâce à l'hybridation dentinaire pour améliorer la force d'adhésion de la restauration.

La démarche devient alors plus biologique et moins mécaniste et assure ainsi un cycle de vie augmenté de la dent sur l'arcade selon la notion de gradient thérapeutique.

Les restaurations partielles peuvent être réalisées avec différents matériaux de substitution, à savoir les composites de laboratoire ou les composites usinés, les céramiques dentaires pressées ou sous forme de bloc et les matériaux hybrides. Ce large choix offre aux praticiens la possibilité de faire respecter au mieux le principe biomimétique basé sur l'intégration d'un biomatériau imitant au plus près les propriétés biologiques, fonctionnelles, mécaniques et esthétiques de la dent naturelle.

La fabrication industrielle des blocs et l'essor de la CFAO vont permettre l'obtention de matériaux qui sont de plus en plus performants au niveau de leurs propriétés mécaniques.

L'augmentation du degré de conversion des composites par fabrication industrielle des blocs permet d'avoir un matériau moins toxique, biocompatible, avec des performances mécaniques augmentées.

De plus, l'optimisation de la polymérisation d'un composite artisanal non usiné par un traitement thermique de post-polymérisation à 120°C va permettre l'amélioration significativement de la dureté et de la résistance à la flexion du matériau. Le coût des restaurations en composite est également plus faible. Cependant, les composites restent

inférieures en terme d'esthétique et leurs résistances aux forces masticatoires sont en deçà par rapport à la céramique.

Les céramiques trouvent leurs indications du fait de leurs excellentes propriétés esthétiques, de la variété de teintes disponibles, de la possibilité de maquiller les pièces, de leur biocompatibilité et de leurs caractéristiques mécaniques intéressantes proches de l'émail. Le module d'élasticité de la céramique est proche de celui de l'émail et cela va nous intéresser pour respecter le principe « biomimétique ». Cependant, le risque de fracture de la céramique doit être pris en compte et est déconseillé sur les patients atteints de bruxisme non traités.

Récemment, un matériau hybride est apparu sur le marché s'intercalant au niveau des propriétés mécaniques entre les composites et les céramiques. L'Enamic a un module d'élasticité intermédiaire entre l'émail et la dentine va permettre une bonne dissipation des contraintes. Ce matériau uniquement accessible par usinage va offrir une alternative intéressante en cas d'hésitation entre composite et céramique. Cependant, il y a peu de recul clinique concernant ce réseau de polymère infiltré de résine (RCIP).

Les facteurs décisionnels concernant le choix du biomatériau lors d'une restauration partielle collée sont bien identifiés. Le chirurgien-dentiste oriente sa décision en fonction des caractéristiques recherchées par le praticien ainsi qu'en fonction de la situation clinique et des critères esthétiques, fonctionnels, mécaniques et biologiques.

Entre autres, les facteurs décisionnels vont être fonction :

- De la nature du substrat sur lequel est collé le matériau
- Du nombre de parois restantes
- De la dent antagoniste
- Des forces mastications appliquées
- De parafunctions existantes
- Du diagnostic pulpaire
- De la demande esthétique du patient
- D'allergies potentielles
- Des moyens financiers du patient
- Des honoraires du chirurgien-dentiste

Le premier facteur que l'on étudiera c'est le nombre de parois dentaires restantes ainsi que la nature du substrat sur lequel est collée la pièce. Si la restauration est majoritairement collée sur de l'émail alors il est préférable de choisir un matériau en céramique car les modules d'élasticité sont proches. Une restauration en céramique trop fine collée sur de la dentine exercera trop de contraintes internes et engendrera une fracture. Le module d'élasticité relativement faible des résines composites ne peut pas compenser la perte de crêtes proximales ou du pont d'émail surtout dans les cas de grandes étendues. Lors d'un collage sur une cavité occluso-proximale (avec une plage dentinaire et amélaire périphérique), il peut être intéressant d'utiliser un matériau composite dont la distribution des contraintes sera plus optimale du fait d'un module d'élasticité très proche.

Ensuite, il faut évaluer les forces masticatoires exercées ou les parafunctions existantes qui vont nous orienter vers une restauration partielle en composite si le patient est atteint de bruxisme (réparation possible) ou vers une restauration en céramique si la restauration est soumise à des contraintes importantes.

Si le pronostic pulpaire est incertain, il est préférable d'utiliser un matériau composite où l'on pourra si besoin réaliser un traitement endodontique et sur laquelle on pourra effectuer une réparation.

La nature de la dent antagoniste est un facteur secondaire qui rentrera en compte après avoir répondu aux questions précédentes. Mais il est recommandé d'avoir un couple d'usure similaire, pour cela il faudra étudier la dureté des matériaux présents en bouche.

Si la demande esthétique du patient est très élevée, il est préférable d'utiliser un matériau céramique.

Tous ces facteurs décisionnels qui nous permettent de faire un choix sur le biomatériau à utiliser doivent être pris en compte dans leur globalité et non indépendamment des autres.

Néanmoins, ces différents critères cliniques décrits dans la littérature ont un niveau de preuve scientifique de faible niveau (grade C) selon les grades de recommandations de la Haute Autorité de la Santé (HAS).

Un matériau idéal doit pouvoir reproduire la microstructure et les performances mécaniques des tissus dentaires à remplacer. L'approche par le biomimétisme va nous amener à comprendre que l'émail et la dentine agissent en synergie par une interphase qui les unit : la jonction amélo-dentinaire. La connaissance de l'agencement tridimensionnel et des propriétés intrinsèques de ses structures va nous aider à choisir un matériau se rapprochant au plus près des caractéristiques de la dent. Actuellement, il n'y a toujours pas de matériau universel ou idéal en dentisterie restauratrice malgré toutes les innovations existantes.

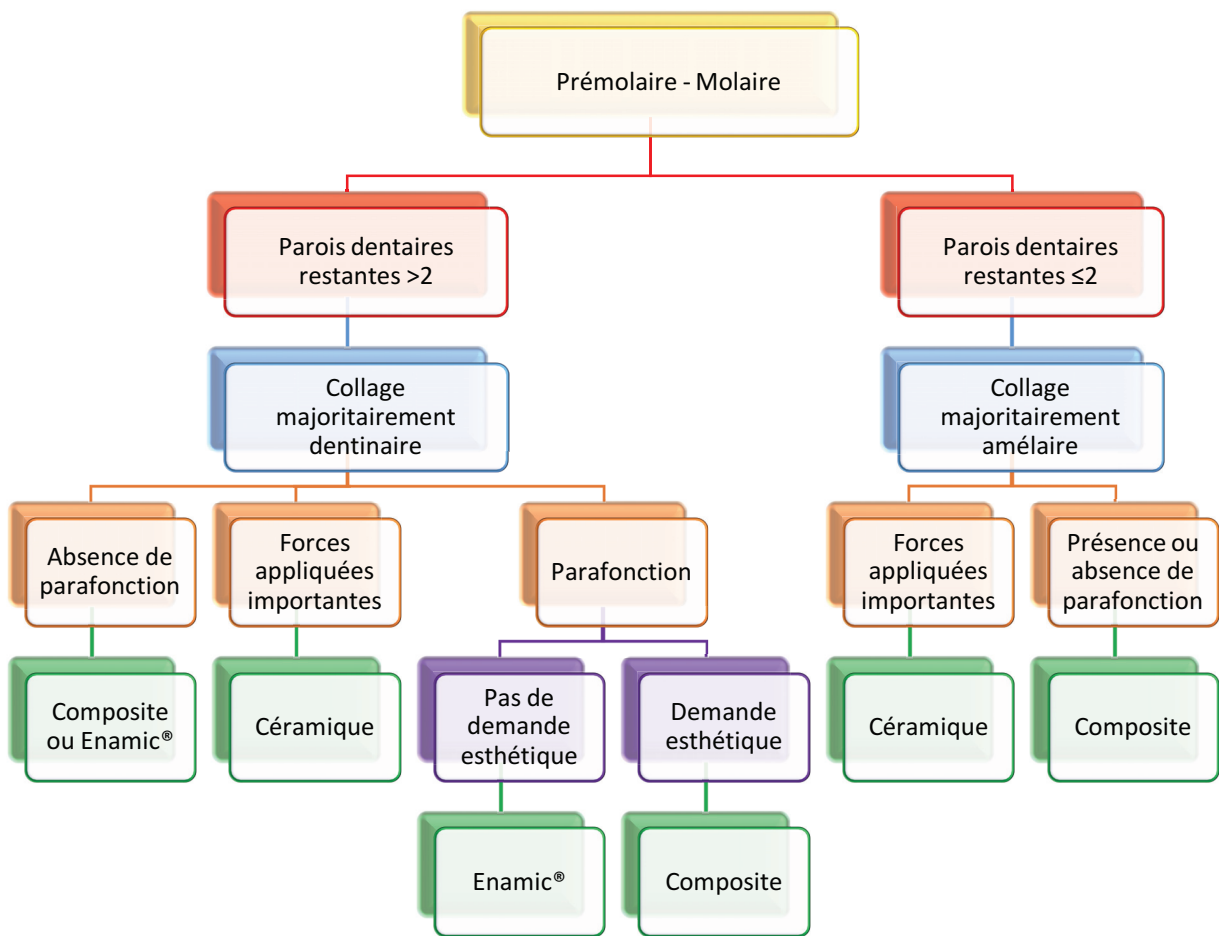
Le challenge pour le praticien sera de trouver un compromis entre la perte irréversible des tissus dentaires et le matériau mimant au plus ce continuum biomécanique qu'est la dent naturelle.

Les zircons de deuxième et troisième générations ont perdu en résistance en flexion mais sont significativement plus translucides avec un rendu esthétique correct. (102)(103)

Cependant leurs capacités à être collées reste un problème majeur face aux céramiques vitreuses ou aux composites qui ont des aptitudes au collage qui ne sont plus à démontrer. (82) De plus, aucun recul clinique sur les zircons de dernières générations n'est disponible pour le moment.

Est-ce réellement un avantage d'utiliser une zircone de dernière génération quand à l'heure actuelle les matériaux céramiques et composites remplissent déjà une bonne partie du cahier des charges d'un matériau idéal.

Pour finir, des essais cliniques randomisés in vivo seraient intéressants pour évaluer les performances des restaurations partielles collées en fonction du type de matériau (céramique, composite, hybride) et permettraient d'en tirer une analyse sur les différents facteurs qui influenceraient notre décision finale.



Arbre décisionnel qui a pour but d'aider le praticien à faire un choix sur le matériau à utiliser lors d'une restauration collée.

CONCLUSION

Aujourd'hui, les restaurations partielles collées ont trouvé leur place dans l'arsenal thérapeutique des praticiens. L'avènement du collage a permis une économie tissulaire lors des préparations cavitaires qui deviennent non rétentes respectant alors le concept biomimétique.

Pour comprendre ce concept, il faut avoir en tête l'histologie de la dent. L'émail est la structure protectrice de l'organe dentaire résiste à des sollicitations mécaniques importantes de l'ordre de 120 MPa. Sa résistance est due à l'organisation tridimensionnelle de prismes qui sont interconnectés les uns aux autres grâce à des protéines. Sa préservation est donc capitale lors d'une préparation tissulaire pour maintenir ses propriétés mécaniques. Pour remplacer la coque d'émail perdue, un matériau comme le composite ne permet qu'une restitution partielle de la rigidité de la couronne dentaire de part son module d'élasticité et sa résistance mécanique plus faible que celui du tissu amellaire. La céramique utilisée comme matériaux de substitution de l'émail permet une restitution quasi intégrale de la rigidité de la dent.

La dentine composée d'un réseau de tubules joue le rôle d'amortisseur des contraintes que subit l'émail. Le manteau dentinaire va stopper les fissures quand la jonction amélo-dentinaire ne les arrêtera pas. La jonction amélo-dentinaire a donc pour rôle de renforcer l'intégrité biomécanique de la dent.

Pour remplacer une perte de substance dentaire, il faut d'abord connaître les propriétés biomécaniques des tissus dentaires et les confronter à celles de biomatériaux mis à notre disposition sur notre plateau technique, ce, afin de trouver celui qui va, selon ces critères, se substituer le plus fidèlement possible aux tissus amélo-dentaires. En effet, la résistance à la flexion et le module d'élasticité (moduel d'Young) sont des données qui permettent de comprendre le comportement des biomatériaux en bouche. Plus les matériaux vont « matcher » avec les propriétés biomécaniques de la dent plus la reconstitution sera pérenne et prévindra le risque de fracture. Les composites usinables ont un module d'élasticité entre 8 et 12 GPa, inférieure ou proche à celui de la dentine. L'Enamic possède un module d'élasticité intermédiaire entre l'émail et la dentine au alentour de 30 GPa ce qui fait de ce composite hybride, un matériau intéressant lors d'un collage sur un substrat mixte amélo-

dentinaire. Et pour ce qui est de la céramique, son module d'élasticité reste en deçà de l'émail mais s'y rapproche fortement.

Il existe une grande diversité de biomatériaux disponibles sur le marché, à savoir les composites de laboratoire ou les composites usinés, les céramiques dentaires pressées ou sous forme de bloc et les matériaux hybrides. Les matériaux hybrides seulement accessibles grâce à l'usinage vont constituer une alternative en cas d'hésitation entre les composites et les céramiques. De plus, grâce à l'industrie du numérique, la CFAO va offrir aux matériaux des performances mécaniques améliorées.

Enfin, une série de facteurs décisionnels a été établie en faveur de la céramique et en faveur du composite. Le chirurgien-dentiste va alors orienter sa décision en fonction des caractéristiques recherchées par le praticien ainsi qu'en fonction de la situation clinique et de critères esthétiques, fonctionnels, mécaniques et biologiques. L'analyse du substrat dentaire collé, le type de forces exercées ou de parafunctions présentes, la demande esthétique du patient, l'épaisseur de la restauration, l'état pulpaire sont des données qui nous serviront à faire un choix sur le matériau à utiliser.

Bibliographie

1. Bodin. Tanguy. Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (Inlay - Onlay) [Internet]. Haute autorité de la santé (HAS); 2009 juill p. 82. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2009-10/rapport_inlay_onlay.pdf
2. Tirlet et Attal. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. *ID*. nov 2009;(41, 42).
3. Simonsen RJ. New materials on the horizon. *J Am Dent Assoc* 1939. juill 1991;122(7):24, 31.
4. Magne P. Biomimétique restauratrice sans tenons ni couronnes. *BMC*. mars 2016;1(1).
5. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent*. 2011;6(1):8, 19.
6. Tirlet Gil, Bozos P. La « Biomimétique » : un concept contemporain au coeur de la dentisterie adhésive. *Réal Clin*. 2013;24(4):331, 343.
7. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique : approche biomimétique. 2003. (Quintessence internationale).
8. Tirlet G, Marniquet S. No-post, No-crown. Formes de préparation contemporaines pour les restaurations adhésives (secteur postérieur). *Inf Dent*. 17 mai 2017;(20):16, 25.
9. Les tissus dentaires à préserver lors de la réalisation des inlays/onlays : approche biomécanique. *Réal Clin*. 2014;25(4):289, 296.
10. Bajaj D, Arola DD. On the R-curve behavior of human tooth enamel. *Biomaterials*. 1 août 2009;30(23):4037, 4046.
11. Yahyazadehfar M, Bajaj D, Arola DD. Hidden contributions of the enamel rods on the fracture resistance of human teeth. *Acta Biomater*. 1 janv 2013;9(1):4806, 4814.
12. Kono RT, Suwa G, Tanijiri T. A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars. *Arch Oral Biol*. 1 déc 2002;47(12):867, 875.
13. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1 nov 1989;15(11):512, 516.
14. Zhang Y-R, Du W, Zhou X-D, Yu H-Y. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci*. juin 2014;6(2):61, 69.
15. Goldberg M. Histologie de l'émail. (EMC).
16. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin–enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater*. mars 2005;4(3):229, 232.
17. Rasmussen ST, Patchin RE, Scott DB, Heuer AH. Fracture Properties of Human Enamel and Dentin. *J Dent Res*. 1 janv 1976;55(1):154, 164.
18. Macedo G, Raj V, Ritter AV, Swift EJ. LONGEVITY OF ANTERIOR COMPOSITE RESTORATIONS. *J Esthet Restor Dent*. nov 2006;18(6):310, 311.
19. Bolla.M, Colon.P, Leforestier.E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe. Société francophone de biomatériaux dentaires; 2009.
20. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater*. 1 avr 2013;29(4):375, 381.
21. Fron Chabouis. H, Prot. C, Attal. JP. Restauration partielle indirecte : composite ou céramique. *Réal Clin*. 2014;25(4):297, 306.
22. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, et al. Dommages par indentation et propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine humains. *J Dent Res*. 1 mars 1998;77(3):472, 480.
23. Marshall GW, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical

- properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res.* 2001;54(1):87, 95.
24. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 1 avr 2013;29(4):419, 426.
 25. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J.* 6 sept 2013;7:118, 122.
 26. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res.* déc 2014;93(12):1232, 1234.
 27. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1 oct 2015;114(4):587, 593.
 28. Moussally Christian. CFAO : Les matériaux accessibles. Partie 2 - Matériaux usinables : les composites. *Biomatériaux Clin.* oct 2017;2(2):28, 38.
 29. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2016;32(11):275, 283.
 30. Cui B, Li J, Wang H, Lin Y, Shen Y, Li M, et al. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic (sodium aluminum silicate) composites for dental restoration. *J Dent.* juill 2017;62:91, 97.
 31. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater.* 1 déc 2013;29(12):1209, 1218.
 32. Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech [Internet].* 6 févr 2014 [cité 26 déc 2019];5. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3924884/>
 33. Grégoire Geneviève, Ciers Jean-Yves, Taleb Chakib. Les céramiques usinées. Partie 2- Principes communs des conditionnements avant collage. *Biomatériaux Clin.* oct 2017;2(2):86, 91.
 34. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(6):382, 393.
 35. Lehmann Nicolas, Spreafico Roberto. Restaurations postérieures indirectes en composite. Partie II : protocole clinique de réalisation. *Réal Clin.* 2018;29(4):276, 285.
 36. Fron Chabouis Hélène, Le goff Stephane, Marniquet Solène, Moussally Christian. CFAO : Les matériaux accessibles. Partie 1 - Matériaux usinables : les céramiques vitreuses. *Biomatériaux Clin.* oct 2016;1(2):44, 52.
 37. Yun J, Ha S, Lee J, Kim S. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater.* 1 juill 2010;26(7):650, 658.
 38. Critical Surface Energy of Composite Cement Containing MDP (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) and Chemical Bonding to Hydroxyapatite: *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition: Vol 23, No 1-4 [Internet].* [cité 23 nov 2019]. Disponible sur: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1163/092050611X554480>
 39. Boitelle Philippe, Fromentin Olivier, Tapie Laurent, Mawussi Bernardin. Les dispersions de données dans les chaînes CFAO. Partie 1 : Dispersions physiques. *Biomatériaux Clin.* mars 2018;3(1):90, 95.
 40. Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *Int J Prosthodont.* déc 2007;20(6):609, 616.
 41. Ali Saleh, Toledano Charles. Inlays, Onlays, Overlay. Du direct à l'indirect : comment définir l'indication. *Biomatériaux Clin.* mars 2019;4(1):63, 69.
 42. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of Endodontically-treated Teeth Related

- to Restoration Technique. *J Dent Res.* 1 nov 1989;68(11):1540, 1544.
43. Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, et al. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *J Endod.* 1 juin 2017;43(6):995, 1000.
 44. Krifka S, Anthofer T, Fritzsich M, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Ceramic Inlays and Partial Ceramic Crowns: Influence of Remaining Cusp Wall Thickness on the Marginal Integrity and Enamel Crack Formation In Vitro. *Oper Dent.* 1 janv 2009;34(1):32, 42.
 45. d'INCAU E, Zunzarren R. Evolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. *Réal Clin.* 2014;25(4):317, 326.
 46. Toledano Charles. Quand faut-il recouvrir une paroi résiduelle ? *Biomatériaux Clin.* oct 2019;4(2):48, 53.
 47. Préparation d'un veneerlay [Internet]. *Dentisterie Esthétique.* 2017 [cité 14 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.idweblogs.com/dentisterie-esthetique/preparation-dun-veneerlay/>
 48. Tirlet Gil, Jalladaud Mathilde, Pomperski Marin. Le scellement dentinaire immédiat : Protocole clinique. *Biomatériaux Clin.* mars 2019;4(1):81, 87.
 49. Magne P. Immediate Dentin Sealing: A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):144, 154.
 50. Magne P. IDS : Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent.* déc 2014;16(6):594.
 51. Santos M, Bapoo H, Rizkalla A, Santos G. Effect of Dentin-cleaning Techniques on the Shear Bond Strength of Self-adhesive Resin Luting Cement to Dentin. *Oper Dent.* 11 août 2011;36(5):512, 520.
 52. Dietschi D, Spreafico R, Co-Director I. CURRENT CLINICAL CONCEPTS FOR ADHESIVE CEMENTATION OF TOOTH-COLORED POSTERIOR RESTORATIONS. *AESTHETIC Dent.* :9.
 53. Sarfati Alexandre, Drossart Maxime. Lésions carieuses profondes et restaurations indirectes : intérêt de la remontée de marge. *Partie I : approche scientifique.* *Biomatériaux Clin.* 29(4):252, 256.
 54. Bresser RA, Gerdolle D, van den Heijkant IA, Sluiter-Pouwels LMA, Cune MS, Gresnigt MMM. Clinical evaluation of 197 Partial indirect restorations with deep margin elevation in the posterior region: up to 12 years evaluation. *J Dent.* 4 nov 2019;103227.
 55. Phan AC, Tang M, Nguyen J-F, Ruse ND, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release. *Dent Mater.* 1 mars 2014;30(3):350, 356.
 56. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig.* mars 2008;12(1):1, 8.
 57. Lehmann Nicolas, Spreafico Roberto. Restaurations postérieures indirectes en composite - Partie I. *Réal Clin.* 2018;29(4):267, 274.
 58. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater.* 1 août 2011;27(8):723, 747.
 59. Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater.* 1 sept 1992;8(5):290, 295.
 60. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* juin 2011;56 Suppl 1:59, 66.
 61. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mai 2012;28(5):529, 534.
 62. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* mai 2016;95(5):487,

495.

63. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 1 sept 2006;137:14S, 21S.
64. van Noort R. Minimal Preparation Designs for Single Posterior Indirect Prostheses with the Use of the Cerec System. :13.
65. Magne Pascal. Biomimétique restauratrice sans tenons ni couronnes. *Biomatériaux Clin.* mars 2016;1(1):16, 25.
66. Lin-Gibson S, Sung L, Forster AM, Hu H, Cheng Y, Lin NJ. Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomater.* 1 juill 2009;5(6):2084, 2094.
67. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int.* 2012;19(3):225, 234.
68. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials.* 1 juin 2013;34(19):4555, 4563.
69. Sabbagh J, Mansour H. Les composites en monocouche ou bulk-fill (partie 1 - composition, particularités et classification). oct 2016;1(2):37, 43.
70. Kim E-H, Jung K-H, Son S-A, Hur B, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. *Restor Dent Endod.* 1 mai 2015;40(2):128, 135.
71. Sabbagh J, Nahas P. Les composites en monocouche ou bulk-fill (Partie 2 - propriétés physico-mécaniques et applications cliniques). mars 2017;2(1):22, 31.
72. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2010;31(9):682, 4.
73. Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* 1 févr 2014;30(2):164, 171.
74. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* avr 2004;48(2):513, 530.
75. Samama Yves, Dejou Jacques, Coudray Lionel. Les céramiques infiltrées. nov 2010;(41-42):34, 44.
76. Arnetzl G. Different Ceramic Technologies in a Clinical Longterm Comparison. In Mörmann WH (ed.) *State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC.* Quintessence. :65, 72.
77. Nizart-Crescenzo H, Crescenzo D. La facette céramique. Trois techniques conventionnelles de laboratoire. 2014;184, 195.
78. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2013;29(1):85, 96.
79. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials.* janv 2010;3(1):351, 368.
80. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(s3):218, 231.
81. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1 juill 2003;90(1):31, 41.
82. Mainjot Amélie. Zircon(s) -Partie 2 Restaurations émaillées ou monolithiques ? La quête de la résistance et de la translucidité. *Biomatériaux Clin.* oct 2019;4(2):10, 21.
83. Mainjot Amélie. Zircon. Partie 1 - A la rencontre de céramiques pas comme les autres. *Biomatériaux Clin.* mars 2018;3(1):22, 32.

84. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 1 oct 2015;7(4):495, 500.
85. Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2017;33(12):1351, 1361.
86. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2018;30(4):281, 286.
87. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*. 1 août 2015;114(2):236, 247.
88. Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater*. 1 mars 2017;33(3):294, 308.
89. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu A, Garcia-Godoy F, Brambilla E. Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *Am J Dent*. déc 2015;28(6):311, 320.
90. Zaghoul H, Elkassas DW, Haridy MF. Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *Eur J Dent*. 2014;8(1):44, 52.
91. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. mai 2014;30(5):99, 111.
92. P M. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *J Calif Dent Assoc*. 1 févr 2006;34(2):135, 147.
93. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*. 1 nov 2004;20(9):862, 872.
94. Etienne Olivier, Anckenmann. L. Restaurations esthétiques en céramique collée. Editions CdP. 2016.
95. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater*. 1 juill 2000;16(4):244, 247.
96. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *J Dent*. 1 nov 1999;27(8):557, 564.
97. Grégoire G, Populer P, Magne S, Guyonnet J-J. Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie. Wwwem-Premiumcomdatatraitessod123-49118 [Internet]. 21 oct 2008 [cité 14 févr 2020]; Disponible sur: <https://www.em-premium.com/article/186461?redirectTo=EM>
98. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*. févr 1995;21(2):57, 61.
99. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 2009;40(2):125, 133.
100. Margossian P., Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC. 2007;
101. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 1 avr 2010;103(4):221, 227.
102. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 1 déc 2013;41(12):1135, 1147.
103. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*.

2018;97(2):140, 147.

Iconographie : Liste des figures

Figure 1 : Vue occlusale des préparations avant empreinte optique

Figure 2 : Inlay sur la 45 – Onlay sur la 46 avec une céramique vitreuse enrichie en leucite
(réalisé par Lombardi Laura)

Figure 3 : Le gradient thérapeutique selon Gil Tirlet et Jean-Pierre Attal

Figure 4 : Thérapeutiques envisageables avant le passage à l'extraction dentaire

Figure 5 : Vue vestibulo-linguale d'une première prémolaire avec une coque d'émail convexe
et un noyau de dentine concave (après dissolution de l'émail)

Figure 6 : Visualisation des bandes de Hunter-Schreger

Figure 7 : Vue au microscope électronique à balayage (MEB) de l'émail en section
transversale et longitudinale

Figure 8 : Dentine avec visualisation du manteau dentinaire (A), d'une zone de dentine
présentant peu de tubules (B) et une dentine avec un nombre de tubules qui
augmentent.

Figure 9 : Courbe contrainte = f(déformation)

Figure 10 : Etape d'un traitement de surface sur une pièce en composite usiné

Figure 11 : Etape d'un traitement de surface d'un onlay en céramique

Figure 12 : Dépose d'une résine composite sur la 37 – préparation de la dent avant
empreinte – mise en place de l'onlay en composite (réalisé par Lombardi Laura)

Figure 13 : Critères de préparations pour les restaurations partielles collées

Figure 14 : Réalisation d'un overlay sur une molaire mandibulaire (Dr. RUITORT Romain)

Figure 15 : Réalisation d'un veneerlay (Dr. TOLEDANO Charles)

Figure 16 : Avant dépose de la restauration non étanche

Figure 17 : IDS sur une molaire mandibulaire droite (réalisé par Lombardi Laura)

Figure 18 : Structures des céramiques vitreuses et polycristallines usinables

Figure 19 : Frittage partiel en phase solide, avec constitution d'un réseau de porosités
ouvertes et continues infiltré secondairement par un verre

Figure 20 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en feldspaths

Figure 21 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en leucite

Figure 22 : Bloc d'une céramique vitreuse enrichie en disilicate de lithium

Figure 23 : Bloc Suprinity (Vita)

Figure 24 : Bloc Celtra Duo (Dentsply)

Figure 25 : Illustration schématique des 3 formes allotropiques de la structure cristalline de la zircone en fonction de la température

Figure 26 : Bloc Enamic (Vita)

Figure 27 : Photo intrabuccale des dents du secteur 3

Figure 28 : Scellement dentinaire immédiat sur la première molaire mandibulaire

Figure 29 : Onlay en composite sur la première molaire mandibulaire (Estenia™)

Figure 30 : Pose du composite sur la première molaire mandibulaire gauche (36)

Figure 31 : Visualisation de la fracture coronaire sur la dent 46

Figure 32 : Vue de la préparation avant scellement dentinaire immédiat sur la 46

Figure 33 : Onlay en céramique sur la 46

Figure 34 : Pose de l'onlay en céramique sur la 46

Figure 35 : Photographie intra-buccale du secteur 3

Figure 36 : Vue occlusale de la dent 36 après hybridation dentinaire

Figure 37 : Onlay en céramique sur la dent 36

Figure 38 : Pose de l'onlay sur la 36

Figure 39 : Fracture coronaire sur une molaire maxillaire droite (17)

Figure 40 : Cliché radiographique

Figure 41 : Vue de la préparation après hybridation dentinaire

Figure 42 : Overlay en céramique enrichie en disilicate de lithium (e.max)

Figure 43 : Pose de l'overlay en céramique sur la deuxième molaire maxillaire droite

Iconographie : Liste des tableaux

Tableau 1 : Résistance à la traction (MPa)

Tableau 2 : Résistance à la compression (MPa)

Tableau 3 : Récapitulatif des données fabricants concernant les différents matériaux
composites artisanaux disponibles sur le marché

Tableau 4 : Récapitulatif de tous les blocs composites existant sur le marché

Tableau 5 : Récapitulatif des céramiques

Tableau 6 : Récapitulatif composites et hybrides

Tableau 7 : Tableau comparant les composites usinés et les céramiques usinées

Tableau 8 : Synthèse sur les différents matériaux disponibles

Iconographie : Liste des graphiques

Graphique 1 : Module d'élasticité des différents matériaux actuellement commercialisés

Graphique 2 : Dureté Vickers des différents matériaux actuellement commercialisés

Graphique 3 : Résistance à la flexion des différents matériaux actuellement commercialisés

Listes des abréviations

CFAO : Conception et fabrication assistée par ordinateur

IDS : Scellement dentinaire immédiat

JAD : Jonction amélo-dentinaire

PICN : Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network

RCIP : Réseau de céramique infiltré de polymère

Approbation – Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la Faculté de Chirurgie dentaire (1).

Lu et approuvé,

Vu,
Nice, le

Le Président du jury,

Le Doyen de la Faculté de
Chirurgie Dentaire de l'UNS

Professeur

Professeur Laurence LUPI

(1) Les exemplaires destinés à la bibliothèque doivent être obligatoirement signés par le Doyen et par le Président du Jury.

Serment d'Hippocrate

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

Je promets et je jure, au nom de l'Etre Suprême, d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la probité dans l'exercice de La Médecine Dentaire.

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

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se 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.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception.

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

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

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

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

Laura LOMBARDI

CRITERES DECISIONNELS CONCERNANT LES BIOMATERIAUX LORS D'UNE RESTAURATION PARTIELLE COLLEE. APPLICATIONS CLINIQUES

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, 2020, n°42-57-20-24

Directeur de thèse : Dr. LEFORESTIER Eric

Mots-clés : inlay, onlay, biomatériaux, composite, céramique, Enamic, biomimétisme, gradient thérapeutique, arbre décisionnel

Résumé :

Les restaurations partielles collées sont devenues des alternatives reconnues afin de respecter au mieux les notions d'économie tissulaire et de biomimétisme. La décision de réaliser un inlay-onlay en première intention suit le gradient thérapeutique décrit par Gil Tirlet et Jean-Pierre Attal. Selon ce concept, la mise en place d'une couronne périphérique n'est plus systématique et ouvre de nombreuses perspectives de restauration ad intégrum de la dent. L'essor des techniques d'assemblages et de la CFAO ouvre notre plateau technique à une multitude de biomatériaux disponibles pour remplacer une perte tissulaire de moyenne à grande étendue.

Ce travail a pour ambition :

- De faire le point biomécanique des matériaux de restauration mis à disposition du praticien pour les restaurations indirectes de l'organe dentaire : composites de laboratoire ou usinés, céramique dentaires et matériaux hybrides.
- De proposer un arbre décisionnel : quel matériau, pour quelle restauration, dans quel environnement ?

C'est l'analyse, la compréhension des propriétés et du comportement des structures dentaires qui seront confrontées au choix thérapeutique et esthétique de nos matériaux de restauration qui doivent guider le choix du praticien et ce, dans le concept du respect du « biomimétisme ».