



HAL
open science

Concepts actuels de préparation pour restaurations partielles postérieures collées

Virginie Pilliol

► **To cite this version:**

Virginie Pilliol. Concepts actuels de préparation pour restaurations partielles postérieures collées. Chirurgie. 2016. dumas-01404419

HAL Id: dumas-01404419

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01404419v1>

Submitted on 4 Jan 2017

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

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



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

ACADEMIE d'AIX-MARSEILLE

Concepts actuels de préparation pour restaurations partielles postérieures collées

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Université d'Aix-Marseille
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le Jeudi 10 Novembre 2016

par

PILLIOL Virginie

née le 12 Septembre 1991
à MARSEILLE

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président	: Monsieur le Professeur	J. D. ORTHLIEB
Asseseurs	: <u>Monsieur le Professeur</u> Madame le Docteur Madame le Docteur	<u>J. DEJOU</u> E. TERRER S. MANSOUR

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

UNIVERSITÉ D'AIX-MARSEILLE

DOYENS HONORAIRES	Professeur Professeur Professeur	A. SALVADORI R. SANGIUOLO [†] H. ZATTARA
DOYEN	Professeur	J. DEJOU
VICE – DOYEN CHARGÉ DES ENSEIGNEMENTS DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE FORMATION INITIALE	Professeur	J.D. ORTHLIEB
VICE – DOYEN CHARGÉ DE LA RECHERCHE DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE LA RECHERCHE	Professeur	C. TARDIEU
DIRECTEUR DU DÉPARTEMENT DE FORMATION CONTINUE	Professeur	V. MONNET-CORTI
CHARGÉS DE MISSION	Professeur Docteur Docteur	A. RASKIN P. SANTONI F. BUKIET
RESPONSABLE DES SERVICES ADMINISTRATIFS	Madame	C. BONNARD
PROFESSEURS ÉMÉRITES	Professeur Professeur Professeur Professeur	G. KOUBI J. J. BONFIL F. LOUISE O. HUE

DOCTEURS HONORIS CAUSA DE L'UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE

PRÉSIDENT DE LA SECTION DE LA MÉDECINE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE GENÈVE – SUISSE	J.N. NALLY	1972
DOYEN DE LA FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE PITTSBURGH – PENNSYLVANIE - USA	E. FOREST [†]	1973
DOYEN DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE UNIVERSITE DE GENÈVE – SUISSE	L.J. BAUME	1977
DOYEN HONORAIRE DE LA FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE UNIVERSITÉ DE BOSTON - MASSACHUSETTS – USA	H. GOLDMAN [†]	1984
UNIVERSITÉ DE GÖTEBORG – SUÈDE	P.I. BRÅNEMARK [†]	1997

56 ^{ème} SECTION : DEVELOPPEMENT CROISSANCE ET PREVENTION

56.1 ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE

Professeur	C. TARDIEU *	Assistant	A. CAMOIN
Maître de Conférences	D. BANDON	Assistant	C. CAPORGNO
Maître de Conférences	A. CHAFAIE	Assistant	I. BLANCHET
		Assistant	C. KHOURY

56.2 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Maître de Conférences	J. BOHAR	Assistant	L. LEVY-DAHAN
Maître de Conférences	D. DEROZE	Assistant	S. MARION des ROBERT
Maître de Conférences	E. ERARD	Assistant	C. MITLER
Maître de Conférences	J. GAUBERT	Assistant	J. SCHRAMM
Maître de Conférences	M. LE GALL *	Assistant	A. PATRIS-CHARRUET
Maître de Conférences	C. PHILIP-ALLIEZ		

56.3 PRÉVENTION - ÉPIDÉMIOLOGIE - ÉCONOMIE DE LA SANTÉ - ODONTOLOGIE LÉGALE

Professeur	B. FOTI *	Assistant	R. LAN
Maître de Conférences	D. TARDIVO		

*Responsable de la sous-section

57^{ème} SECTION :
SCIENCES BIOLOGIQUES, MÉDECINE ET CHIRURGIE BUCCALE

57.1 PARODONTOLOGIE

Professeur	V. MONNET-CORTI *	Assistant	A. MOREAU
		Assistant	N. HENNER
		Assistant	M. PIGNOLY
		Assistant	V. MOLL

57.2 CHIRURGIE BUCCALE – PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE - ANESTHÉSIOLOGIE – RÉANIMATION

Maître de Conférences	D. BELLONI	Assistant	U. ORDIONI
Maître de Conférences	J. H. CATHERINE *	Assistant	E. MASSEREAU
Maître de Conférences	P. ROCHE-POGGI	Assistant	A. BOUSSOUAK

57.3 SCIENCES BIOLOGIQUES BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMO-PATHOLOGIE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE

Maître de Conférences	P. LAURENT	Assistant	P. RUFAS
Maître de Conférences	C. ROMBOUTS		

65^{ème} SECTION : BIOLOGIE CELLULAIRE

Professeur	I. ABOUT* (Responsable de la sous-section 57.3)
------------	---

*Responsable de la sous-section

58^{ème} SECTION :
SCIENCES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, ENDODONTIQUES ET PROTHETIQUES

58.1 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Professeur	H. TASSERY	Assistant	A. BESSON
Maître de Conférences	G. ABOUDHARAM	Assistant	L. ROLLET
Maître de Conférences	F. BUKIET	Assistant	M. GLIRPO
Maître de Conférences	S. KOUBI	Assistant	S. MANSOUR
Maître de Conférences	C. PIGNOLY	Assistant	H. DE BELENET
Maître de Conférences	L. POMMEL *	Assistant	A. FONTES
Maître de Conférences	G. SUSINI		
Maître de Conférences	E. TERRER		

58.2 PROTHÈSE PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE TOTALE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE

Maître de Conférences	P. SANTONI *	Assistant	A. FERDANI
Maître de Conférences	G. LABORDE	Assistant	M. ESTOESTA
Maître de Conférences	M. LAURENT	Assistant	A. SETTE
Maître de Conférences	P. MARGOSSIAN	Assistant	C. NIBOYET
Maître de Conférences	B.E. PRECKEL	Assistant	C. MENSE
Maître de Conférences	M. RUQUET	Assistant	A. VUILLEMIN
Maître de Conférences	G. STEPHAN		
Maître de Conférences	P. TAVITIAN		
Maître de Conférences	A. TOSELLO		

58.3 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTOLOGIE, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Professeur	J. DEJOU	Assistant	T. GIRAUD
Professeur	J. D. ORTHLIEB *	Assistant	M. JEANY
Professeur	A. RASKIN		
Maître de Conférences	A. GIRAUDEAU		
Maître de Conférences	J. P. RE		
Maître de Conférences	B. JACQUOT		

*Responsable de la sous-section

A Monsieur le Professeur Jean-Daniel ORTHLIEB

Nous vous remercions de nous faire l'honneur de présider ce jury. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de notre profond respect pour l'enseignement que vous nous avez dispensé avec gentillesse et pédagogie.

A Monsieur le Professeur Jacques DEJOU

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger ce travail. Veuillez trouver en celui-ci la marque de notre respect et de notre gratitude. Nous vous remercions également pour votre disponibilité, votre sympathie et garderons nos meilleurs souvenirs de ces vacances d'urgence à vos côtés.

A Madame le Docteur Élodie TERRER

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir accepté de juger ce travail. Veuillez trouver dans celui-ci le témoignage de notre plus grande considération et notre amitié. Nous vous remercions pour votre disponibilité, votre soutien et vos précieux conseils. Ces vacances du vendredi matin s'inscriront parmi nos meilleurs souvenirs.

A Madame le Docteur Sonia MANSOUR

Nous vous remercions d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Veuillez trouver en ce travail la marque de notre respect et de notre amitié. Nous vous remercions également pour la qualité de votre encadrement et la disponibilité dont vous avez fait preuve tout au long de cette année.

Table des matières

1	Introduction	1
2	Approche préservatrice et conservatrice des tissus dentaires dans les préparations pour restaurations partielles postérieures collées selon des impératifs biologiques et biomécaniques	3
2.1	Introduction	3
2.2	Composition, structure et rôle des tissus coronaires de la dent	3
2.2.1	L'émail	3
2.2.2	La dentine	7
2.2.3	La jonction amélo-dentinaire	10
2.2.4	La pulpe	11
2.3	Impératifs biologiques	12
2.3.1	Les objectifs biologiques	12
2.3.2	Les moyens à notre disposition pour répondre à ces objectifs	12
2.3.3	Conclusion	17
2.4	Impératifs biomécaniques	17
2.4.1	Les objectifs biomécaniques	17
2.4.2	Les moyens à notre disposition pour répondre à ces objectifs	18
2.5	Conclusion	24
3	Impact de l'évolution des biomatériaux d'assemblage sur les préparations pour restaurations partielles postérieures collées	25
3.1	Introduction	25
3.2	Le collage aux différents substrats	25
3.2.1	Les différentes interfaces	25
3.2.2	Le collage aux tissus dentaires	26
3.2.3	Le collage aux biomatériaux de restauration	27
3.2.4	Le collage aux substituts dentinaires	28
3.3	Les matériaux d'assemblage actuels	29
3.3.1	Définition et généralités	29
3.3.2	Les différentes colles	29
3.3.3	Les critères de choix	30
3.3.4	Choix d'un système adhésif	33
3.4	Biomimétique : économie tissulaire et adhésion	35

3.5	Comment optimiser le collage des restaurations par la préparation dentaire ?.....	35
3.5.1	Le scellement dentinaire immédiat permet d'améliorer la force de liaison et l'intégrité marginale.....	35
3.5.2	Le choix des biomatériaux de collage et la géométrie de la cavité peut permettre de limiter les contraintes de polymérisation	37
3.5.3	La géométrie de la cavité doit permettre de faciliter la procédure clinique du collage..	40
3.6	Conclusion.....	41
4	Impact des biomatériaux et de leur mode de fabrication sur les préparations pour restaurations partielles postérieures collées	43
4.1	Introduction	43
4.2	Les céramiques	43
4.2.1	Généralités sur les céramiques.....	43
4.2.2	Les céramiques utilisées pour la réalisation de restaurations partielles postérieures collées	47
4.3	Les résines composites de laboratoire.....	53
4.3.1	Généralités.....	53
4.3.2	Propriétés des résines composites de laboratoire	53
4.3.3	Modes de fabrication	55
4.3.4	Les composites nano-céramiques ou hybrides	55
4.3.5	Avantages et inconvénients des restaurations partielles postérieures collées en résine composite de laboratoire.....	56
4.4	Critères de choix.....	57
4.4.1	Indications générales des inlays/onlays	57
4.4.2	Critères de choix : composite ou céramique ?.....	58
4.5	Impact des biomatériaux et de leur mode de fabrication sur les préparations	60
4.5.1	Principes de préparation spécifiques aux restaurations en céramique pressée.....	61
4.5.2	Principes de préparation spécifiques aux restaurations en résine composite	63
4.5.3	Principes de préparation spécifiques aux restaurations réalisées par CFAO	63
4.6	Conclusion.....	64
5	Concepts actuels et protocole clinique étape par étape pour restaurations partielles postérieures collées	66
5.1	Tableau comparatif du protocole conventionnel et du protocole actualisé.....	66
5.2	Protocole clinique de préparation pour restaurations postérieures collées étape par étape....	66
6	Conclusion	70

1 Introduction

Les restaurations partielles collées occupent désormais une place incontournable dans l'arsenal thérapeutique moderne que ce soit pour parer aux limites des restaurations directes réalisées en bouche ou au contraire pour proposer au patient une alternative aux restaurations coronopériphériques jugées plus délabrantes pour l'organe dentaire. Il s'agira de privilégier les thérapeutiques les plus conservatrices possibles tout en répondant à une demande toujours plus importante des patients et des praticiens en termes d'esthétique mais aussi en termes de pérennité et longévité. De ce fait, la compréhension de l'importance de la préservation tissulaire et l'amélioration des biomatériaux à la fois de restauration et de collage ont permis de développer des possibilités de traitement répondant de mieux en mieux aux objectifs biologiques, biomécaniques et esthétiques de cette **dentisterie dite « à minima »**.

L'objet de cette thèse est donc de dégager de la littérature scientifique les impératifs nécessaires à la préparation de l'organe dentaire pour restaurations partielles postérieures collées. Ces impératifs découlent de la nécessité de préserver l'ensemble des tissus structurels de la dent. Cependant, ceci doit être mis en rapport avec les biomatériaux utilisés qui peuvent influencer grandement la géométrie des préparations que ce soit de par leur composition, leurs propriétés mécaniques ou encore leur protocole de mise en œuvre clinique. Il s'agit donc de tenter de répondre à la question suivante : **quels sont les concepts actuels qui régissent les préparations pour restaurations partielles postérieures collées en fonction des principes modernes d'économie tissulaire et des biomatériaux de restauration et de collage ?**

Il convient tout d'abord de définir les principaux mots-clés. De manière générale, les **restaurations coronaires partielles** sont des pièces prothétiques reconstituant la partie coronaire des dents pour des pertes de substance de moyenne à grande étendues. Elles peuvent être réalisées de manière **indirecte** au laboratoire ou de manière **directe** au fauteuil par l'intermédiaire d'une empreinte optique et d'une machine outils associée à un logiciel de conception. Elles sont appelées **restaurations partielles collées** lorsqu'elles sont assemblées grâce à un biomatériau de collage. De par leurs formes variées en fonction de la situation clinique, les restaurations partielles postérieures collées sont souvent désignées par les anglicismes suivants : inlays, onlays, veneerlays, overlays ou encore table-tops. On parle d'**inlay** lorsque la restauration intéresse moins de la moitié de la surface occlusale de la dent sans recouvrement cuspidien, d'**onlay** lorsqu'elle intéresse plus de la moitié de la surface occlusale de la dent avec recouvrement cuspidien, d'**overlay** lorsqu'elle concerne toute la surface occlusale et de veneerlay lorsque l'overlay s'étend sur la face vestibulaire à la manière d'une facette dans le secteur antérieur. Le terme de **table-top** désigne quant à lui une pièce prothétique destinée à restaurer les pertes de substance occlusales par usure. Ces différentes pièces sont réalisées en matériau **biocompatible**, céramique ou composite de laboratoire. Ce sont des **biomatériaux**. Un biomatériau est un matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical, à des fins thérapeutiques ou non, et appelé à interagir avec les systèmes biologiques. La biocompatibilité étant la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte, ici il s'agira de remplacer la substance manquante en recréant anatomie et fonction tout en s'intégrant dans l'environnement buccal. Ces biomatériaux sont destinés à être collés aux tissus dentaires.

Le **collage** s'est peu à peu imposé comme un moyen permettant d'assurer la rétention de nos restaurations tout en étant conservateur et esthétique. Cependant, leur protocole de mise en œuvre reste complexe et doit se faire de manière rigoureuse.

Ainsi pour répondre à la problématique posée, il conviendra tout d'abord d'étudier la composition et le rôle à la fois biologique et biomécanique de chaque tissu dentaire pour mieux comprendre l'importance de leur conservation et/ou de leur renforcement. Nous étudierons les différents moyens à notre disposition pour y parvenir. Nous nous intéresserons par la suite aux différents biomatériaux de restauration et de collage pour mieux comprendre leur impact sur les préparations dentaires et comment le respect de certains principes permet d'améliorer le succès de ce type de restauration. L'ensemble des principes dégagés et les différentes étapes cliniques seront résumés dans une dernière partie.

2 Approche préservatrice et conservatrice des tissus dentaires dans les préparations pour restaurations partielles postérieures collées selon des impératifs biologiques et biomécaniques

2.1 Introduction

Il convient tout d'abord de définir les termes de « **préservation** » et « **conservation** ». La « préservation » est l'action du verbe « préserver » qui signifie « empêcher l'altération, la perte de quelque chose » (1). La « conservation » diffère quelque peu de la « préservation » dans le sens où elle signifie « l'action de conserver quelque chose intact, de la maintenir dans le même état » (1). Si la « conservation » semble exclure toute action de fraisage ou d'apport de matière qui entrainerait des modifications majeures dans la structure des tissus, ce n'est *a priori* pas le cas de la « préservation » qui autorise, quant à elle, ces modifications pourvu qu'elles renforcent la dent et empêchent l'altération de celle-ci. Ainsi, le praticien doit se demander quand conserver certains tissus et structures et comment les préserver lors de la réalisation de nos préparations. Nous étudierons donc brièvement la composition, la structure et le rôle de chaque tissu dentaire coronaire pour mieux comprendre l'intérêt de les conserver et/ou de les préserver. Enfin, nous nous intéresserons aux différents moyens à notre disposition pour répondre à ces objectifs. Nous verrons que ces moyens reposent sur des impératifs à la fois biologiques mais également biomécaniques.

2.2 Composition, structure et rôle des tissus coronaires de la dent

2.2.1 L'émail (2), (3), (4), (5), (6), (7), (8)

L'émail est le tissu le plus minéralisé de l'organisme, il est acellulaire et non innervé. Il entoure la dentine coronaire et constitue une coque protectrice des structures sous-jacentes de la dent de par son épaisseur, sa dureté et sa résistance, répondant également à la fonction de mastication.

2.2.1.1 Composition (2), (3)

L'émail mature humain est composé, en poids :

- de **96 % d'éléments minéraux** (87 à 91% en volume),
- de **0,4 % de matrice organique** (2% en volume),
- de **3,6 % d'eau** (7 à 11% en volume).

La **phase minérale** est constituée d'hydroxyapatites polysubstituées, l'émail étant un phosphate de calcium où le calcium peut être remplacé par du sodium ou du magnésium et où le groupement phosphate peut être remplacé par un groupement carbonate ou hydrogénophosphonate. On peut également avoir des apatites fluorées selon les apports en fluor lors de l'amélogénèse. Sa formule générale est : $(Ca + Na + Mg)_{10} (PO_4 + CO_3 + HPO_4)_6 (CO_3 + OH + F)_2$.

La **phase organique** est constituée de deux types de protéines glycosylées :

- les polypeptides issus de la dégradation protéolytique des amélogénines, ce sont des protéines de bas poids moléculaire servant de trame à la matrice organique de l'émail mature,
- les énamélines, ce sont aussi des protéines de bas poids moléculaire, glycosylées et phosphorylées, constituant l'essentiel des protéines de l'émail mature. Elles sont fortement liées à la phase minérale de l'émail.

2.2.1.2 Structure (3), (6)

La maille élémentaire de l'émail est le monocristal de phosphate de calcium cristallisant dans le système hexagonal. Ces **monocristaux** d'apatites sont empilés horizontalement et verticalement pour former des **crystallites** qui eux même s'assemblent en **prismes**.

Dans l'émail mature, les cristallites, dont la dimension augmente par la fusion des monocristaux qui les composent, présentent en coupe longitudinale une forme de longs rubans, et en coupe transversale, celle d'hexagones juxtaposés. Ces cristallites sont regroupées en deux structures : les prismes de l'émail et la **substance interprismatique**.

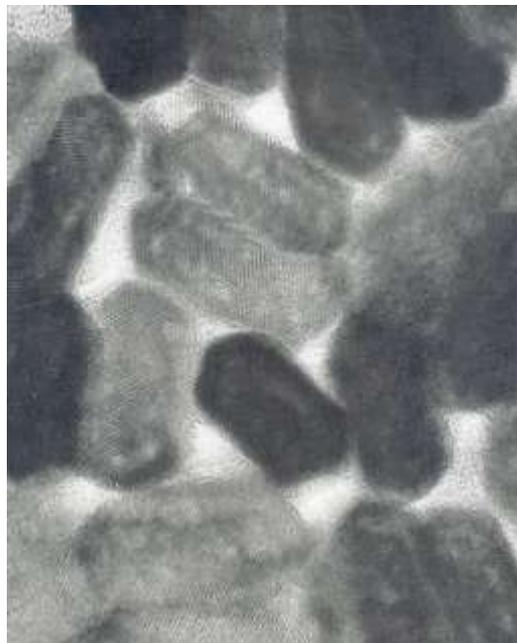


Figure 1 : Vue au microscope électronique à transmission de cristallites de l'émail formées par l'empilement de monocristaux de phosphate de calcium ($\times 2\ 10000$) (3)

Chaque prisme traverse toute l'épaisseur de l'émail, de la jonction amélo-dentinaire à la surface de l'émail en suivant un trajet sinueux formant les bandes de Hunter-Schreger.

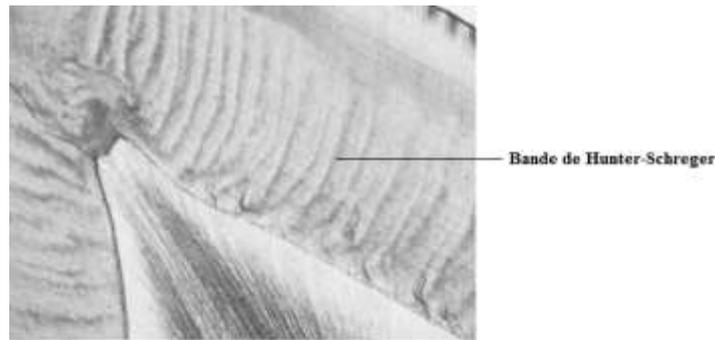


Figure 2 : Vue au microscope optique après coloration au bleu Alcian des bandes de Hunter-Schreger (8)

Les stries de Retzius représentent la ligne de démarcation entre les différents groupes de prismes formés de la pointe cuspidienne au collet. Une dent sectionnée longitudinalement, montre les stries de Retzius qui apparaissent comme des arceaux s'étendant de la jonction amélo-dentinaire à la surface de l'émail. En vue transversale, elles ont une disposition concentrique rappelant les lignes de croissance d'un arbre.

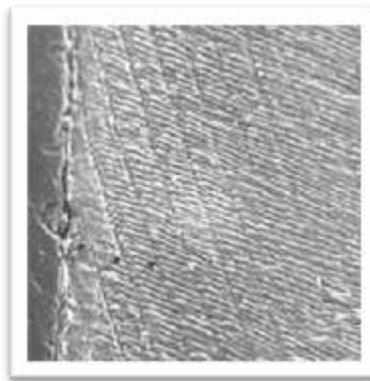


Figure 3 : Coupe longitudinale d'émail laissant apparaître les stries de Retzius (flèches) (8)

En coupe transversale, chaque prisme présente une tête ou corps et une queue (aspect en « trou de serrure ») et les différents prismes sont disposés en rang superposés, les queues des prismes d'une rangée s'insinuent entre les têtes de ceux de la rangée située immédiatement en arrière sur une deuxième rangée et viennent toucher la tête des prismes de la troisième rangée.

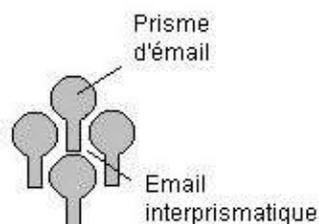


Figure 4 : Schéma des prismes d'émail et leur aspect en « trou de serrure »

En coupe longitudinale, les prismes ont un aspect en « bâtonnet » ou en « cordon » s'étirant de la surface externe de la dent à la jonction amélo-dentinaire. Le diamètre des prismes de 4 à 7 mm augmente de la jonction amélo-dentinaire à la surface de l'émail.



Figure 5 : Vues au microscope électronique à balayage des prismes d'émail en section longitudinale (à droite) et transversale (à gauche) ($\times 3000$) (6)

2.2.1.3 Rôle et propriétés de l'émail (3), (4), (6)

L'émail assure la protection externe du complexe pulpodentinaire. Il joue un rôle incontournable dans la résistance mécanique de la dent. Sans cette coque rigide, la flexibilité de la dent augmente considérablement (jusqu'à doubler). L'anatomie occlusale de l'émail présente des cuspidés d'appui avec une épaisseur d'émail plus importante que les cuspidés guides, des crêtes marginales, le pont d'émail dont la conservation permet d'éviter la déflexion cuspidienne.

L'émail possède également une certaine résistance à la propagation des fissures assurée notamment par les bandes de Hunter-Schreger appelé aussi « ondulation des prismes » et « décussation » lorsque ces ondulations se croisent. C'est précisément en ces points de croisement au niveau de l'émail interne que l'on retrouve une augmentation locale de ténacité deux à trois fois supérieure à celle de la dentine. Par ailleurs, les prismes sont séparés par une gaine protéique jouant un rôle important dans l'amortissement des contraintes. En effet, les protéines forment des ponts entre les prismes s'opposant ainsi à la propagation des fissures. Par ailleurs, il y a plus de protéines et d'eau au niveau de l'émail interne, ceci explique la ténacité plus importante à ce niveau. L'émail interne est plus résistant à la propagation des fissures que l'émail externe.

2.2.2 La dentine (2), (3), (4), (5), (6), (7)

2.2.2.1 Généralités (2), (3)

La dentine est un tissu minéralisé qui forme l'essentiel de la masse de la dent. Elle lui confère sa forme, son volume et la rigidité nécessaire pour résister aux forces de la mastication. Au niveau coronaire, la dentine est recouverte par une coque d'émail qui la sépare du milieu buccal. Au niveau radicaire, la dentine est recouverte par le cément. La dentine renferme également la pulpe. On considère que, embryologiquement et histologiquement, la dentine et la pulpe constituent un seul et même tissu. C'est pourquoi on parle de « complexe pulpodentinaire ».

La dentine est formée lors de la dentinogénèse. Celle-ci se fait en deux étapes :

- synthèse et sécrétion de la matrice organique par les odontoblastes : la prédentine,
- puis, minéralisation de cette prédentine.

2.2.2.2 Composition (2), (3)

La dentine mature humaine est **composée en poids** :

- de **70 % d'éléments minéraux**, essentiellement constitués de whitlockite magnésienne (dentine péri-canaliculaire), d'apatites carbonatées,

- de **18 à 22 % de matrice organique**, essentiellement composée de collagène de type I et dans une moindre proportion de glycoprotéines acides, de phosphoprotéines et de protéoglycanes,

- de **7 à 12 % d'eau** qui figure sous forme d'eau libre et sous forme d'eau liée à la matrice organique au composant cellulaire ou au composant minéral.

Son degré de minéralisation ainsi que sa composition sont voisins de ceux de l'os cependant sa structure reste très différente.

2.2.2.3 Structure (3), (4), (6)

La dentine est constituée de **tubules** ou canalicules dentinaires qui sont formés autour des prolongements des odontoblastes de la pulpe lors de la dentinogénèse. Ils occupent presque toute l'épaisseur de la dentine, depuis la pulpe vers les jonctions amérodentinaire et cémento-dentinaire sauf au niveau du manteau dentinaire qui est acanaliculaire. Les tubules sont responsables de la perméabilité de la dentine.

Il existe des variations importantes de nombre, de diamètre et d'orientation des tubules. En effet, leur diamètre varie entre 5 μm au niveau pulpaire et 0,1 mm au niveau des jonctions amérodentinaire et cémento-dentinaire et sont distribués différemment selon le site observé, entre 80000 tubules par mm^2 au niveau pulpaire et 2000 tubules par mm^2 au niveau des jonctions amélo-dentinaire et cémento-dentinaire. Ainsi, le diamètre et la densité tubulaires diminuent au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la pulpe.

Ces tubules sont reliés entre eux par des tubules latéraux, qui, nous le verrons plus tard, jouent un rôle dans la résistance à la propagation des fissures.

Ils présentent un trajet en "S" allongé selon la trajectoire suivie par les odontoblastes durant leur retrait des jonctions amérodentinaire et cémentodentinaire vers la pulpe lors de la dentinogénèse. Chaque tubule dentinaire est occupé par le prolongement cytoplasmique de l'odontoblastes ainsi que les éléments de l'espace péri-cytoplasmique à savoir le fluide dentinaire, des fibrilles de collagène, une fibre nerveuse pour certains tubules.

La dentine péricanaliculaire ou périctubulaire forme un manchon dense, hyperminéralisé, bordant chaque canalicule, dont l'épaisseur entre 0,5 et 1 μm , augmente avec le vieillissement de la dent. Elle ne possède pas de fibre de collagène.

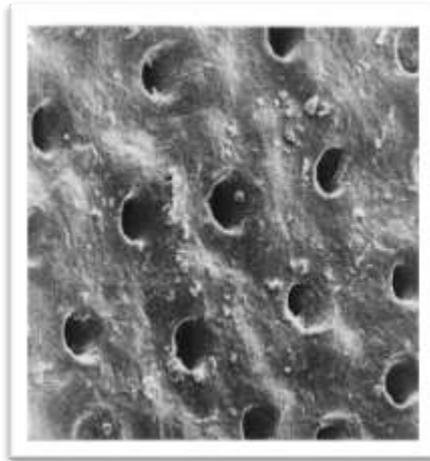


Figure 6 : Coupe transversale de dentine humaine (9)

La dentine située entre les tubules est appelée dentine intercanaliculaire ou intertubulaire. La périodicité de la synthèse de la dentine péri-canaliculaire et intercanaliculaire, ainsi que la vitesse de son élaboration (3 à 5 μm / 24 h) sont responsables de la présence de lignes de croissance ou **lignes de Von Ebner** et de leur espacement (0.3 à 5 μm). Ces lignes sont perpendiculaires aux tubules dentinaires et jouent, elles aussi, un rôle dans la résistance à la propagation des fissures.



Figure 7 : Schéma d'observation des lignes de Von Ebner (10)

2.2.2.4 Les différents types de dentines

2.2.2.4.1 Les dentines physiologiques

- Le **manteau dentinaire**, situé au voisinage de la jonction amélo-dentinaire, correspond à la première couche de dentine formée. Elle mesure entre 10 et 30 μm d'épaisseur. Elle est formée de fibres de collagène orientées perpendiculairement à la jonction amélo-dentinaire et parallèlement à la jonction dentinocémentaire. Elle est souvent atubulaire et est moins minéralisée que le reste de la dentine mais est riche en composant organique et en eau. Il a été récemment montré que des fissures qui n'étaient pas arrêtées par la jonction amélodentinaire pouvaient l'être par ce manteau dentinaire.
- La **dentine primaire** et la **dentine secondaire** sont caractérisées par la présence des canalicules dentinaires. La dentine primaire est formée à partir du début de l'odontogénèse jusqu'à la mise en fonction de la dent sur l'arcade. La dentine secondaire est, quant à elle, formée après la mise en fonction de l'organe dentaire. Elle continue son apposition, à un rythme de plus en plus lent, pendant toute la durée de la vie de la dent.

2.2.2.4.2 Les dentines pathologiques ou réactionnelles

- La **dentine sclérotique** ou sclérodentine correspond à une hyperminéralisation de la dentine, due au vieillissement ou à des caries à marche lente ou encore à des myolyses et obstruant les tubules dentinaires.
- La **dentine tertiaire** peut être réactionnelle ou réparatrice.
 - La dentine réactionnelle est produite, comme son nom l'indique, en réponse à une agression. Les odontoblastes produisent une dentine irrégulière, plus ou moins canaliculaires, en regard de l'agression. Les canalicules ont un diamètre et une répartition irrégulière.
 - La dentine réparatrice est élaborée par les cellules « odontoblast-like » issues de la différenciation des cellules souches de la pulpe après mort des odontoblastes. C'est donc la dernière ligne de défense de la pulpe.

2.2.2.5 Rôle et fonctions de la dentine (3), (4), (6)

Au niveau biologique, la dentine, de par sa structure canaliculaire, permet de répondre aux stimuli externes par l'intermédiaire des prolongements odontoblastiques. Ainsi, tout ce qui affecte la dentine aura des répercussions sur la pulpe et pourra entraîner soit la formation de dentine tertiaire (réparatrice ou réactionnelle) soit une inflammation pulpaire réversible ou irréversible (pulpite).

Au niveau biomécanique, la dentine joue le rôle d'amortisseur des contraintes subies par l'émail protégeant ainsi la pulpe. La diminution du nombre et du diamètre des tubules de la pulpe vers la jonction amérodentinaire et donc la diminution du ratio minéral/collagène expliquent probablement pourquoi la dentine profonde est moins dure et moins rigide, possédant une moindre résistance mécanique et une faible ténacité (résistance à la propagation des fissures) par rapport à la dentine superficielle. Néanmoins, quand la fissure est présente, la dentine possède un mécanisme de résistance à la propagation de cette fissure appelé « crack bridging ». Ce phénomène est directement lié à sa composition et à sa structure. Comme les composites, la dentine possède une matrice organique responsable de la ténacité. La partie minérale, comme pour l'émail, est liée à la résistance mécanique, c'est-à-dire à l'apparition de fissure. La dentine possède de nombreux canaux latéraux constituant des ponts de collagènes s'opposant à la propagation des fissures.

2.2.3 La jonction amélo-dentinaire (2), (6), (11)

La jonction amélo-dentinaire (JAD) est située, comme son nom l'indique à l'interface émail/dentine. Elle est également appelée jonction émail-dentine ou JED. Elle représente une zone complexe d'interdigitation entre deux tissus anisotropes, moins minéralisée et plus riche en composants organiques et notamment en collagène que l'émail ou la dentine. Microscopiquement, on observe une surface bi-festonnée avec des festons de 25 à 40 µm, concaves vers l'émail et convexes vers la dentine, capable de déformation plastique avec au-dessus de l'émail aprismatique et en-dessous le « manteau dentinaire » ou « mantle dentin ». Au sein de chaque feston, on note la présence de micro-festons ainsi que de petites structures composées de collagène de type I de 100 nm de diamètre provenant de la dentine, traversant cette zone de jonction et s'insérant dans l'émail. Ainsi, cette interphase complexe semble jouer un rôle important dans la limitation de la propagation des fissures et certains auteurs pensent que l'on peut la comparer avec la couche hybride.

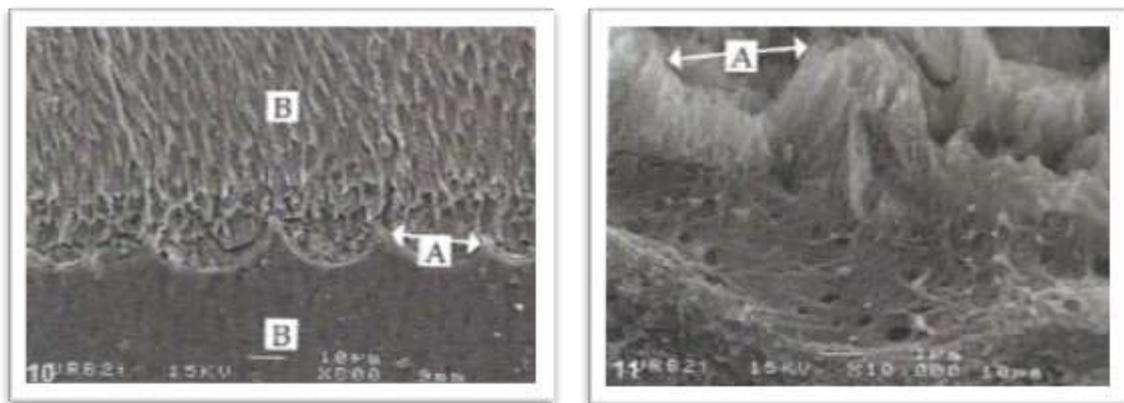


Figure 8 : Observation au microscope des macrofestons (à gauche) et des microfestons (à droite) de la jonction amérodentinaire (6)

2.2.4 La pulpe (3), (4)

2.2.4.1 Généralités (3)

La pulpe est située au centre de l'organe dentaire, entourée par la dentine. Elle est en communication avec le parodonte et le reste de l'organisme au niveau des orifices apicaux par lesquels passent les vaisseaux sanguins et les fibres nerveuses. Au niveau coronaire se trouve la chambre pulpaire avec autant de cornes pulpaires que de cuspidés. Au niveau radiculaire, on retrouve le foramen apical mais également de multiples canaux latéraux et accessoires.

2.2.4.2 Composition et structure (3)

La pulpe est un tissu conjonctif lâche riche en cellules. En effet, on retrouve les odontoblastes responsables notamment de la formation de dentine, des fibroblastes, des cellules ectomésenchymateuses indifférenciées qui pourront donner naissance aux cellules « odontoblastes-like », des cellules immunocompétentes (lymphocytes T, cellules dendritiques, macrophages, ...). La pulpe est également richement innervée et vascularisée.

Histologiquement, on distingue deux zones :

- Une zone périphérique ou dentinogénique elle-même constituée de plusieurs couches :
 - la couche odontoblastique périphérique, formée par des cellules hautement différenciées et post-mitotiques,
 - la zone acellulaire de Weil, immédiatement située sous la couche odontoblastique, bien visible au niveau de la pulpe coronaire (jeune), de 40 µm d'épaisseur environ. Cette zone comprend la majeure partie du plexus capillaire sous-odontoblastique ainsi que les branches terminales du plexus nerveux de Raschkow,
 - la couche cellulaire de Höhl, formée par les cellules filles issues de la dernière mitose des préodontoblastes, des cellules mésenchymateuses indifférenciées, des fibroblastes et des cellules dendritiques. Cet ensemble est impliqué dans la cicatrisation du complexe pulpodentinaire.
- Une zone centrale vasculaire et nerveuse : composée d'artérioles, de veinules, de vaisseaux lymphatiques, de fibres nerveuses sensibles et de fibres vasomotrices sympathiques.

2.2.4.3 Rôle (3), (4)

Le rôle principal de la pulpe est la formation de dentine tout d'abord primaire puis secondaire après l'éruption dentaire. Elle permet également la cicatrisation par l'élaboration de dentine tertiaire en réponse à une agression. Elle a une fonction neurosensorielle et de défense *via* les cellules immunocompétentes. Elle échange avec le reste de l'organisme par les réseaux sanguin et lymphatique.

En raison de ces nombreux rôles, la nécessité de préserver l'intégrité de la pulpe afin de garder son potentiel de défense intact apparaît comme essentiel.

2.3 Impératifs biologiques

2.3.1 Les objectifs biologiques (4)

On peut considérer qu'il y existe trois objectifs biologiques d'un traitement restaurateur qu'il soit direct ou indirect :

1) Assurer l'étanchéité dentinaire afin de préserver la pulpe dans le cas d'une dent pulpée ou assurer l'étanchéité de l'endodonte pour éviter sa recontamination par des toxines ou des bactéries dans le cas d'une dent dépulpée.

2) Compenser le volume tissulaire perdu par adjonction d'un biomatériau qui se veut au moins biocompatible (n'entraînant pas de réponse positive ou négative des tissus avec lesquels il est en contact), au mieux bioactif (qui favorise une réponse tissulaire positive) voire bioinducteur (qui induit une réponse tissulaire positive).

3) S'intégrer au sein de la cavité buccale que ce soit par son aspect anatomique et fonctionnel mais aussi dans sa résistance à la biocorrosion et dans sa compatibilité avec le parodonte.

2.3.2 Les moyens à notre disposition pour répondre à ces objectifs

Les biomatériaux actuels permettent d'assurer la protection du complexe pulpodentinaire en assurant une étanchéité vis-à-vis des bactéries ou des stimuli extérieurs mais aussi, parfois, d'obtenir une action préventive par la libération de fluor ou encore une action thérapeutique ou bioinductrice permettant la régénération de la pulpe lésée et la formation de dentine tertiaire réparatrice.

Plusieurs stratégies sont à notre disposition pour bénéficier d'une ou plusieurs de ces propriétés :

- Etanchéification dentinaire simple : le scellement dentinaire immédiat ou en anglais « Immediate Dentin Sealing » (IDS),
- Etanchéification dentinaire et action thérapeutique, libération de fluor : Ciment Verre Ionomère (CVI) et Ciment Verre Ionomère Modifié par Adjonction de Résine (CVIMAR),
- Etanchéification dentinaire et action bioinductrice : Ciments silicates tricalciques (BiodentineTM et MTATM).

Certains de ces biomatériaux permettent également de compenser le volume tissulaire perdu et jouent le rôle de substitut dentinaire : les résines composites associées au scellement dentinaire immédiat, les CVI et CVIMAR et les ciments silicates tricalciques. Chacun possédant des propriétés propres, les indications de leur utilisation seront différentes.

En effet, si certains assurent une bonne protection voire une régénération pulpaire, ils ne possèdent pas forcément les propriétés suffisantes pour être de bons substituts dentinaires et inversement.

Enfin, l'ensemble dent/protection pulpaire/substitut dentinaire et restauration doit s'intégrer dans la cavité buccale pour restaurer anatomie et fonction tout en étant compatible avec l'environnement buccal, c'est-à-dire résister dans le temps à la détérioration par les fluides buccaux et ne pas entraîner de lésion du parodonte.(4), (7)

2.3.2.1 Le scellement dentinaire immédiate ou Immediate Dentin Sealing (2), (4), (6), (12), (13), (14), (15), (16)

Les préparations pour restaurations partielles collées entraînent généralement une exposition dentinaire significative. Il est actuellement recommandé d'étanchéfier la dentine fraîchement préparée par un agent de collage ou « système adhésif » permettant l'obtention d'une **couche hybride** (4), (12).

Les adhésifs sont des biomatériaux d'interfaces contribuant à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage par l'intermédiaire de cette couche hybride. Schématiquement, il s'agit de substituer l'hydroxyapatite déminéralisée par de la résine. La principale composante de l'adhésion aux tissus dentaires est donc principalement micromécanique. Toutefois, des interactions chimiques peuvent contribuer également à la liaison lorsque l'adhésif contient certains monomères fonctionnels capables de s'unir à l'hydroxyapatite (17) .C'est grâce à cette hybridation dentinaire que le collage sur la dentine est possible.

Si cette technique semble évidente pour les restaurations directes, elle devient également indispensable pour les restaurations partielles collées immédiatement après curetage et/ou préparation en 2005 (13), (15), (16).

Cette technique permet de répondre au premier objectif biologique exposé, à savoir la protection du complexe pulpodentinaire. En effet, la pulpe à peine agressée est aussitôt protégée par une barrière étanche par obturation des tubulis dentinaires ouverts lors de la préparation (4), (14).

Le scellement dentinaire immédiat, correctement mise en œuvre, permet (4), (14), (16) :

- de diminuer les sensibilités post-opératoires,
- d'éviter les percolations bactériennes,
- la gestion de la contamination pendant la phase de temporisation.

Elle est cependant soumise à la dégradation protéique et des recherches sont en cours pour la limiter. Nous verrons par la suite qu'elle possède également un rôle biomécanique par analogie avec la jonction amélodentinaire et en permettant un meilleur collage (4).

Le scellement dentinaire immédiat sera toujours associée à un composite en fond de cavité ou substitut dentinaire (4),(11). Nous verrons par la suite quel composite convient le mieux dans les différentes situations cliniques.

2.3.2.2 Les résines composites (4), (13), (14), (18), (19), (20), (21)

Une résine composite est constituée d'une **matrice organique** dans laquelle sont placées des **charges**. Chaque charge est entourée d'un **silane**, qui est un agent de couplage organo-minéral assurant la liaison avec la matrice (21).

La matrice organique est composée d'une résine matricielle et d'additifs. La résine matricielle, principale responsable de la rétraction de prise, contient des monomères de diméthacrylates (bis-GMA et des dérivés, polyuréthanes) et des additifs qui sont en réalité des contrôleurs de viscosités comme le TEGDMA (Triéthylène Glycol DiMéthAcrylate) et des agents de polymérisation. Ces agents de polymérisation sont différents selon qu'il s'agit de résine composite chémo ou photopolymérisable ou à prise duale (chémo et photopolymérisable) (21).

Les charges sont liées à la matrice organique par le silane. Elles permettent d'améliorer les propriétés mécaniques de résines composites et notamment de diminuer indirectement la rétraction de prise. Elles sont très différentes d'une résine composite à l'autre de par leur nature, leur taille et leur pourcentage. Ainsi, la taille et la combinaison des charges permettent de classer les résines composites de la façon suivante (21) :

- ✓ macrochargées,
- ✓ microchargées,
- ✓ hybrides : hybrides, micro-hybrides et micro-hybrides nanochargées.

Les résines composites les plus utilisées actuellement sont les résines microhybrides à haute densité de charge. Elles n'ont pas d'adhésion spontanée aux tissus dentaires comme les CVI mais adhèrent par l'intermédiaire d'un système adhésif grâce à la couche hybride assurant l'étanchéité de la restauration. Le principal défaut des résines composites demeure leur rétraction de prise, entraînant un risque de hiatus interfacial et donc une possible perte d'étanchéité diminuant ainsi la longévité de la restauration (4). Trois types de résines composites peuvent être utilisées comme substituts dentinaires, il faudra cependant veiller à respecter les protocoles de mise en œuvre clinique et leurs indications (4), (13) :

- ✓ **les résines composites microhybrides conventionnelles** : c'est le type de matériau pour lequel on dispose de plus de recul clinique et donc le plus recommandé. Ces résines composites peuvent recréer une masse dentinaire ayant un module d'élasticité proche de celui de la dentine. Pour limiter les effets de la rétraction de prise, ces résines doivent être stratifiées par incréments obliques de 2 mm d'épaisseur entre chaque photopolymérisation ce qui rallonge et complique la procédure clinique.
- ✓ **les résines composites fluides** : leur faible module d'élasticité et leur importante rétraction de prise font qu'ils ne sont pas indiqués en tant que substitut dentinaire de masse mais restent un bon complément du scellement dentinaire immédiat pour régulariser la surface et éliminer les contre-dépouilles (13), (20).
- ✓ **les résines composites « bulk fill » ou « de masse »** : ce sont des résines modifiées pour diminuer la rétraction de prise, l'objectif étant de simplifier la procédure clinique. En effet, elles peuvent être incorporées en masse jusqu'à 4 mm d'épaisseur. Elles sont donc indiquées dans les cas de cavités profondes. Cependant, le recul clinique est encore insuffisant notamment en ce qui concerne les cavités de classe II et leur effet sur la flexion cuspidienne due aux contraintes de polymérisation (13), (18).

Les résines composites placées en tant que substituts dentinaires permettent d'optimiser le design de la cavité pour restaurations indirectes. Le substitut dentinaire permet d'éliminer les contre-dépouilles et de donner une géométrie idéale à la cavité tout en évitant l'éviction inutile de tissus dentaires dans un souci d'économie tissulaire. Le substitut dentinaire doit être placé sous digue (et non en « champ sec » avec des rouleaux salivaire et aspiration). Un composite fluide est recommandé jusqu'à 1 à 1,5 mm. Au-delà de cette épaisseur, on pourra associer composite fluide et composite de restauration conventionnel. Les résines composites « bulk fill » pourront également être utilisées pour simplifier la procédure clinique. (4), (13), (14), (19)

2.3.2.2.1 La remontée de la marche proximale (4), (11), (14), (19)

Les cavités profondes de classe II compliquent les étapes de prise d'empreinte, de pose de la digue lors du collage et de mise en place de la pièce prothétique. Pour pallier à cela, il a été proposé de relocaliser la marche cervicale. Cette technique a été décrite, dans le cas des restaurations indirectes, tout d'abord par Dietschi et Spreafico en 1997 (CMR : Cervical Margin Relocation) puis par Magne en 2012 (DME : Deep Margin Elevation) comme une alternative à l'élongation coronaire chirurgicale (13), (14). Elle doit être associée au scellement dentinaire immédiat et à une résine composite fluide pour obturer les tubuli dentinaires, éliminer les contre-dépouilles, renforcer les cuspidés affaiblis et optimiser la géométrie de la cavité au même titre qu'un substitut dentinaire dans une cavité de classe I. Magne (13), (14) a proposé un protocole précis de réalisation de cette remontée de la marche proximale. La pose de la digue et d'une matrice suivant parfaitement le profil d'émergence de la dent est indispensable. Une radiographie permet de contrôler la parfaite adaptation de la résine composite (19). Les recommandations évoquées plus haut s'appliquent au choix des biomatériaux utilisés pour la remontée de la marche et la mise en place du substitut dentinaire. Le matériau doit résister à la dégradation par les fluides buccaux et être bien toléré par le parodonte. Il est donc préférable d'utiliser de la résine composite associée à un système adhésif en trois temps (mordantage/rinçage, primer et adhésif) (4), (13). Cependant, le manque de recul clinique et les rares données bibliographiques incitent à la prudence dans l'indication de ces techniques, la région cervicale étant un environnement difficile à contrôler et à maintenir dans un état sain (4).

2.3.2.3 Les CVI/CVIMAR (4), (22), (23)

Les ciments verre ionomères (CVI), dans leur forme originale mise sur le marché dans les années 70, sont constitués d'un mélange poudre/liquide. La poudre est obtenue après broyage d'un verre de silice associé, entre autres, à du calcium, du sodium et de l'aluminium. On obtient alors une poudre qui est un fluoroaluminosilicate de calcium et de sodium. Le liquide est une solution aqueuse d'acides polyalkénoïques, mélange d'acides polyacrylique, tartrique, itaconique et maléique conférant chacun des propriétés spécifiques au mélange. La réaction de prise est une réaction acido-basique entraînant la formation d'un sel et la libération de fluor. L'intérêt de cette libération de fluor est lié à son caractère antibactérien, et l'augmentation de la résistance à la dissolution des tissus dentaires en milieu acide qu'elle entraîne et à la reminéralisation des tissus partiellement déminéralisés qu'elle permet. De plus, même si le relargage de fluor ne se fait pas sur une longue période, les CVI ont la capacité de se recharger en fluor pour le relarguer par la suite. La liaison à la dentine est de type ionique.

Cependant, ces CVI restent sensibles à l'humidité et à la déshydratation. Ils ont de faibles propriétés mécaniques. Leur polissage et les retouches ne sont pas possibles dans la séance car la prise complète se fait en 48 h et nécessite l'application d'un vernis protecteur. (22), (23)

Pour pallier à ces écueils, les CVI ont été modifiés par adjonction de résine (CVIMAR, exemple : Fuji II LC de GC, Vitremer Core Buildup/Restorative de 3M ESPE) améliorant ainsi leurs propriétés mécaniques, leur adhésion (adhésion ionique et micromécanique), leur étanchéité et leur tolérance à l'humidité. La réaction de prise est double, elle est à la fois due à une réaction acido-basique et à une chémo ou photopolymérisation de la résine. Leur aspect esthétique et leur aptitude au polissage sont également améliorés. Ils présentent une bonne tolérance pulpaire et parodontale. Leur coefficient de dilatation thermique est proche de la celui de la dentine et ils présentent une faible rétraction de prise. Le relargage de fluor reste similaire à celui des CVI classiques. (22), (23)

L'ensemble de ces propriétés associées à une présentation en capsule prédosée permettant une mise en œuvre facile et en masse, en font de bons candidats pour une utilisation comme substituts dentinaires. Cependant, leurs propriétés mécaniques et esthétiques restent inférieures à celle des composites. Ces matériaux conservent néanmoins une faible résistance à l'hydrolyse par les fluides buccaux. Enfin, les études sur la longévité des restaurations CVI en technique du sandwich (ouvert ou fermé) ne montrent pas des résultats aussi bons que ceux obtenus avec des résines composites (23). Il en résulte que les indications des CVI et CVIMAR en tant que substitut dentinaire sous les restaurations indirectes restent limitées. On pourra les utiliser dans les cas de cavités volumineuses avec une épaisseur importante de dentine à compenser, avec trois parois solides au minimum, de la dentine réactionnelle déjà formée en regard de la pulpe, de préférence chez un patient polycarié ou lorsqu'il est impossible de réaliser un collage dans de bonnes conditions ce qui entraînerait un situation d'échec inévitable (saignement, impossibilité de poser la digue et donc d'obtenir un champ étanche en situation juxta ou infragingivale) (4). L'utilisation de résine composite associée au scellement dentinaire immédiat reste la solution de choix.

A l'heure actuelle de nouveaux CVI voient le jour, ce sont des CVI Haute Viscosité (CVI-HV) Ils présentent des propriétés d'adhésion, mécaniques et esthétiques optimisées. L'objectif des fabricants étant est de proposer des biomatériaux de restauration avec les avantages des CVI hydrophiles et les avantages des résines composites hydrophobes sans les inconvénients de chacun (23).

On peut citer par exemple le Fuji IX et l'EQUIA de GC, le Ketac Nano de 3M ESPE, ACTIVA BioACTIVE-Restorative et ACTIVA BioACTIVEBase/Liner de Pulpdent Corporation. Cependant, le manque d'études *in vitro* et *in vivo* à leur sujet ne permet pas de dire à l'heure actuelle si leurs propriétés sont suffisantes pour assurer le rôle de substituts dentinaires sous les restaurations partielles postérieures collées au même titre que les résines composites (4), (23).

2.3.2.4 Silicates tricalciques (MTATM, BiodentineTM) (4), (24), (25), (26)

Le MTATM (Mineral Trioxyde Agregate) et la BiodentineTM sont tous deux des ciments silicates tricalciques dérivés du ciment de Portland. Ils sont biocompatibles mais surtout bioinducteurs. Utilisés en coiffage pulpaire direct ou indirect, ils ont la capacité de recruter et de faire se différencier des cellules pluripotentes en cellules « odontoblaste-like » qui seront capables de produire de la dentine tertiaire réparatrice et donc de préserver la vitalité pulpaire. (4), (24)

Les études sont de plus en plus nombreuses au sujet ces matériaux et en particulier pour la Biodentine™. Certains auteurs se sont intéressés à l'interface Biodentine™/matériaux de restauration et il semblerait que l'adhésion soit meilleure avec un système adhésif de type SAM2 (Système Automordançant en deux étapes), le mordantage diminuant la résistance à la compression du matériau (4). Les propriétés mécaniques sont proches de celles de la dentine et l'étanchéité en sandwich ouvert est similaire voire meilleure que celle des CVIMAR (4), (24). Koubi *et coll* (25) ont démontré une bonne adaptation marginale de la Biodentine™ utilisée comme substitut dentinaire sous une résine composite de restauration en technique directe à six mois. Cependant, des études ont montré qu'un contact large et prolongé avec la Biodentine™ ou le MTA™ diminuait les propriétés mécaniques de la dentine (diminution de la dureté et de la résistance à la flexion des parois) (4). Ainsi, il faut rester prudent quant à l'utilisation de ces biomatériaux en tant que substituts dentinaires sous les restaurations partielles collées dans l'attente de nouvelles études sur le sujet. Ils restent néanmoins indispensables en cas d'exposition pulpaire, en assurant un coiffage direct de la plaie (4), (24), (26).

2.3.3 Conclusion

En conclusion, le scellement dentinaire immédiat apparaît comme la meilleure solution pour protéger le complexe pulpodentinaire de façon efficace mais aussi et surtout pérenne. Cependant, en cas d'exposition pulpaire, l'utilisation de Biodentine™ reste indispensable pour sauvegarder la vitalité pulpaire.

Il est toujours recommandé d'appliquer une fine couche de résine composite fluide en fond de cavité (4), (11). Elle pourra être associée à une résine composite microhybride conventionnelle éventuellement chauffée en tant que substitut dentinaire si la cavité est profonde. Les résines composite « bulk fill » de par leur facilité de mise en œuvre sont également de plus en plus utilisées même si elles manquent encore de recul clinique.

2.4 Impératifs biomécaniques

2.4.1 Les objectifs biomécaniques

Lorsque la dent est soumise à des sollicitations mécaniques, les contraintes sont transmises aux différents tissus qui composent et entourent la dent. Chacun de ces tissus se déforme de manière différenciée pour absorber les contraintes par déformation élastique et donc minimiser les dommages causés à la dent. C'est le desmodonte qui se déforme en premier lieu, il absorbe une grande partie des contraintes reçues par la dent. Puis, se met en place une **chaîne d'amortissement** constituée successivement par l'émail, la jonction amélo-dentinaire et la dentine qu'il faudra préserver au maximum (6).

Lorsque la dent est très délabrée, il faut tenter de recréer cette chaîne afin de préserver voire de renforcer la résistance biomécanique de la dent, ceci nous conduit au concept de « Biomimétique » que nous définissons ci-dessous.

2.4.2 Les moyens à notre disposition pour répondre à ces objectifs

2.4.2.1 Concept de « Biomimétique »

La notion de «Biomimétique» consiste à reproduire et à imiter artificiellement les procédés de la nature dans les organismes vivants (2), (11), (27).

Il s'agit d'obtenir l'intégration naturelle des biomatériaux à la fois d'un point de vue biologique, biomécanique, fonctionnel et esthétique mimant au plus proche le comportement physiologique de la dent. Le concept de « Biomimétique » trouve son origine dans l'étude histologique de la dent naturelle qui représente le modèle de référence (2). Il peut se résumer en trois étapes intimement liées (11) :

- Observation de la dent naturelle : biologie, comportement mécanique, fonction et propriétés optiques.
- Respect de la dent naturelle : préparation à minima des tissus dentaires.
- Copie de la dent naturelle : en faisant appel à l'adhésion et aux biomatériaux actuels (céramiques et composites).

Ainsi, ce concept associe deux principes fondamentaux de la dentisterie moderne à savoir, l'économie tissulaire et l'adhésion (11), (27).

2.4.2.1.1 Conservation et préservation de l'émail

L'étude de la dent naturelle met en évidence un émail convexe, rigide et cassant dont la macrostructure et la microstructure (décrite plus haut) déterminent sa résistance mécanique (11).



Figure 9 : Aspect convexe de l'émail et aspect concave de la dentine (2)

❖ A l'échelle macroscopique (6) :

Son anatomie occlusale est faite pour résister aux contraintes qui lui sont appliquées :

- Epaisseur d'émail plus importante au niveau des cuspides guides,
- Présence de crêtes marginales et du pont d'émail (molaires maxillaires) : leur perte entraîne une augmentation de 50% de la flexibilité et une diminution de 66% de la dureté.

Il apparaît donc comme indispensable de préserver le mieux possible l'émail et plus particulièrement ces zones de résistance que sont les crêtes marginales et le pont d'émail qui, reliant les cuspidés entre elles, évitent la déflexion cuspidienne pouvant être à l'origine de fracture et de perte d'étanchéité des restaurations. Nous verrons par la suite que ce phénomène peut être accentué par le stress de polymérisation et la rétraction de prise de biomatériaux.

❖ A l'échelle microscopique (5), (6), :

▪ Au niveau des cristaux :

L'émail a un comportement anisotrope, c'est-à-dire qu'il se comporte différemment selon l'orientation des forces qui lui sont appliquées. En réalité, c'est son module d'élasticité qui varie selon que la force s'applique parallèlement aux cristaux (plus élevé, autour de 100 GPa) ou perpendiculairement (plus faible, de 20 à près de 100 GPa selon que le rapport de la fraction minérale sur la fraction organique est plus important notamment sur la couche externe) (5).

Cliniquement, cela se traduit par un module d'élasticité nettement plus élevé en section transversale qu'en section longitudinale. Or dans le cas de préparation jusqu'au niveau cervical, l'émail se trouve plutôt en section longitudinale se clivant plus facilement. En effet, il est fréquent de voir l'émail de la marche cervicale s'effriter entraînant un contour irrégulier et fragile. Ainsi, le praticien devra **vérifier la cohésion de ce bandeau d'émail avec une sonde ou un instrument ultrasonore avant d'envisager un collage** (6). Pour aller plus loin, il serait intéressant de se demander si le sens de section l'émail ne pourrait pas être pris en compte lors de la préparation de manière à ne se retrouver qu'avec de l'émail en section transversale (5).

▪ Au niveau des prismes et des cristallites :

Nous avons vu plus haut que l'organisation même de l'émail en cristaux constitués de prismes eux-mêmes étant un assemblage de cristallites assure la résistance mécanique de l'émail et la protection du complexe pulpodentinaire. Par ailleurs, l'émail présente une certaine capacité à résister à la propagation des fissures (6), (11). Ceci s'explique par l'augmentation locale de la ténacité due aux changements d'orientation des prismes et à leur décussation notamment au niveau des deux-tiers interne de l'émail. Il se compose également, en plus de la matrice minérale, d'une faible quantité d'eau et d'une matrice organique formant une gaine entre les prismes et les cristaux dont la proportion augmente dans la couche interne de l'émail permettant d'emmagasiner les contraintes. Les protéines de la matrice organique forment des ponts entre les prismes s'opposant à la propagation des fissures. L'émail peut donc être considéré comme un biocomposite à gradient fonctionnel (6). Ainsi lors des préparations il faudra veiller à conserver au maximum les deux-tiers internes de l'émail, là où la capacité d'absorption des contraintes est la plus grande.

2.4.2.1.2 Résistance à la propagation des fissures : rôle de la jonction amélo-dentinaire et de la dentine

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que l'émail possède certains mécanismes de résistance à la propagation de fissure. Qu'en est-il de la dentine et de la jonction amélo-dentinaire ?

La dentine, contrairement à l'émail, possède une structure concave résiliente et flexible constituant un support stable à l'émail. Elle joue le rôle d'amortisseur des contraintes subies par l'émail et protège ainsi la pulpe. La dentine possède également un mécanisme de résistance à la propagation des fissures basé sur le phénomène de « crack bridging » décrit plus haut, dû à la présence de ponts de collagène entre les berges de la fissure. De plus la dentine est aussi un biocomposite dont le ratio minéral/collagène est plus bas vers la surface entraînant une meilleure ténacité. La matrice organique est donc responsable de cette ténacité et la trame minérale de la résistance mécanique. Sous la jonction amélo-dentinaire se trouve une structure appelé « manteau dentinaire » ou « mantle dentin » constituée de dentine atubulaire et hypominéralisée capable de stopper la propagation d'une fissure en agissant comme une zone relaxation des contraintes.

Ainsi, les cavités profondes présentent le plus grand risque mécanique, c'est pourquoi le praticien devra veiller à conserver la dentine au maximum lors de la préparation de la cavité. (6), (11)

A l'interface émail/dentine se trouve la jonction amélo-dentinaire qui, comme nous l'avons vu plus haut, joue un rôle prépondérant la résistance à la propagation des fissures et dans la résistance biomécanique globale de la dent de par son organisation complexe et agissant elle aussi comme une zone de relaxation. Il faudra donc conserver cette jonction à chaque fois que la situation le permet. (6), (11)

Néanmoins, que faire lorsque la fissure est déjà présente ? (6), (13)

Pour affirmer la présence d'une fissure, celle-ci doit pouvoir être objectivée directement à l'œil nu ou avec une aide visuelle (loupes, microscope) et éventuellement après coloration au bleu de méthylène.

Lorsque la fissure est située au niveau de l'émail et que cet émail est soutenu par de la dentine, la fissure peut et doit être laissée en place car la jonction amélo-dentinaire est encore présente. Associée au manteau dentinaire, elle devrait éviter que la fissure ne se propage plus profondément. A l'inverse si l'émail n'est plus soutenu, la jonction amélo-dentinaire a disparu, la fissure doit être fraisée ou éventuellement infiltrée (6). De même les fissures de la dentine doivent être éliminées si possible bien que leurs extensions soient souvent difficiles d'accès. En effet, les fissures de l'émail et de la dentine constituent des portes d'entrée bactérienne et affaiblissent les structures les rendant plus susceptibles à la fracture. Cependant, cela implique de supprimer des tissus (13).

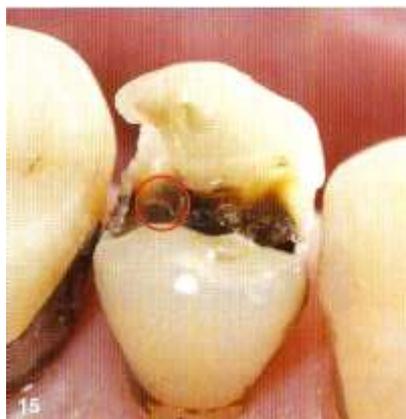


Figure 10 : Visualisation d'une fissure de la dentine (6)

2.4.2.1.3 Reproduction de l'anatomie et de la structure des tissus coronaires de la dent : la « Biosubstitution » (2), (11), (14)

L'émail possède des propriétés mécaniques qui lui offrent une résistance mécanique aux contraintes occlusales et à la mastication. L'émail est dur et rigide avec un module d'élasticité élevé (variable mais pouvant atteindre des valeurs autour de 100 GPa (5)).

Or le remplacement de cette coquille d'émail par un matériau souple comme la résine composite ne permet pas de restituer la totale rigidité de l'émail contrairement à la céramique. En effet, la céramique peut se comporter comme un véritable « émail de substitution » de par sa rigidité optimale, son module d'élasticité proche de celui de l'émail, son aptitude au mordançage, sa biocompatibilité avec les tissus parodontaux et son continuum optique avec l'émail (11). La céramique (vitrocéramique ou feldspathique) apparaît donc comme le matériau de choix pour le remplacement de l'émail et *a fortiori* pour la réalisation de restaurations partielles postérieures collées (11). La résine composite reste indiquée dans certaines situations que nous développerons plus loin.

Pour imiter la dentine, un matériau capable de recréer une masse au comportement physique proche de celle-ci doit être utilisé. Leur module d'élasticité doit être proche de celui de la dentine (≈ 18 GPa). Nous avons vu précédemment les différents matériaux répondant au mieux à la définition de substitut dentinaire d'un point de vue biologique. Mais quels sont les matériaux les plus aptes à remplacer la dentine d'un point de vue biomécanique ? (4)

Les propriétés mécaniques des CVI et CVIMAR sont faibles (résistance à la traction, flexion et compression) et sont associées à une mauvaise résistance à l'hydrolyse par les fluides buccaux.

De ce fait, d'un point de vue biomécanique, les CVI et CVIMAR ne sont pas de bons substituts dentinaires même si l'amélioration des propriétés mécaniques de plus en plus proches des résines composites notamment pour les CVI-HV en font des matériaux à suivre. (4), (23)

Les ciments silicates tricalciques et notamment la BiodentineTM ont des propriétés mécaniques proche de la dentine (dureté, module d'élasticité et résistance à la flexion) (4). Cependant certaines études se contredisent sur ces propriétés mécaniques et d'autres montrent une diminution de la dureté et de la résistance à la flexion de la dentine mise en contact prolongée avec ces biomatériaux. Ainsi, dans l'attente d'un plus grand recul clinique, leur utilisation en tant que substitut dentinaire doit rester limitée. Ils restent néanmoins tout à fait indiqués en cas d'effraction pulpaire sur une dent asymptomatique. (2), (24), (25)

Les résines composites microhybrides conventionnelles constituent la forme la plus recommandée pour jouer le rôle de substitut dentinaire avec un module d'élasticité de 6 à 24 GPa (4). Le problème de leur rétraction de polymérisation peut être contourné en utilisant la technique des incréments obliques de 2 mm d'épaisseur. Dans ce sens, les résines composites « bulk fill » présentent un intérêt puisqu'elles sont susceptibles d'être utilisées en masse, leur composition étant modifiée pour diminuer la rétraction de prise (4). Cependant, les études *in vivo* restent peu nombreuses et peu pertinentes. L'utilisation de ces matériaux en tant que substitut dentinaire doit donc demeurer prudente dans l'attente d'une meilleure évaluation clinique. (18)

Il peut également être intéressant d'étudier l'amélioration des propriétés mécaniques des résines composites renforcées par des fibres de verre. Selon une méta-analyse de 2008 (28) regroupant plusieurs essais *in vitro*, la présence de fibres permettrait d'augmenter la résistance à la flexion et dans certains cas d'augmenter le module d'élasticité. Ceci étant dû à l'orientation des fibres plutôt qu'à la présence des fibres en elles-mêmes.

Une étude plus récente (29) semble montrer que les résines composites renforcées par des fibres augmentent la résistance à la fracture dans le cas de dents dépulpées. Par ailleurs, l'interface de collage et leur capacité à être collées semblent avoir des caractéristiques proches de celles des résines composites conventionnelles (30). Cependant les études *in vivo* et le recul clinique encore insuffisants ne permettent pas encore de les recommander pour une utilisation systématique.

Les résines composites fluides ne sont pas indiquées en tant que substitut dentinaire en masse en raison de leur faible module d'élasticité, inférieur à 5 GPa, bien loin de celui de la dentine, et par leur importante rétraction de prise (4). Elles sont tout de même utilisées en complément du scellement dentinaire immédiat et participent à la **substitution de la jonction amélo-dentinaire** (14), (13). En effet, des analogies ont été retrouvées entre la couche hybride et la jonction amélo-dentinaire. La couche hybride envoie de longs tags résineux dans la dentine déminéralisée. C'est cette constitution qui rappelle l'anatomie festonnée de la jonction amélo-dentinaire. Ainsi, la couche hybride pourrait avoir un comportement proche de la jonction amélo-dentinaire dans l'amortissement des contraintes et pourrait stopper de la même manière la propagation des fissures. (2), (6), (11).

En conclusion, on peut dire qu'il existe encore des différences majeures entre la dent naturelle et la dent restaurée par une technique adhésive :

- Les différentes couches de biomatériaux ne peuvent avoir exactement la même configuration que la dent naturelle aussi bien dans leur disposition que dans leur anatomie (14). Par exemple, la dentine a une structure concave et affûtée, or le substitut dentinaire ne peut pas présenter d'angle aigu sous peine de risquer la fracture du matériau de substitution de l'émail.
- Les biomatériaux utilisés ont tous un comportement isotropique contrairement à l'émail et à la dentine qui ont un comportement anisotropique (14). Il en résulte obligatoirement un comportement mécanique différent lors de l'application de contraintes.

Néanmoins, les propriétés physico-mécaniques de ces biomatériaux sont de plus en plus proches des propriétés des tissus qu'ils remplacent et la copie de la dent naturelle semble être un objectif à poursuivre dans l'avenir. Ainsi donc, la « Biosubstitution » semble être une première étape vers de réelles restaurations « Biomimétiques ». (2), (6), (11)

2.4.2.2 Résistance mécanique : rapport hauteur/épaisseur des parois et recouvrement cuspidien

Lorsqu'une dent est fortement délabrée, la question du recouvrement cuspidien se pose pour éviter le risque de fracture secondaire du substrat dentaire. Il faut savoir préparer les parois qui ne seraient pas aptes à supporter les contraintes qui leurs seraient appliquées (stress de polymérisation, mastication et forces occlusales) pour renforcer l'ensemble dent/restauration. (31)

La valeur mécanique résiduelle de la dent doit être évaluée après éviction carieuse et/ou dépose de l'ancienne restauration. **Il s'agira d'évaluer le rapport hauteur/épaisseur des parois et le volume de la cavité pondérés par la présence de facteurs positifs comme les crêtes marginales, le pont d'émail ou le plafond pulpaire.** Ces derniers éléments agissent comme de véritables poutres de résistance contre la flexion cuspidienne. Il conviendra également d'évaluer le contexte occlusal de la dent afin de repérer la présence d'une éventuelle surcharge occlusale (statique ou dynamique) ou une interférence (31).

Ainsi, lorsque les parois sont fines mais supérieures à 1 mm d'épaisseur, elles pourraient être renforcées par la mise en place de résine composite. Ceci doit être modéré par le contexte occlusal de la dent incluant sa position sur l'arcade, la présence de parafonction et le type de guidage en latéralité.

Lorsque l'épaisseur des parois est inférieure à 1 mm ou lorsque le rapport hauteur/épaisseur est supérieur à 1, il convient de réaliser un recouvrement cuspidien de la cuspside en question.

Par ailleurs, la configuration de la cavité et en particulier l'absence des crêtes marginales et du pont d'émail, la présence d'un isthme mesurant plus de la moitié de la surface occlusale de la dent sont autant de facteurs à prendre en compte lorsque l'on se pose la question du recouvrement cuspidien. Ceci s'applique également aux cuspidés guides (32) qui peuvent subir des contraintes importantes notamment à la mandibule lors de la mastication (33). Par ailleurs, le recouvrement cuspidien est indispensable lorsque les dents sont traitées endodontiquement, bien entendu si la perte de substance est compatible avec la mise en place d'une restauration partielle collée.

En effet, le volume de la cavité d'accès et la perte du plafond pulpaire modifient fortement le comportement mécanique de la dent. Les contraintes sont majorées de même que la flexion cuspidienne. Le risque est que la dent se fracture de façon irréversible au-delà de la jonction émail-cément. Ceci est particulièrement vrai lorsque les parois résiduelles sont hautes et fines (33).

Cliniquement, le recouvrement cuspidien doit être réalisé **sous digue avant le protocole de scellement dentinaire immédiat** afin de protéger la dentine nouvellement exposée (31). La réduction des cuspidés doit se faire sur au moins 1,5 à 2 mm afin de ménager l'espace nécessaire au biomatériau de restauration. L'épaisseur finale des parois doit être d'au moins 1 mm en occlusal et 2 mm en cervical. Une limite en forme de congé (« chamfer ») doit être préférée aux limites horizontales strictes (« butt margin »), en épaulement pur (« shoulder ») ou biseauté (« bevel ») toujours dans le but de mieux répartir les contraintes (33). Par ailleurs, lorsque la demande esthétique est importante, cette limite doit être située idéalement au niveau du tiers incisal ou du tiers cervical où un seul type de tissu est majoritairement présent, l'émail ou la dentine, afin de faciliter la procédure (13). L'impact esthétique de la restauration doit être analysé et la couleur choisie avant préparation et lorsque la dent est encore hydratée (13).



Figure 11 : Différents positionnements possibles de la limite en cas de recouvrement cuspidien (de gauche à droite : au niveau du tiers incisal, du tiers moyen et du tiers cervical), d'après Rocca et coll. (13)

L'objectif du recouvrement cuspidien est donc d'obtenir une meilleure répartition des contraintes et d'avoir un effet protecteur sur les structures résiduelles fragilisées de la dent (13). Au premier abord, ceci semble s'opposer au principe d'économie tissulaire décrit plus haut mais en réalité, en limitant le risque de fracture irréversible et lorsque l'indication est bien posée, le recouvrement cuspidien permettrait de renforcer les structures et donc d'améliorer le pronostic de l'ensemble dent/restauration en assurant la pérennité de la dent sur l'arcade (11), (31), (33).

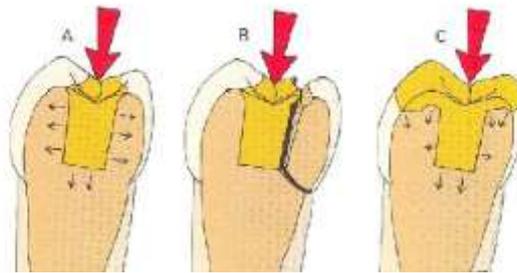


Figure 12 : Schéma illustrant la répartition des forces sans et avec recouvrement cuspidien (34)

2.5 Conclusion

Les concepts actuels de préparation pour restauration partielle postérieure collée sont grandement influencés par les principes modernes d'économie tissulaire et en particulier la conservation de l'émail qui assure la rigidité de la dent. Cependant, il ne s'agit pas d'appliquer ces principes à l'aveugle mais de réaliser des cavités de façon moins hasardeuse et plus réfléchie. Il ne faut donc pas de « conserver » à tout prix les tissus dentaires mais plutôt les « préserver » ce qui, parfois, peut impliquer de rajouter de la « matière » telle que fond de cavité, surélévation de la marche proximale ou même de supprimer des zones trop faibles d'un point de vue biomécanique. En ce sens « conservation » et « préservation » s'opposent. Par exemple, le recouvrement cuspidien implique de ne pas conserver certains tissus mais permet de renforcer la dent. Enfin, ceci doit être mis en balance avec les biomatériaux de restauration céramique ou composite qui nécessitent des épaisseurs de réduction suffisantes et des géométries de cavité adaptées à leurs propriétés mécaniques et esthétiques. Nous verrons également que le collage de ces restaurations peut avoir une certaine influence sur nos préparations.

3 Impact de l'évolution des biomatériaux d'assemblage sur les préparations pour restaurations partielles postérieures collées

3.1 Introduction

L'adhésion aux tissus dentaires minéralisés a lentement mais profondément transformé les concepts de dentisterie restauratrice. L'« adhésion » se définit comme la force qui lie deux matériaux de nature différente, appelés « substrats » ou « adhérents », mis en contact intime par une couche intermédiaire appelée « adhésif » (35). Ce phénomène peut s'expliquer principalement par deux théories :

- la **théorie micromécanique** : correspond à l'engrènement de l'adhésif dans les irrégularités de surface des substrats, c'est la théorie la plus courante de l'adhésion d'un matériau aux tissus dentaire,
- la **théorie chimique** : correspond à la présence de liaisons primaires (covalentes ou ioniques) ou secondaires (liaisons hydrogènes, dipôles, forces de Van Der Waals), cette théorie n'est pas encore réellement prouvée.

Il est donc possible d'assurer la rétention de nos restaurations par un assemblage par adhésion chimio-micromécanique, c'est-à-dire par « collage ». Il n'est plus nécessaire d'obtenir un ancrage mécanique de la restauration par friction impliquant une mutilation plus importante des tissus dentaires. Le collage permet donc une économie tissulaire qui est devenue et doit être un souci de chaque instant (36). De plus, si le matériau d'assemblage joue un rôle essentiel dans la rétention de nos restaurations, il est également garant l'étanchéité de celle-ci et est responsable, du moins en partie, de sa pérennité (37). Le principal problème des « colles » utilisées est leur rétraction de prise pouvant créer de micro-hiatus compromettant l'intégrité marginale de la restauration et générant des contraintes de polymérisation sur les parois à l'origine de fêlures et de sensibilités post-opératoires (38). Outre les propriétés des systèmes adhésifs et des colles, il est également intéressant de se demander comment la préparation des surfaces et la géométrie de la cavité peuvent optimiser le collage et diminuer ces contraintes de polymérisation.

3.2 Le collage aux différents substrats

3.2.1 Les différentes interfaces

Si l'on se réfère aux concepts actuels de préparation pour restaurations partielles postérieures collées, nous sommes en présence de multiples interfaces, chacune jouant un rôle particulier :

- Interface tissus dentaires (émail et dentine) / adhésif
- Interface adhésif/substitut dentinaire-fond de cavité en résine composite (« liner »),
- Interface substitut dentinaire-« liner »/résine composite de collage,
- Interface résine de collage/matériau de restauration.

La cohésion au niveau des différentes interfaces nécessite des traitements de surfaces particuliers, propres à chacun des « adhérents ».

3.2.2 Le collage aux tissus dentaires

3.2.2.1 *Le collage à l'émail*

La surface amélaire non traitée est lisse et peut être couverte de plaque. Elle s'oppose donc au contact intime avec un biomatériau. Dans le cadre de l'utilisation d'un système adhésif avec mordantage et rinçage mais aussi pour les systèmes auto-mordant, l'émail doit être mordancé à l'acide orthophosphorique à une concentration comprise entre 30 et 40%, le plus souvent à 37%, pendant 30 secondes. L'acide doit ensuite être rincé abondamment pour les systèmes M&R. Ce conditionnement de l'émail a pour but d'obtenir des conditions optimales pour un collage efficace. En effet, il permet d'éliminer environ 10 micromètres d'émail superficiel et provoque une surface rugueuse après dissolution partielle des prismes sur une profondeur de 10 à 20 μm . Il en résulte alors une augmentation importante de la surface développée et donc une énergie de surface élevée. L'adhésif, s'il est fluide et avec une bonne mouillabilité, pourra s'étaler et pénétrer dans les anfractuosités de l'émail conditionné et assurer ainsi la rétention micromécanique. (35), (36)

3.2.2.2 *Le collage à la dentine*

La dentine possède une structure très différente de celle de l'émail. Elle est moins minéralisée et possède une trame organique importante. L'énergie de surface après mordantage est plus faible que celle de l'émail. Une autre différence importante est que la dentine est intrinsèquement humide. En effet, les tubules renferment chacun un prolongement odontoblastique et du fluide dentinaire. Le volume de fluide augmente donc en se rapprochant de la pulpe à mesure que le nombre de tubules diminue.

La présence d'eau s'oppose à l'infiltration d'une résine adhésive hydrophobe. Pour pallier à cela l'eau doit être remplacée par des monomères. Tout séchage excessif de la dentine entraîne la perte d'eau et l'effondrement du réseau de collagène s'opposant à la pénétration de ces monomères. Il faut donc garder la dentine déminéralisée humide ou moite.

L'application du primaire permet de garder ouvert le réseau de collagène après mordantage et d'augmenter l'énergie de surface pour permettre l'infiltration optimale de la résine adhésive. La couche hybride est alors constituée. Les systèmes adhésifs à base d'eau semblent être techniquement plus tolérants car ils ont la capacité de ré-humidifier la dentine contrairement aux systèmes adhésifs à base d'éthanol. (35), (39)

Par ailleurs, la surface dentinaire pose un autre problème : chaque utilisation d'instrument laisse une couche de boue dentinaire poreuse de 1 à 7 μm d'épaisseur et constituée d'hydroxyapatite, de collagène, salive, sang et bactéries qui n'adhère que faiblement au substrat. Si elle s'oppose au suintement du fluide dentinaire, elle empêche le contact intime de la dentine avec tout biomatériau. Ainsi, la boue dentinaire peut être traitée de plusieurs façons. Dans les systèmes avec mordantage et rinçage, la boue dentinaire est totalement éliminée par application d'un acide. Le plus souvent, il s'agit d'un gel d'acide orthophosphorique à 37% appliqué pendant 5 à 10 secondes. Le temps d'application varie selon le type de dentine, il peut être augmenté si la dentine est sclérotique (45 secondes) ou diminué si la dentine est hypersensible. Le mordantage dissout la boue dentinaire et la dentine superficielle permettant d'ouvrir les tubules et de déminéraliser la surface.

C'est à cette étape qu'il faut prendre garde à ne pas dessécher la dentine pour éviter l'affaissement du réseau de collagène déminéralisé et permettre l'infiltration de la résine. Les systèmes automordants quant à eux laissent la boue dentinaire en place et ce sont les monomères acides qui la dissolvent et conditionnent la dentine sous-jacente pour permettre l'infiltration des monomères de résine. Ceci permet de s'affranchir de l'étape de séchage de la dentine et évite tout effondrement du réseau. (35), (36)

3.2.3 Le collage aux biomatériaux de restauration

3.2.3.1 Le collage de la céramique

Dans cette partie nous ne traiterons que des céramiques utilisées pour la confection de restaurations partielles postérieures collées, ce qui exclut les céramiques alumineuses et à base de zircon (In Ceram Alumina, In Ceram Zirconia, Procera, Y-TZP).

La rétention micromécanique de ces pièces est assurée par l'obtention d'une surface rugueuse. Celle-ci peut être obtenue soit par mordantage à l'acide fluorhydrique à une concentration et une durée d'application dépendant du type de céramique, soit par sablage à l'oxyde d'alumine. La première technique présente l'avantage de ne pas risquer d'endommager l'extrados de la pièce, c'est cette technique qui est actuellement recommandée (40). L'acide est ensuite vigoureusement rincé puis la pièce peut être passée aux ultrasons dans un bain d'eau distillée pendant trois minutes (37). L'adhésion chimique nécessite l'utilisation d'un agent de couplage, le silane, formant des liaisons hydrogènes et covalentes avec la résine et avec la phase vitreuse silicée de la céramique.

Le silane permet de rendre la céramique hydrophobe pour la protéger de l'hydrolyse et organophile ce qui facilite son mouillage par de la résine (40). Auparavant, la solution de silane était sensible à l'hydrolyse par l'eau contenue dans l'air, ce qui est de moins en moins le cas aujourd'hui. La solution de silane peut être appliquée en une seule couche pendant trois minutes pour laisser le solvant s'évaporer ou pendant une minute puis séchée à l'air comprimé pour évaporer activement le solvant (37), (41). Une source de chaleur permet d'optimiser l'évaporation du solvant et la qualité de la liaison chimique (37), (40).

3.2.3.2 Le collage de la résine composite

Le collage des pièces prothétiques en résine composite est plus difficile à obtenir que le collage des pièces en céramique. En effet, la polymérisation optimisée au laboratoire diminue le nombre de monomères réactifs. Il en résulte que l'adhésion chimique est limitée (42). Différentes méthodes ont été proposées pour améliorer le collage des résines composites en méthode indirectes. Le mordantage à l'acide orthophosphorique ou à l'acide fluorhydrique afin d'obtenir des rugosités de surface, est difficile à contrôler car l'acide peut diffuser dans la matrice et continuer de mordancer le matériau en profondeur, affaiblissant ainsi la liaison charge/matrice et la pièce prothétique elle-même (40). Le sablage à l'oxyde d'alumine (particules 30 à 50 µm, pression 2 bars) semble plus facile à contrôler. Cela reste la technique montrant les meilleurs résultats en terme de force d'adhésion, en particulier lorsque la surface de la résine est silanée selon le même procédé appliqué pour la céramique (42), (43). Le sablage réactif permettant le dépôt de silice (RocatecTM) donne également de bons résultats (39), (40), (43).

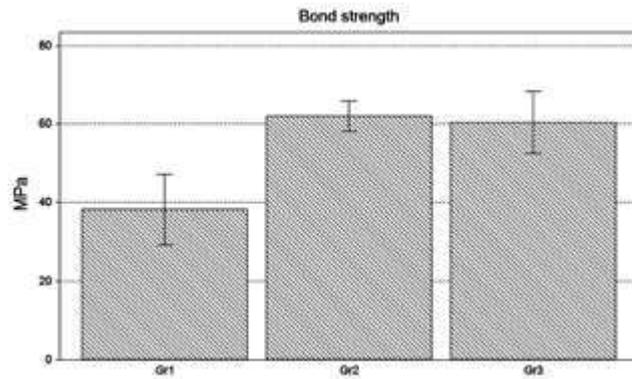


Figure 14 : Graphique montrant l'adhérence d'inlays en composite en fonction de leur traitement de surface (Gr1 : acide orthophosphorique + silanisation, Gr2 : sablage à l'oxyde d'alumine + silanisation, Gr3 : sablage réactif (RocatecTM) + silanisation), d'après Valandro et coll. (43)

3.2.4 Le collage aux substituts dentinaires

3.2.4.1 Collage à la résine composite

La résine composite représente à l'heure actuelle le meilleur biomatériau capable d'assurer le rôle de substitut dentinaire lorsque la pose de la digue est possible et lorsque le risque carieux est maîtrisé. Il peut s'agir d'une fine couche de résine fluide complétée ou non par une résine composite microhybride conventionnelle ou de masse (« bulk fill »). Dans tous les cas, ces biomatériaux ont globalement la même composition, celle-ci est également très proche des résines composites de laboratoire utilisées pour la confection des pièces prothétiques collées. Leur collage nécessite alors les mêmes traitements de surface à savoir un sablage à l'oxyde d'alumine et l'application d'une couche de silane suivi de l'application de l'adhésif (41), (44).

3.2.4.2 Collage au Ciment Verre Ionomère

Le collage de la résine composite de collage aux ciments verre ionomère (CVI) et aux ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) nécessite l'emploi d'un système adhésif. Il semble que l'on puisse utiliser indifféremment un système avec mordantage et rinçage ou un système auto-mordant en terme de force d'adhésion (45). Cependant, les CVI et CVIMAR sont sensibles à l'humidité et à la dessiccation pouvant rendre l'utilisation des systèmes auto-mordants plus intéressante (46). La question du sablage et de l'application d'un silane sur les CVI et CVIMAR n'est encore que très peu abordée dans la littérature.

3.2.4.3 Collage à la BiodentineTM

Il n'y a pas encore de consensus à propos du collage de la résine composite sur la BiodentineTM et plus généralement sur les silicates tricalciques. Cependant, certaines études ont mis en évidence la nécessité d'attendre l'acquisition des propriétés mécaniques de ce type de matériau avant d'envisager un collage sur celui-ci (47), (48). Ce temps est estimé à 24 heures (48).

Des études ont montré que l'on pouvait utiliser indifféremment un système adhésif avec mordantage et rinçage ou un système auto-mordançant (48), (49), d'autres ont montré que les systèmes auto-mordançant en deux étapes étaient plus efficaces en particulier dans le cas de la restauration cervicale type « sandwich ouvert » (50). Dans le cas de parage d'une plaie pulpaire, l'émail cervical est libre et la dentine restante doit être hybridée. Il est alors préférable d'utiliser un système adhésif avec mordantage et rinçage en trois étapes bien que les systèmes auto-mordançants montrent également de bons résultats (51), (52). Par ailleurs, l'application d'un silane ne semble pas augmenter la force d'adhésion (50).

3.3 Les matériaux d'assemblage actuels

3.3.1 Définition et généralités

Une colle se définit, par opposition aux ciments qui réalisent leur prise par réaction acide-base, par son mode de durcissement par polymérisation et donc par la formation de liaisons covalentes. Les colles sont donc des polymères résineux méthacryliques auxquels sont incorporés ou non des charges minérales qui modifient leurs propriétés physiques. Elles présentent des propriétés mécaniques supérieures aux ciments permettant au joint dento-prothétique de résister aux sollicitations mécaniques auxquelles il est soumis. Ces sollicitations sont, en effet, plus importantes dans le cadre de restaurations partielles collées car la rétention se fait uniquement par collage et non par friction d'encastrement de la pièce. Le choix du matériau d'assemblage se fera en fonction de sa résistance mécanique, de sa capacité d'adhésion forte aux tissus dentaires et aux matériaux de restauration mais également en fonction de ses propriétés physiques (viscosité, mode de polymérisation, couleur). (37)

3.3.2 Les différentes colles

Les colles peuvent être classées de deux façons différentes (36), (53) :

- Selon leur mode de polymérisation : chémopolymérisable, photopolymérisable ou à prise « duale », c'est-à-dire à la fois chémo et photopolymérisable.
- Selon leurs propriétés adhésives :
 - Les **colles sans potentiel adhésif** :
 - Les colles composites conventionnelles : leur composition est similaire à celle des résines composites de restauration à savoir une matrice résineuse à base méthacrylates, des charges inorganiques et un agent de couplage. Leur consistance est toutefois plus fluide et leur prise est la plupart du temps duale. Ces colles bénéficient d'un excellent recul clinique et offre de bons résultats cliniques à court et long termes (54), (55), (56). On peut citer par exemple : Variolink et Multilink (Vivadent), Calibra (Dentsply), Nexus (Kerr).

- Les résines composites de restauration : elles pourraient être assimilées aux colles composites conventionnelles de par leur composition très proche. Elles ont cependant une viscosité plus élevée et leur prise se fait exclusivement par photopolymérisation. On pourra utiliser par exemple le Gaenial (GC) ou l'Estelite Sigma Quick (Tokuyama). Elles bénéficient d'un plus faible recul clinique et les études les concernant sont encore limitées mais les résultats à cinq ans semblent prometteurs (57).

Ces colles et résines composites ne possèdent aucun pouvoir adhésif spontané aux tissus dentaires et aux surfaces prothétiques. Elles nécessitent donc l'utilisation d'un système adhésif adapté à la colle ou à la résine composite sur les surfaces dentaires et un traitement des surfaces prothétiques que nous détaillerons plus loin.

- Les **colles avec potentiel adhésif propre** : elles possèdent des monomères actifs qui interagissent avec le substrat dentaire. Elles nécessitent aussi un traitement des surfaces dentaires. On distingue deux types de monomères réactifs :
 - les monomères à fonction carboxylique 4-META ou 4-méthacryloxyéthyltrimellitate anhydride dont le principal représentant est le Superbond (Sun Medical).
 - le monomère à fonction phosphatique MDP ou méthacryloxydécaéthyl hydroxyphosphate dont le plus connu est le Panavia (Kuraray).
- Les **colles auto-adhésives** : ces colles se rapprochent des colles composites car elles sont composées d'une matrice résineuse et de charges de verre. Elles possèdent en plus un ester diméthacrylate acide dont les groupements phosphoriques leurs confèrent leur caractère auto-adhésif. Même si aucun traitement des surfaces dentaires n'est en théorie nécessaire, les fabricants recommandent de mordancer l'émail à l'acide orthophosphorique afin d'optimiser l'adhérence et l'étanchéité. On peut citer par exemple le RelyX™ Unicem et Ultimate (3M ESPE).

3.3.3 Les critères de choix

Les colles avec potentiel adhésifs ne sont actuellement plus utilisées pour le collage des restaurations partielles postérieures collées. En effet, les colles dont le groupement fonctionnel est le MDP sont plutôt utilisées pour le collage des coiffes céramo-céramiques avec armature en alumine ou en zircone. Les colles dont le groupement fonctionnel est le 4-META comme le Superbond présentent un protocole complexe et sont surtout destinées au collage des alliages métalliques.

Les colles autoadhésives présentent l'avantage d'un protocole de mise en œuvre simplifié car il suffit de les appliquer sur les surfaces dentaires et prothétiques nettoyées sans aucun traitement initial. Cependant, leurs propriétés mécaniques et physiques restent pour l'instant inférieures aux colles composites conventionnelles et leur utilisation doit se limiter aux cas où la pose de la digue est impossible. Les fabricants recommandent par ailleurs ne pas les utiliser pour des restaurations non rétentes ce qui est contraire au principe moderne d'économie tissulaire.(37)

Ainsi, seules les colles composites conventionnelles et les résines composites de restauration semblent posséder les caractéristiques compatibles avec une conception moderne des restaurations partielles postérieures collées. Elles doivent assurer un collage durable entre les différentes structures impliquées, une bonne adaptation marginale et une résistance mécanique suffisante ainsi que d'autres propriétés comme une faible solubilité aux fluides buccaux, un temps de travail et de mise en place suffisant, une facilité d'élimination des excès, une viscosité adaptée pour une mise en place complète et des propriétés optiques avec un choix de couleur permettant un rendu esthétique optimal (41). En pratique, les caractéristiques que nous pouvons choisir sont les suivantes (38) :

- Le **mode de polymérisation et le temps de prise** :
 - Les colles photopolymérisables présentent l'avantage d'un temps de travail quasi illimité permettant de vérifier le bon positionnement de la pièce prothétique et une élimination des excès avant la prise, il n'est quasiment plus nécessaire de retoucher le joint (14), (37). Cependant, la qualité de la polymérisation est dépendante de l'épaisseur du matériau de restauration qui ne doit pas dépasser 2 mm, du type de biomatériau utilisé, du type de source lumineuse et du temps d'exposition (39).
 - Les colles chémpolymérisables et « duales » permettent d'assurer la polymérisation lorsque l'épaisseur de la pièce est supérieure à 2mm mais le temps de travail et de mise en place de la pièce sont limités (39). L'élimination des excès est également plus difficile. Il est également important de noter que plus le temps de manipulation est élevé, moins bonne est la polymérisation (38). Les colles « duales » doivent être tout de même photopolymérisées pour améliorer leurs propriétés mécaniques et notamment leur microdureté (41), (39).
- La **viscosité** : plus la colle est fluide, plus la mise en place de la pièce prothétique est aisée. Cependant, les propriétés mécaniques des résines composites de restauration plus visqueuses sont meilleures. Grâce à un taux de charge plus élevé, elles présentent une plus grande résistance à l'usure et un vieillissement du joint plus lent grâce à une plus faible rétraction de polymérisation (37), (41), (58). La mise en place complète de la pièce nécessite alors l'utilisation d'ultrason. La résine peut être chauffée à 60°C (59) à l'aide d'un réchauffeur dédié (ENAHHeat, Micerium, Calset Composite Warmer, AdDent) pour abaisser la viscosité et faciliter sa mise en œuvre (12), (37). Le chauffage de la résine composite à cette température ne semble pas avoir de conséquence au niveau pulpaire (60). Il n'a pas été démontré que l'augmentation de la température de la résine composite augmentait ses propriétés mécaniques (60) mais permettait une meilleure adaptation marginale (59). Par ailleurs, une viscosité plus élevée permet une élimination plus aisée des excès (37), (41).

- La **couleur** : la couleur de la colle peut influencer de manière non négligeable le rendu esthétique de la restauration. C'est pourquoi il est intéressant de pouvoir disposer d'un large choix de couleurs et de pâtes d'essayage. Les colles conventionnelles et les résines composites de restauration existent en plusieurs couleurs, les résines de restauration présentent l'avantage d'avoir une bonne stabilité chromatique. En effet, elles sont photopolymérisables et ne contiennent donc pas d'amines qui peuvent se dégrader et entraîner un jaunissement du joint (37), (61). Cependant, elles contiennent aussi de la camphoroquinone qui pourrait également jaunir.

Une étude récente montre une **adhérence supérieure avec les résines composites de restauration** par rapport aux colles composites conventionnelles (62). De plus, les résines composites de restaurations semblent offrir des avantages intéressants sont déjà adoptées par plusieurs auteurs (13), (31), (37), (39), (63). En effet, elles sont :

- o **photopolymérisables** offrant un temps de travail long et une élimination aisée des excès avant la prise de sorte qu'il ne reste plus qu'à polir le joint,
- o avec **une viscosité plus élevée** que celle des colles conventionnelles grâce à la présence de charges ce qui améliore leurs propriétés mécaniques (résistance à l'usure et vieillissement du joint) et facilite l'élimination des excès. Elles doivent nécessairement être chauffées et l'utilisation d'ultrasons est indispensable à la mise en place complète de la pièce.



Figure 13 : Utilisation d'ultrasons pour assurer une mise en place complète de la pièce, d'après Rocca et coll. (41)

- o disponibles en **plusieurs couleurs** et sans amines.

Néanmoins, le collage reste une procédure complexe opérateur-dépendante et la capacité du praticien à mettre en œuvre tel ou tel matériau doit faire partie des critères de choix. Des études supplémentaires sont nécessaires pour affirmer la supériorité d'une technique sur l'autre. Quelque soit la colle ou la résine composite choisie, la pose de la digue est indispensable de même que la préparation des différentes surfaces à coller. L'épaisseur des pièces doit être d'environ **2 mm** (64), 3 mm étant le seuil critique (52), de sorte que la polymérisation puisse se faire correctement y compris pour les colles duales qui doivent être photopolymérisées.

L'utilisation d'une lampe à photopolymériser puissante et adaptée se fait pendant un temps long (une minute par face) et à l'abri de l'air sous un gel glycérique (31), (37).

En effet, le temps de polymérisation, la puissance de la lampe, l'épaisseur et l'opacité de la restauration et le type et la couleur du biomatériau de collage sont **autant de facteurs pouvant influencer les propriétés mécaniques de la résine composite de collage** et des études supplémentaires sont nécessaires pour mieux comprendre l'importance et le rôle de chacun (52), (64). Ainsi, il semblerait que plus la restauration est fine et translucide et plus la résine de collage est également translucide, meilleures sont la polymérisation et les propriétés mécaniques finales de la colle (52), (64).

3.3.4 Choix d'un système adhésif

Un adhésif est un biomatériau d'interface. Il doit permettre l'obtention d'un lien adhérent, étanche et durable entre les différents « adhérents », c'est-à-dire entre les tissus dentaires et les biomatériaux de restauration ou d'assemblage. Les systèmes adhésifs modernes incluent trois fonctions (1), (39) :

- mordantage de l'émail et de la dentine,
- application d'un primaire amphiphile qui augmente la mouillabilité de la dentine hydrophile par rapport à l'agent de collage en évitant l'effondrement du réseau de collage par fixation de l'eau en présence,
- application d'une résine de collage ou résine adhésive fluide pour stabiliser la dentine déminéralisée et infiltrée par les monomères du primaire et assurer la formation d'un lien adhérent et étanche avec le biomatériau de restauration ou de collage après sa prise. La « couche hybride » est alors constituée.

La classification des systèmes adhésifs peut se faire selon le type de mordantage et le nombre d'étapes (36), (39):

- **Les systèmes adhésifs nécessitant mordantage et rinçage (M&R).** L'émail et la dentine doivent être mordancés par un agent acide, le plus souvent de l'acide orthophosphorique en gel à 37% qui doit être rincé. Ceci permet d'éliminer la boue dentinaire (« smear layer ») et d'exposer les fibres de collagène de la dentine intertubulaire afin d'obtenir un meilleur ancrage micromécanique de l'adhésif. Le terme de **mordantage total** (« total-etch ») est également employé car l'émail et la dentine sont conditionnés en une seule étape clinique et par le même produit. Cependant, il est important de noter que l'émail nécessite un temps d'application de l'agent acide plus important que celui de la dentine ce qui peut s'avérer difficile par exemple dans les cas de classe II où le bandeau d'émail peut être très fin. Ces systèmes adhésifs peuvent être subdivisés en deux catégories selon le nombre d'étapes nécessaires :
 - **Les systèmes en trois étapes (M&R3)** qui impliquent le mordantage des surfaces dentaires puis l'application du primaire et enfin l'application de la résine adhésive,
 - **Les systèmes en deux étapes (M&R2)** qui impliquent également le mordantage puis l'application d'un agent qui combine à la fois les fonctions de primaire et de résine adhésive.

- **Les systèmes adhésifs auto-mordançants (SAM)** qui ne nécessitent pas de mordantage préalable puisqu'ils peuvent dissoudre partiellement la boue dentinaire et l'infiltrer en même temps. Ces systèmes peuvent également être classés en deux catégories selon le nombre d'étapes cliniques :
 - **Les systèmes en deux étapes (SAM2)**, l'agent de mordantage et le primaire sont un seul produit, la résine adhésive est ensuite appliquée,
 - **Les systèmes en une seule étape (SAM1)**, un seul produit permet le mordantage, l'application du primaire et de la résine de collage.

Nous avons vu précédemment que le composite de collage doit avoir une viscosité moyenne pour des raisons biomécaniques et pratiques. Cependant, pour obtenir une infiltration optimale de l'émail et de la dentine et un bon étalement de la résine adhésive, celle-ci doit avoir une faible viscosité, une tension superficielle faible et une bonne mouillabilité caractérisée par un angle de contact entre la résine et la surface proche de 0° (39). Ces propriétés dépendent de la composition mais aussi du traitement des surfaces dentaires, c'est-à-dire la qualité du mordantage et l'application du primaire. Il peut être également intéressant de noter que certaines résines adhésives peuvent être chargées ce qui augmente les propriétés mécaniques de la couche polymérisée mais diminue leur mouillabilité (58).

Les systèmes adhésifs avec mordantage et rinçage préalables présentent les valeurs d'adhésion plus élevées sur l'émail et doivent donc, a priori, être préférés, les systèmes en trois étapes (M&R3) demeurant plus performants que les systèmes en deux étapes (M&R2) (51). Cependant, la qualité de la réalisation de la couche hybride et du collage dépend des conditions de leur réalisation et de l'habileté de l'opérateur à respecter les impératifs de leur mise en œuvre.

Il s'agit donc d'une étape environnement et opérateur-dépendante nécessitant la pose de la digue, un mordantage sélectif de l'émail et de la dentine tout en prenant garde à ne pas dessécher la dentine après le rinçage pour éviter l'effondrement du réseau collagénique. Tout manquement à ces impératifs peut diminuer le potentiel d'adhésion et entraîner un manque d'étanchéité rendant la dentine perméable aux toxines et aux bactéries à l'origine de sensibilités post-opératoires voire de caries secondaires. Les systèmes auto-mordançants en deux étapes (SAM2) permettent de s'affranchir du mordantage sélectif qui peut s'avérer difficile dans certaines situations comme par exemple dans les cas de cavités de classe II où le bandeau d'émail cervical peut être très fin (13). Il n'y a également plus de risque d'effondrement du réseau collagénique par dessèchement de la dentine car l'étape de mordantage et séchage de la dentine est évitée. La pose de la digue reste tout de même indispensable. Si les systèmes M&R3 représente la référence, les systèmes SAM2 donnent d'excellents résultats (51), (52). Il serait possible d'améliorer encore les valeurs d'adhésion en réalisant au préalable un mordantage sélectif de l'émail uniquement même si les études ne montrent pas de différence significative en terme de taux d'échec annuel entre les deux protocoles (52). Enfin, les SAM1 actuels présentent de meilleures capacités d'adhésion que leurs prédécesseurs mais elles restent inférieures à celles des systèmes M&R et SAM2 (16), (52). Il existe cependant des variations au sein de chaque catégorie et le choix d'un système adhésif devra s'appuyer sur les résultats d'études cliniques indépendantes à long terme. Le respect des instructions du fabricant est indispensable.

3.4 Biomimétique : économie tissulaire et adhésion (11), (27)

Le concept de « Biomimétique » décrit plus haut, est synonyme d'intégration naturelle des biomatériaux mimant au plus proche le comportement physiologique de la dent naturelle. Ce concept permet d'associer deux paramètres fondamentaux au cœur des thérapeutiques actuelles : **l'économie tissulaire et l'adhésion.**

L'adhésion aux tissus dentaires et aux biomatériaux permet aujourd'hui de s'affranchir des concepts de préparation cavitaire énoncés par Black et a modifié la géométrie des cavités de façon fondamentale. En effet, les préparations n'ont plus besoin d'être rétentes, la rétention se faisant principalement par adhésion micromécanique et éventuellement chimique. **L'adhésion permet donc l'économie tissulaire.** Les épaulements et autres rainures peuvent être abandonnées. Nous avons vu le **rôle primordial de l'émail dans le collage** de ces restaurations, rappelant ainsi l'importance de la conservation de celui-ci. Le collage est en effet plus facile et efficace sur l'émail que sur la dentine, toujours humide et dont le réseau de collagène se collapse facilement après mordantage. Le choix de la céramique, dont la rigidité est proche de l'émail, permet de créer un continuum biomécanique avec l'émail.

Il est cependant indispensable de coller les restaurations en céramique pour compenser la relative fragilité des matériaux. En effet, le collage permet de mettre en tension les fissures au niveau de la partie interne de la céramique et d'éviter la fracture. Ainsi, le collage à l'émail et la céramique permettent de **restaurer la résistance naturelle de la dent** et même d'inverser les manifestations du vieillissement des dents (27).

3.5 Comment optimiser le collage des restaurations par la préparation dentaire ?

La fonction majeure d'un biomatériau de scellement ou de collage est bien évidemment de permettre la rétention de nos restaurations mais aussi d'assurer l'étanchéité du joint et sa biocompatibilité (65). En effet, un joint hermétique permet d'éviter l'infiltration bactérienne et de fluides buccaux à l'origine d'atteinte pulpaire, de caries secondaires ou de sensibilités post-opératoires. Il est donc garant de la santé pulpaire mais également de la santé parodontale car tous hiatus, sur-contour, excès ou rugosité irritent directement l'épithélium sulculaire. **Ainsi, comment nos préparations peuvent-elles améliorer la force de liaison et donc la rétention tout en limitant la rétraction de prise et le stress de polymérisation à l'origine de perte d'étanchéité et faciliter l'élimination des excès ainsi que le polissage du joint pour améliorer l'intégration parodontale ?**

3.5.1 Le scellement dentinaire immédiat permet d'améliorer la force de liaison et l'intégrité marginale

Tout d'abord, il a été démontré que la dentine fraîchement coupée était plus favorable au collage (66). Les tubules sont en effet grands ouverts et donc favorables à leur infiltration résineuse. Cette dentine ne se retrouve qu'immédiatement après la préparation de la dent, avant la prise d'empreinte et la phase de temporisation. Ces étapes peuvent également contaminer la surface dentinaire et diminuer la force de liaison. (12)

Secondairement, la prépolymérisation de l'agent de collage permet d'augmenter la force de liaison. En effet, si la couche hybride n'est pas polymérisée, l'insertion de la pièce prothétique peut entraîner l'effondrement de celle-ci et un amincissement excessif de la couche d'adhésif plus important que l'épaisseur de sa couche d'inhibition soit 40 µm et diminuer considérablement la force de liaison. (12), (39)

Enfin, la mise en place différée de la pièce prothétique par rapport au scellement dentinaire permet à la liaison avec la dentine de se développer sans les contraintes induites par les forces occlusales ou le retrait de polymérisation des colles composites. Il en résulte une force de liaison plus importante et une meilleure adaptation marginale. (12), (13), (16)

Cependant, l'exposition potentielle de l'adhésif polymérisé aux fluides buccaux pourrait détériorer la liaison avec la restauration. Or ceci n'a pas été démontré pour une période de temporisation inférieure à deux semaines (12).

Par ailleurs, le scellement dentinaire immédiat ne diminue pas l'adaptation marginale de la restauration car l'empreinte est réalisée après cette étape (12). La résine adhésive mise en place le jour du collage ne doit quant à elle pas être polymérisée avant l'insertion de la pièce car elle empêcherait son assise complète (12).

L'efficacité du scellement dentinaire immédiat est soumise à la qualité de sa réalisation. Un mauvais collage pourrait être le résultat d'une contamination bactérienne ou d'un collapsus des fibres de collagène. Pour parer à cela, le scellement doit être réalisé immédiatement après débridement et préparation et avant la prise d'empreinte et la temporisation (13), (16). Elle doit être réalisée sous digue, éventuellement avec un système de matriçage (13).

Il faut veiller à ce que l'adhésif soit compatible avec la colle et il faut respecter strictement les instructions du fabricant. Les études montrent que la force de liaison augmente avec le scellement dentinaire immédiat quel que soit le système adhésif utilisé mais l'étanchéité est meilleure avec les systèmes M&R3 même si les SAM2 donnent de bons résultats (51), (67). Si l'on choisit un système adhésif avec mordantage et rinçage, il faudra veiller à effectuer un mordantage sélectif de l'émail et de la dentine. Un problème se pose lorsque l'émail est très fin, comme c'est souvent le cas en situation juxta ou infragingivale, il est alors très difficile de mordancer sélectivement émail puis dentine. Le compromis proposé est d'appliquer l'acide orthophosphorique sur la dentine et l'émail très fin dans le même temps pour éviter de sur-mordancer accidentellement la dentine (13). Les systèmes SAM2 peuvent représenter une alternative intéressante dans le sens où il n'y a pas de mordantage sélectif (13). Si la préparation ne concerne que l'émail, l'application d'un primaire ou de résine adhésive immédiatement après préparation n'est pas nécessaire. Si la préparation concerne à la fois l'émail et la dentine, les limites amélares doivent être re préparées après scellement et l'application de la fine couche de résine composite fluide (39). La couche de résine composite doit être sablée et silanée lors de la procédure de collage.

3.5.2 Le choix des biomatériaux de collage et la géométrie de la cavité peut permettre de limiter les contraintes de polymérisation

Une restauration idéale doit être parfaitement adaptée à toute la surface du substrat sur laquelle elle est collée. Or lors de la prise du matériau de restauration ou de collage, il existe un **retrait de polymérisation** ou « **contraction de polymérisation** » ou encore appelée « **contraction de prise** » exerçant des contraintes au niveau des tissus dentaires et de la restauration.

Idéalement, la force d'adhésion du matériau aux surfaces dentaires doit être suffisante pour s'opposer au décollement induit par la force de contraction. Or ceci n'est pas toujours le cas avec les matériaux utilisés actuellement et est opérateur et environnement-dépendant, l'interface substrat/biomatériau peut alors être endommagée. Il en résulte l'apparition de caries secondaires, de sensibilité post-opératoire et une possible atteinte pulpaire. De plus, lorsque l'adhérence du biomatériau de restauration à la dent est assez forte, la force de contraction fait que les murs de la cavité se rapprochent réduisant ainsi la distance intercuspидienne. C'est la **flexion ou déflexion cuspidienne**. Celle-ci peut entraîner des fêlures de l'émail et leur propagation diminuant ainsi la résistance à la fracture de la dent et pouvant aller jusqu'à une fracture des cuspides. La flexion cuspidienne est un phénomène qui se retrouve également lors de la fonction sous l'effet des charges occlusales. **Le stress de contraction est donc la résultante du stress induit par le retrait de polymérisation d'un biomatériau contenu entre les murs d'une cavité et adhérent à ceux-ci, il doit être limité au maximum pour assurer la pérennité de nos restaurations.** (68), (69), (70)

Le stress de contraction dépend de plusieurs facteurs, principalement des propriétés intrinsèques du biomatériau et notamment des propriétés de sa matrice résineuse et son taux de charge, du type de polymérisation, de la technique de restauration et enfin de la forme de la cavité (70), (71) :

- Les propriétés intrinsèques du matériau sont déterminées par le fabricant :
 - Le **retrait volumétrique** dépend de la *quantité de charge* et du *degré* de conversion de sa matrice résineuse. Ainsi, un matériau chargé se contracte moins. Généralement, le retrait volumétrique d'une résine composite fluide est de 5% et de 2 à 3% pour une résine hybride classique. Un degré de conversion plus faible permettrait de réduire le stress de polymérisation mais ceci n'est pas acceptable en pratique en raison du risque de défaut d'adaptation marginale.
 - Le **comportement viscoélastique** correspond à la **capacité d'écoulement** du matériau au début de la réaction de prise (phase « pré-gel ») puis au **module d'élasticité** acquis au cours de la polymérisation (phase « post-gel »). Ce comportement dépend essentiellement de la *cinétique de la polymérisation* et du *taux de charge*. Lors de la phase « pré-gel », le matériau possède donc une capacité de déformation plastique qui est par définition irréversible. Il est à ce moment-là capable de dissiper les contraintes qui lui sont appliquées. Cette phase doit être la plus longue possible pour dissiper un maximum de ces contraintes. A partir du point G, ou « point de gélification » commence la phase « post-gel », le matériau ne se déforme plus et transmet plus de contraintes aux tissus dentaires. Les résines duales ont une phase pré-gel plus longue que les résines photopolymérisables mais la chimopolymérisation est souvent incomplète et nécessite une photopolymérisation complémentaire.

Ainsi, le **mode de polymérisation** de la colle ou de la résine composite ne semble pas être un critère de choix significatif pour diminuer le stress de polymérisation. Cependant, la cinétique de polymérisation de type « soft start » (faible valeur d'irradiance lumineuse au début de la réaction puis irradiance forte) permettrait de réduire le retrait de polymérisation mais pas forcément le stress de polymérisation en lui-même. Par ailleurs, lorsque le taux de charge augmente, le module d'élasticité augmente, le matériau est plus rigide et donc sa capacité de déformation est moindre. Il transmet alors plus de contraintes à la cavité. Plus un matériau est élastique avec un faible module d'élasticité, plus il est capable d'absorber les contraintes mais ses propriétés mécaniques (résistance à l'usure notamment) sont moindres).

En résumé, plusieurs propriétés intrinsèques du matériau interviennent dans la gestion du stress de polymérisation parfois de façon antagoniste. Un matériau fluide avec une plus grande capacité d'écoulement et faiblement chargé avec un faible module d'élasticité se rétracte plus mais transmet moins de contraintes à la dent lors de la polymérisation. A l'inverse, un matériau plus visqueux avec une faible capacité d'écoulement et fortement chargé avec un module d'élasticité élevé se rétracte moins mais transmet plus de contraintes à la dent. Il possède néanmoins de meilleures propriétés mécaniques assurant ainsi un meilleur vieillissement du joint. Ce sont donc les résines composites chargées qui devraient être choisies comme résine composite de collage. Il est cependant possible de créer une couche élastique qui absorbera au moins en partie les contraintes au cours de la polymérisation afin d'éviter le détachement et l'altération de la couche hybride. Cette couche élastique peut être réalisée grâce à une résine composite fluide qui présente une élasticité supérieure à celle des autres matériaux de restauration. Par ailleurs, comme nous l'avons déjà décrit plus haut cette couche permet de renforcer les parois résiduelles et d'éliminer les contre-dépouilles. Elle joue également à nouveau un rôle dans l'absorption des contraintes occlusales.

▪ La configuration et la compliance de la cavité (70), (72), (73), (74):

Quand le retrait de polymérisation d'une résine composite ou d'une colle est limité par son adhésion aux murs de la cavité, deux variables doivent être considérées, à savoir le facteur C et la compliance de la cavité (70) :

- Le **facteur C**, correspondant au degré de confinement du matériau, est calculé par le rapport du nombre de faces collées sur le nombre de faces libres du matériau. Ainsi, une cavité de classe I a un facteur C élevé de $5/1=5$, une cavité de classe IV a un facteur C faible de $1/5$, une classe II a généralement un facteur C intermédiaire.

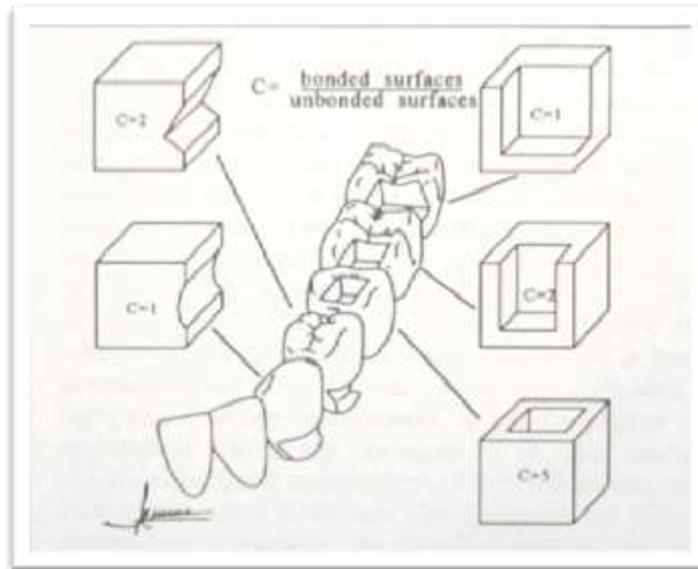


Figure 14 : Schéma d'illustration du facteur C de différentes cavités (75)

- La **compliance de la cavité** se définit comme la capacité d'une cavité organique à adapter son volume à une pression. Ceci est facilement transposable à une cavité dentaire dans laquelle les parois doivent se déformer pour résister aux contraintes qui leur sont appliquées. Elle correspond donc à la rigidité ou à la mobilité des murs de la cavité et à une possible flexion cuspidienne. Ainsi, une cavité de classe I possède une faible compliance contrairement à une cavité de classe II.

L'influence de la géométrie de la cavité et de sa compliance sur le stress de polymérisation et l'intégrité de l'interface de collage ont été et sont toujours un sujet d'intenses débats dans la littérature (72).

Tout d'abord, il existe bien une corrélation entre le stress de polymérisation et la présence de microhiatus au niveau de l'interface de collage (71).

Pour des systèmes avec une compliance proche de zéro, il a été démontré une forte corrélation entre un grand facteur C et de forte valeur de stress de polymérisation. Or ceci ne peut pas s'appliquer à toutes les cavités dentaires car elles peuvent posséder une certaine compliance et absorber une partie des contraintes reçues (74). Il a en effet été démontré que la **relation entre le facteur C et le stress de polymérisation dépendait de la compliance de la cavité** (73).

Il faudrait donc pouvoir évaluer la compliance de la cavité. Il semble que le facteur C et la compliance de la cavité aient une relation inverse. En effet, on considère qu'une cavité de classe I possède un facteur C élevé et une faible compliance. Le fond d'une cavité aux murs épais aura également une faible compliance. Pour une cavité de classe II, le facteur C est diminué et la compliance de la cavité augmente. Il en sera de même vers les sommets cuspidiens de n'importe quelle autre cavité.

Ainsi, comme précédemment cité **pour des systèmes faiblement compliant, le stress de polymérisation augmente quand le facteur C augmente. Cependant, cette relation diminue peu à peu et tend même à s'inverser à mesure que la compliance des systèmes utilisés augmente** (73). Il s'agirait donc de trouver le meilleur compromis entre facteur C et compliance de la cavité pour diminuer le stress de polymérisation.

Pour une cavité de classe I ou au fond d'une cavité volumineuse, la compliance du système est faible et/ou le facteur C élevé, il s'agirait donc, pour limiter le stress de polymérisation, de diminuer le facteur C et/ou d'augmenter la compliance de la cavité. Pour une cavité de classe II ou au niveau des sommets cuspidiens, il pourrait s'agir d'augmenter le facteur C et de diminuer la compliance de la cavité. (72), (73)

Lorsque la compliance de la cavité est faible (cavité de classe I ou fond de cavité), le facteur C peut être diminué par l'utilisation d'un substitut dentinaire et/ou la réduction de certaines parois afin d'obtenir une cavité plus à plat. Ceci peut paraître contraire au principe d'économie tissulaire mais si le stress de polymérisation est diminué, la pérennité de la restauration n'en sera qu'améliorée.

Par ailleurs, il existe une corrélation dépendante de la compliance de la cavité entre le stress de polymérisation et le taux de charge d'une résine composite (72). La compliance de la cavité peut être augmentée par l'application d'une fine couche de résine peu chargée et donc avec un faible module d'élasticité qui absorbera les contraintes et diminuera le stress de polymérisation. Pour une cavité de classe II ou vers les sommets cuspidiens, la compliance est importante et le facteur C diminué, le stress de polymérisation peut être diminué par l'emploi d'une résine composite chargée.

Ainsi, on peut penser qu'au fond d'une cavité, là où la compliance est faible, une résine composite faiblement chargée doit être appliquée en faible épaisseur pour absorber les contraintes puis un substitut dentinaire en résine composite chargée permet d'augmenter la résistance des parois dans le sens où un trop grand stress transmis à des parois très compliantes risquerait d'entraîner l'apparition d'un microhiatus et/ou une fracture (72).

Ces résultats font encore partie de publications récentes (2016) et d'autres études sont nécessaires pour mieux comprendre les relations entre facteur C, taux de charges, compliance de la cavité et stress de polymérisation. D'autres facteurs sont susceptibles d'intervenir comme par exemple le volume de la cavité qui pourrait se révéler plus significatif que le facteur C (74).

3.5.3 La géométrie de la cavité doit permettre de faciliter la procédure clinique du collage

3.5.3.1 Pose de la digue

La pose de la digue est indispensable pour les procédures de collage actuelle (14). En effet, elle permet de (76) :

- Optimiser la qualité des restaurations adhésives par le contrôle de l'interface de collage en permettant de travailler à l'abri de l'humidité et des bactéries buccales issues du sang et de la salive.
- Assurer la sécurité du patient en le protégeant des risques d'ingestion ou d'inhalation de débris de matériaux potentiellement toxiques.
- Assurer la sécurité de l'équipe (opérateur et assistante) en réduisant les risques d'inhalation d'aérosols contaminants infectieux.
- Favoriser l'ergonomie de la procédure, pour gagner du temps et diminuer la fatigue opératoire, notamment visuelle.

Lorsque les limites sont juxta ou infra-gingivales, la pose d'un champ opératoire peut s'avérer difficile. Il convient alors de réaliser une remontée de la marche proximale. Celle-ci doit se faire elle-même sous champ opératoire dans la mesure du possible et/ou à l'aide d'un matriçage efficace (19). Idéalement, la remontée de la marche proximale doit être réalisée en résine composite.

L'utilisation de CVI et CVIMAR est plutôt réservée aux cas où l'obtention des conditions de collage adéquates est impossible en raison de leur adhésion spontanée aux tissus dentaires et de leur relative tolérance à l'humidité.

3.5.3.2 *Élimination des excès*

La présence de matériau d'assemblage en excès peut avoir une influence néfaste sur le parodonte adjacent. Ainsi, il convient d'éliminer ces excès et de polir correctement le joint dento-prothétique. Afin de faciliter cette procédure une certaine distance de la préparation par rapport au point de contact est nécessaire, idéalement 2 mm. Par ailleurs, ceci permet de faciliter la prise d'empreinte et de séparer les dies sur le modèle de travail. (77)

3.5.3.3 *Repositionnement de la pièce prothétique*

La pièce doit pouvoir être repositionnée facilement et complètement. Le risque de mauvais positionnement de la pièce prothétique est évité en réduisant et simplifiant l'anatomie occlusale de la préparation. Il peut parfois s'avérer judicieux de préparer une ou plusieurs petites dépressions à l'aide d'une fraise boule, voire une petite boîte occlusale, qui ont aussi l'avantage d'améliorer la rétention de l'obturation provisoire. (77), (78)

3.6 Conclusion

Ainsi, le collage joue un rôle majeur dans la pérennité de la restauration et des structures résiduelles de la dent mais également de son environnement parodontal. Toutes les caractéristiques des biomatériaux sont à prendre en compte pour mener à bien cette étape, que ce soit les différentes propriétés des colles ou résines composites mais aussi les traitements de surfaces qu'elles impliquent tant au niveau des pièces prothétiques que des surfaces dentaires. Le collage en lui-même a permis de révolutionner la préparation des cavités basée désormais sur l'économie tissulaire selon le principe de « Biomimétique ». Par ailleurs, nos préparations peuvent elle-même permettre d'optimiser le collage. En effet, le scellement dentinaire immédiat peut améliorer la force d'adhésion et l'adaptation marginale de la restauration. Cependant, le principal problème des colles reste le stress qu'elles génèrent au moment de leur polymérisation. De nombreux auteurs se sont demandés comment nos préparations et nos techniques de restaurations pouvaient réduire ce stress. Les essais réalisés sont souvent *in vitro* et/ou ne concernent que les restaurations en résine composite en méthode directe. Les essais concernant les restaurations partielles postérieures collées sont encore limités et l'on ne peut que formuler des hypothèses par extrapolation des résultats obtenus.

Ainsi, le facteur C et encore plus important, le volume de la cavité devraient être le plus faibles possibles dans le cas de cavités rigides et l'application d'une fine couche de résine composite fluide faiblement chargée semble, à ce jour, être le moyen le plus fiable pour dissiper ces contraintes de polymérisation. Enfin, nos préparations doivent permettre de faciliter au mieux la procédure clinique de collage et notamment l'élimination des excès indispensable à la bonne santé parodontale. La pose d'un champ opératoire devient incontournable.

4 Impact des biomatériaux et de leur mode de fabrication sur les préparations pour restaurations partielles postérieures collées

4.1 Introduction

Dans le secteur postérieur, les restaurations partielles peuvent être réalisées avec différents matériaux, à savoir les alliages, les céramiques et les résines composites. Du fait de la demande esthétique des patients de plus en plus importante d'une part et d'autre part, du fait de l'augmentation du prix des alliages précieux ainsi que de la volonté de préserver les tissus dentaires, nous nous concentrerons uniquement sur les céramiques et les résines composites qui peuvent être collées (79). Dans un premier temps, nous étudierons les caractéristiques, les avantages et inconvénients ainsi que les indications de ces deux grandes familles de biomatériaux. Dans un second temps, nous tenterons de dégager de la littérature les critères de choix permettant de nous guider en pratique clinique. Enfin, nous verrons les principes généraux de préparations dentaires puis les particularités en fonction des familles et sous-familles de chaque biomatériau.

4.2 Les céramiques

4.2.1 Généralités sur les céramiques

4.2.1.1 Définition (53), (80)

Il faut tout d'abord définir ce qu'est le **verre**. Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice et qui possède une structure vitreuse, c'est-à-dire désordonnée. Il est obtenu par agglomération puis frittage d'une poudre. Le frittage se définit comme une opération effectuée en métallurgie des poudres pour réaliser par chauffage une agglomération des produits traités, afin de leur donner une cohésion et une résistance suffisante sans avoir recours à une fusion complète. Les verres présentent une très bonne biocompatibilité mais ce sont des matériaux fragiles et cassants. Les céramiques sont un type de verre obtenu par la fusion d'oxydes métalliques à haute température qui deviennent solides à température ambiante. Ce sont aussi des matériaux inorganiques composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et borures. Les liaisons chimiques obtenues sont fortes et de natures ionique ou covalente. Les céramiques dentaires, en tout cas dans leur forme originelle, sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre (désordonnée) renforcée par une phase cristalline dispersée (ordonnée). L'incorporation de cette phase cristalline dans la matrice vitreuse a permis une amélioration significative de la dureté et de la résistance des céramiques par rapport à celles du verre.

4.2.1.2 Classification (53), (80), (81)

Les céramiques dentaires peuvent être classées de différentes façons.

- En fonction de leur température de frittage

Type de céramiques	Température de fusion	Indications
Céramique haute fusion	1 280 °C-1 390 °C	Prothèse adjointe
Céramique moyenne fusion	1 090 °C-1 260 °C	« Jacket » ou matrice platine
Céramique basse fusion	870 °C-1 065 °C	Céramométallique pour émaillage des métaux
Céramique très basse fusion	660 °C- 780 °C	Céramométallique pour émaillage du titane et de l'or à bas intervalle de fusion

Tableau 1 : Classification des céramiques suivant leur intervalle de fusion, d'après Sadoun M. (1995) (81)

- En fonction de leur utilisation : céramique cosmétique ou céramique d'infrastructure. Cependant, cette classification est ambiguë car certaines céramiques peuvent être utilisées comme céramiques d'infrastructure et/ou cosmétique comme les vitrocéramiques par exemple.

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

- En fonction de la composition :
 - Céramiques riches en silicates :

Historiquement, ce sont les premières céramiques utilisées en prothèse dentaire. On retrouve dans cette catégorie les céramiques feldspathiques de première génération, les céramiques feldspathiques de deuxième génération renforcées par de la leucite et les vitrocéramiques. Elles sont principalement utilisées comme céramiques cosmétiques. Les vitrocéramiques peuvent également être utilisées comme matériau d'infrastructure et pour la réalisation de restaurations partielles collées lorsqu'elles sont renforcées en leucite et en disilicate de lithium (IPS e.max Press par exemple).

- Céramiques alumineuses :

Elles sont constituées principalement d'alumine (Al_2O_3). En fonction de la teneur en alumine, plusieurs catégories peuvent être distinguées :

- 40 % : « Jacket » de Mac Lean ;
- 65 % : Cérestore, AllCeram[®] ;
- 85 % : In-Céram[®] (Alumina, Zirconia, Spinell) ;
- 98 % : Procera[®].

- Céramiques à base d'oxyde de zirconium (zircone) : ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques très élevées.

- En fonction de la microstructure :

- Céramiques vitreuses : céramiques feldspathiques et vitrocéramiques

Elles ont une **structure biphasée** : une phase cristalline est dispersée dans une matrice vitreuse. Les vitrocéramiques sont des matériaux mis en forme à l'état de verre puis traités thermiquement pour obtenir une cristallisation partielle et contrôlée.

- Céramiques infiltrées :

Une phase vitreuse est secondairement infiltrée dans l'infrastructure cristalline préalablement frittée.

- Céramiques polycristallines (à base de zircone ou d'alumine) :

Elles sont composées uniquement de cristaux, ce qui leur confère une haute résistance par rapport aux céramiques vitreuses et infiltrées.

- En fonction du procédé de mise en forme :

- Céramiques injectées sous pression ou « pressées » :

Cette technique ne concerne que les vitrocéramiques (exemple : IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent)). Le matériau céramique doit passer par un état pâteux permettant son injection à haute température dans la cavité d'un moule en matériau réfractaire ayant la forme de l'élément prothétique à réaliser. Cette technique rappelle la technique de la « cire perdue ».

- Céramiques infiltrées :

Ce type de mise en œuvre, appelée également « technique de la barbotine », a été mis au point et utilisé avec la céramique In-Ceram[®]. Le matériau de base, la barbotine, est une suspension d'alumine dans de l'eau. Sa cuisson permet l'élaboration d'une structure en céramique pré-frittée poreuse qui est ensuite infiltrée par un verre à température élevée et de viscosité très faible comblant ainsi les porosités.

- Céramiques usinées :

Les céramiques usinées sont préparées industriellement sous forme de blocs ou de cylindres destinées à être usinées à l'aide d'un système de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO). Les blocs peuvent être déjà totalement densifiés ou seulement pré-frittés. De nombreux matériaux peuvent être usinés. Dans le cadre de restaurations céramo-céramiques, les matériaux usinés sont essentiellement les vitrocéramiques, les céramiques infiltrées (In-Ceram[®]), les céramiques à base de zircone et le système Procera[®] qui diffère légèrement des autres.

Ces différents procédés de mise en forme permettent l'élaboration d'infrastructure pour les systèmes tout céramiques mais également la fabrication d'inlays, onlays et facettes. Ce sont des céramiques vitreuses (feldspathique ou vitrocéramiques, renforcées ou non) qui seront utilisées comme matériau d'émaillage dans les systèmes tout céramique.

A ces trois catégories peuvent s'ajouter la technique traditionnelle d'élaboration d'une céramique cosmétique et d'une couronne unitaire sur revêtement réfractaire, à savoir le mélange d'une poudre à un liquide de modelage qui subira différents frittages.

4.2.1.3 Propriétés des céramiques (53), (80), (81)

4.2.1.3.1 Biocompatibilité des céramiques

Les céramiques utilisées pour la réalisation de prothèses céramo-céramiques sont des biomatériaux **bioinertes**, c'est-à-dire qu'aucune couche fibreuse ne s'interpose entre le biomatériau et les tissus environnants. Il n'y a donc aucune inflammation chronique au contact de ces matériaux mais aucune liaison chimique vraie ne s'établit avec les tissus. Ce ne sont donc pas des biomatériaux bioactifs. Les propriétés chimiques des céramiques expliquent leur biocompatibilité. En effet, les liaisons chimiques impliquées dans la cohésion du matériau sont fortes et se dégradent peu même dans des environnements agressifs.

4.2.1.3.2 Propriétés mécaniques

▪ Résistance mécanique

Les céramiques ont de manière générale une faible résistance à la rupture en flexion et en traction mais sont très résistantes en compression. Elles ont un comportement de type « **fragile** », ce sont des matériaux cassants.

▪ Module d'élasticité ou module d'Young

Sa mesure permet d'évaluer la rigidité d'un matériau, c'est-à-dire le rapport qui s'établit entre la contrainte appliquée et la déformation mesurée. La céramique a une rupture « fragile », il n'y pas ou peu de déformation plastique contrairement aux métaux.

Cependant, certaines céramiques et notamment les céramiques polycristallines peuvent résister à des contraintes très élevées même en l'absence totale de plasticité.

▪ Ténacité maximale ou résistance à la propagation de fissure

Elle désigne la capacité du matériau à résister aux contraintes exercées par une amorce de fissure. Dès que la fissure atteint une taille « critique », celle-ci se déplace instantanément sans perte d'énergie et provoque la fracture du matériau. Cependant, les matériaux céramiques résistent longtemps à la fissuration, on parle de « fissuration rampante ». Ainsi, plus la résistance du matériau à la propagation des fissures est grande, plus la fracture est tardive. Une ténacité élevée peut laisser espérer une pérennité importante de la restauration.

4.2.1.3.3 Propriétés optiques

Plus que les propriétés optiques, c'est l'impression visuelle finale qui compte. Celle-ci dépend de nombreux facteurs en rapport avec les propriétés optiques de chacun des constituants de la céramique et l'on peut obtenir des rendus plus ou moins opaques ou translucides, des luminosités variables, des effets de fluorescence, d'opalescence avec des teintes et des saturations différentes. L'éventail des couleurs disponibles varie selon la famille du matériau choisi. Les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques peuvent être aisément colorées et la variété de couleurs est infinie.

Cet éventail est moindre pour les autres types de céramiques. L'opacité est également un facteur déterminant. Elle correspond à l'intensité lumineuse réfléchie sur l'intensité lumineuse réfléchie et transmise. Elle est facilement modulable pour les céramiques feldspathiques et les vitrocéramiques (de 40% à 100% selon le taux d'opacifiant et la cristallisation), les céramiques infiltrées et polycristallines sont considérées comme beaucoup plus opaques.

4.2.1.3.4 Aptitude au collage

- Collage des céramiques vitreuses

Leur microstructure biphasée et leur composition riche en silice font que ce sont des céramiques aptes au mordantage à l'acide fluorhydrique. Ceci permet l'obtention d'une adhésion forte avec les colles après mordantage et application d'un silane. Ces céramiques ayant des propriétés mécaniques faibles, le collage est même une nécessité car il permet d'une part, la mise en compression des fissures de l'intrados des restaurations par la rétraction de polymérisation de la colle et d'autre part, une relaxation partielle des contraintes grâce au faible module d'élasticité des résines de collage.

- Collage des céramiques d'infrastructure à haute résistance (alumine et zircon)

La phase vitreuse est fortement réduite voire absente pour les céramiques polycristallines. De même, la silice a totalement ou presque disparue au profit de l'alumine et/ou de la zircon. Ceci a permis une amélioration très significative des propriétés mécaniques mais a entraîné une opacification qui implique de ne les utiliser que comme matériau d'infrastructure.

Elles sont inaptes au mordantage à l'acide fluorhydrique et la silanisation est inefficace sur ces surfaces. Un sablage ou un traitement tribo-chimique (sablage réactif qui dépose une couche de silice) permet d'adhérer à ces céramiques en créant une surface rugueuse. Néanmoins, la nécessité du collage pour renforcer la restauration disparaît et l'on peut se demander s'il est toujours nécessaire d'obtenir une adhérence élevée pour ce type de restauration. Ceci dépendra de la situation clinique (préparation aux parois convergentes, de faible hauteur par exemple).

4.2.2 Les céramiques utilisées pour la réalisation de restaurations partielles postérieures collées

4.2.2.1 Les différentes céramiques

Les céramiques utilisées pour la réalisation de restaurations partielles postérieures collées sont les **céramiques vitreuses**. Elles présentent une structure biphasée et possèdent donc une matrice vitreuse. Comme nous l'avons décrit plus haut, cette matrice peut être dissoute par l'acide fluorhydrique créant ainsi des rugosités à la surface de la céramique lui conférant son excellente aptitude au collage à condition d'y appliquer une couche de silane. Cette famille de matériaux ne possédant pas d'excellentes propriétés mécaniques, le collage est indispensable pour donner sa résistance finale à l'ensemble dent/restauration mais leurs propriétés optiques optimales en font les matériaux de choix pour la réalisation de restaurations partielles collées postérieures mais aussi antérieures. Il existe différents types de céramiques vitreuses et différentes méthodes de mise en forme, chacune ayant des propriétés qui leur sont propres.(79), (82)

4.2.2.1.1 Les céramiques cuites sur revêtement réfractaire (frittées)

La céramique cuite sur un die (MPU, Modèle Positif Unitaire) est la méthode de réalisation traditionnelle et la plus ancienne d'élément céramique. Les céramiques utilisées sont les céramiques feldspathiques, ce sont également celles servant à l'émaillage des métaux dans le cadre de restaurations céramo-métalliques. Elles sont également appelées céramiques d'émaillage (27). Elles sont obtenues par montage artisanal de poudres.

Elles présentent un taux important de défauts et de porosités et comprennent peu de cristaux (79). Si la possibilité de créer des effets très sophistiqués de couleur et de translucidité grâce à une technique de stratification en pleine épaisseur fait qu'elles peuvent encore être utilisées dans la réalisation de restaurations partielles antérieures collées (27), leurs faibles propriétés mécaniques font qu'elles ne sont plus indiquées pour la réalisation de restaurations partielles collées en secteur postérieur où les contraintes sont plus importantes (83). Les céramiques feldspathiques frittées et renforcées en leucite (Optec® HSP), en alumine (Hi-Ceram®) et en zircone ainsi que les céramiques coulées (système Dicor® et céramique à base d'hydroxyapatite) ne seront pas abordées dans ce chapitre car elles ne sont plus ou peu utilisées dans la réalisation de restaurations partielles collées du fait de leurs propriétés mécaniques inférieures à celles des vitrocéramiques et/ou de leurs faibles propriétés esthétiques (53).

4.2.2.1.2 Les vitrocéramiques ou céramiques renforcées

Les vitrocéramiques peuvent être renforcées en leucite (IPS Empress et IPS Empress CAD, Ivoclar-Vivadent) ou en disilicate de lithium (IPS e.max Press et CAD, Ivoclar-Vivadent) et plus récemment en monosilicate de lithium et zircone (IPS e.max ZirPress et ZirCAD, Ivoclar-Vivadent) (53). Ces céramiques ont une composition légèrement différente de celle des céramiques d'émaillage. En effet, elles subissent un traitement thermique particulier qui permet d'augmenter et d'optimiser leurs propriétés mécaniques, c'est pourquoi elles sont régulièrement qualifiées de céramiques « **renforcées** » (53), (81). Elles présentent une dureté moindre par rapport aux céramiques infiltrés ou polycristallines et ont l'avantage de moins user les dents antagonistes (84). Elles ont également un module d'élasticité proche de l'émail (60 à 110 GPa), ceci est à mettre en rapport avec le principe de « Biomimétique » décrit plus haut (27). Elles sont obtenues soit par pressée à partir d'un lingotin, soit par CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) à partir d'un bloc qui peut être soit déjà fritté ou seulement pré-fritté.

Type	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité K1c (MPa.m ^{1/2})	Module d'élasticité (GPa)
Céramique vitreuse Disilicate de lithium	250 - 350	1	90 - 110
Céramique vitreuse Leucite	100 - 160	0,7 - 1	60 - 80
Céramique infiltrée	350 - 600	2,5 – 3,5	255 - 285
Céramique polycristalline ZrO ₂	900 - 1250	7 - 10	200

Tableau 2 : Quelques propriétés mécaniques des céramiques (53)

4.2.2.1.2.1 *Les vitrocéramiques pressées (53), (80), (81)*

Elles sont obtenues en deux temps, un temps industriel et un temps au laboratoire de prothèse. Tout d'abord, l'industriel fabrique un lingotin de céramique au sein duquel le nombre et la taille des cristaux sont contrôlés par « céramisation ». Il s'agit d'un traitement thermique particulier se faisant par paliers, un premier palier à basse température permet la germination des cristaux et un second palier à plus haute température favorise leur croissance.

Le prothésiste confectionne la maquette en cire calcinable de l'élément à réaliser ainsi que ses tiges de coulée, l'ensemble est alors mis en revêtement et le cylindre est placé dans un four de chauffe. Un ou plusieurs paliers de température sont observés. Le lingotin ramolli est alors injecté sous une pression de 4 bars environ. Après refroidissement, les pièces pressées peuvent être récupérées. Le système IPS Empress développé par la société Ivoclar est constitué de vitrocéramiques renforcées en leucite. Leur résistance à la flexion est située autour de 160 MPa. Il existe désormais plusieurs couleurs et différentes translucidités de lingotins (IPS Empress Esthetic) permettant un résultat esthétique optimal.

Il existe également d'autres céramiques renforcées en leucite : PM9 (Vita), Authentic (Jensen), OPC (Pentron), CZR (Noritake), Finesse All Ceramic (Dentsply). La société Ivoclar a également développé des vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium avec tout d'abord l'IPS Empress 2 puis l'IPS e.max Press et IPS e.max Press Multi afin d'améliorer les propriétés mécaniques et notamment la résistance à la flexion qui est située autour de 350 Mpa. Récemment est apparue l'IPS e.max ZirPress (Ivoclar) avec des propriétés mécaniques encore améliorées mais qui n'est pas encore réellement indiquée par le fabricant pour la réalisation de restaurations partielles postérieures (85).

4.2.2.1.2.2 *Les vitrocéramiques usinées (53), (80), (81), (86)*

Les vitrocéramiques destinées à être usinées ont sensiblement la même composition et la même microstructure que les vitrocéramiques pressées. Elles se présentent sous forme de blocs fabriqués industriellement. On distingue également les vitrocéramiques renforcées en leucite comme l'IPS Empress CAD (Ivoclar-Vivadent), Paradigm C (3M Espe), en disilicate de lithium (IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent)) et en monosilicate de lithium et zircon (Celtra Duo (Dentsply), Suprinity (Vita), IPS Empress ZirCAD (Ivoclar-Vivadent)). La cuisson dans un four à céramique est obligatoire pour l'e.max et le Suprinity car la couleur du bloc est différente (bloc pré-fritté violet) de celle des tissus dentaires, cela permet l'acquisition des propriétés mécaniques.

Que la céramique soit pressée ou usinée, plusieurs protocoles ont été proposés pour assurer l'intégration esthétique de la restauration (53) :

- La coloration de surface ou maquillage : dans un premier temps la pièce est réalisée entièrement puis elle est secondairement colorée en surface par apport de minces couches successives de colorants adaptés jusqu'à l'obtention de la couleur souhaitée. Cette étape peut être réalisée par le praticien ou par le prothésiste. L'existence de multiples couleurs et opacités ainsi que des blocs et lingotins en dégradés (e.max Press et CAD Multi, Empress CAD Multi (Ivoclar)) permettent d'obtenir des résultats esthétiques tout à fait acceptables.

- La technique de stratification : une infrastructure céramique est réalisée puis recouverte de céramique cosmétique adaptée de manière conventionnelle. Cette étape est réalisée par le prothésiste et permet un résultat esthétique optimal. Cette technique est plutôt utilisée pour la réalisation de couronnes et facettes.

4.2.2.2 Les systèmes de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) (86), (87)

Nous développerons essentiellement le système Cerec qui utilise une technique d'acquisition par empreinte optique grâce à un rayon laser. Il s'agit d'un système permettant la Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) de pièces prothétiques. Le système Cerec est apparu dans sa première version en 1987 et ne permettait que la réalisation de restaurations intracoronaires type inlay. Sa deuxième version est apparue en 1993 et en 2001 ont été mis au point le Cerec 3 et le Cerec Lab réservé à une utilisation en laboratoire de prothèse. L'unité d'usinage Cerec MC XL est apparu en 2011. Ces systèmes permettent désormais la fabrication des restaurations partielles mais aussi de couronnes unitaires et de bridges de faibles étendus voire même de restaurations multiples pour la dernière version.

Le Cerec est un système composé d'une unité de prise d'empreinte et de conception (Cerec AC), d'une caméra intra-orale (Cerec BlueCam et Cerec OmniCam) et d'une unité d'usinage (Cerec MC, MC X et XL). Le principal avantage du système Cerec est de réaliser des restaurations en une seule séance, directement au fauteuil sans passer par un laboratoire de prothèse. Le terme de CFAO directe est alors employé. Le praticien prend une empreinte du site à restaurer, de l'arcade antagoniste et enregistre l'occlusion directement dans la bouche du patient grâce à la caméra intra-orale (Cerec BlueCam ou Cerec OmniCam). Cette caméra fonctionne selon le principe de projection d'une lumière structurée. Pendant la prise de vue, un motif est projeté et balaie la surface à enregistrer. Les franges de lumière se déforment selon le relief et ces déformations sont enregistrées selon le principe de la triangulation active (émetteur/objet/récepteur formant un triangle). Le logiciel (unité CerecAC) utilise les données ainsi recueillies pour élaborer un modèle virtuel en trois dimensions et permettre au praticien de modéliser la restauration à l'écran. Les données numériques de la restauration sont transmises à l'unité d'usinage (Cerec MC XL) et celle-ci peut être réalisée par fraisage d'un bloc du biomatériau choisi. La pièce « brute » ainsi usinée doit alors subir une finition lui permettant d'acquérir son aspect esthétique définitif. La finition se fait après maquillage, soit par polissage de la surface soit par glaçage dans un four à céramique. La céramique au disilicate de lithium IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) peut être glacée et cristallisée simultanément.

D'autres systèmes d'usinage sont également commercialisés comme par exemple DCS Precident (Dental AG Suisse), Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) ou encore Digital Dental System (Cynovad PRO50), ... (86)

4.2.2.3 *Quelle céramique choisir ?*

En 2009, la Haute Autorité de Santé (HAS) (88) a publié un rapport sur les reconstitutions des dents par inlay/onlay. Ce rapport conclut que seules les restaurations réalisées par CFAO ont été évaluées sur le long terme et présentent un taux de survie de 90 % à 10 ans. Les restaurations réalisées en céramique pressée présentent un taux de survie également acceptable de 90 % à six ans et 80 % à 12 ans (88), (89). Il n'existe pas d'étude comparant la longévité des restaurations pressées et réalisées par CFAO même si celles-ci présentent des taux de survie acceptables et supérieures à la technique de stratification traditionnelle.

L'adaptation marginale et interne se situe dans la limite acceptable de 100 μm pour les céramiques pressées et usinées (90) même s'il semblerait qu'une précision supérieure soit obtenue avec les céramiques usinées (91). Le système Cerec MC XL promet une précision d'adaptation de l'ordre de 20 μm (87).

Les blocs de céramiques utilisés pour la CFAO sont fabriqués industriellement permettant une injection sous haute température et comprenant plusieurs étapes de contrôle des proportions, des temps d'usinage, de coulée, de pression et de température (79). Ces conditions de fabrication optimales permettent d'augmenter la densité et de diminuer les porosités améliorant ainsi les propriétés mécaniques. Cependant, il semblerait que l'usinage puisse entraîner une fracture des bords fins ainsi que des défauts dans le matériau (79), (92). Le biseautage des bords de la préparation est donc à proscrire

Ainsi, les restaurations CFAO semblent plus précises et reproductibles avec des matériaux fabriqués de manière contrôlée. La mise en œuvre de la céramique pressée semble plus opérateur-dépendante et l'on peut supposer de meilleures propriétés mécaniques pour les matériaux usinés. Cependant, le rendu esthétique de la pièce pourrait être meilleur avec la technique de la céramique pressée car elle fait appel à l'expérience du prothésiste alors qu'avec le système Cerec c'est le praticien qui réalise le maquillage de la restauration. Il est néanmoins important de noter que le prothésiste peut également utiliser le système Cerec grâce au CerecLab pouvant ainsi maquiller ou stratifier lui-même les pièces.

Par ailleurs, les céramiques enrichies en disilicate de lithium, bien que présentant des propriétés mécaniques améliorées, sont encore d'apparition trop récente pour apprécier leur taux de survie à moyen et long termes qu'elles soient usinées ou pressées. Elles semblent cependant présenter le meilleur compromis entre propriétés mécaniques et propriétés optiques. En effet, elles existent en différentes couleurs et translucidités tout en permettant le maquillage et/ou la stratification le cas échéant. Le maquillage apparaît néanmoins plus compliqué en ce qui concerne les blocs usinés en raison de leur couleur violette avant cuisson. Elles possèdent une résistance à la flexion, une ténacité et un module d'élasticité supérieurs aux céramiques renforcées en leucite. Ces deux types de céramiques possèdent par ailleurs un taux d'usure similaire à celui de l'émail (53). Notre choix se portera donc préférentiellement sur les céramiques enrichies en disilicate de lithium usinées sauf dans les cas où la demande esthétique est importante, dans quel cas l'on préférera la technique pressée.

4.2.2.4 *Avantages et inconvénients des restaurations en céramique*

Les restaurations partielles collées en céramiques constituent aujourd'hui un moyen fiable de restaurer les dents délabrées dans le secteur postérieur pour peu que l'indication soit bien posée. Malgré leurs nombreux avantages, elles peuvent présenter quelques inconvénients (88) :

Avantages :

- Les restaurations en céramiques ont l'avantage d'être esthétique offrant une variété de couleurs avec des possibilités de maquillage et de stratification. Cette esthétique est stable dans le temps et l'état de surface est parfaitement poli.
- Cet état de surface, les propriétés intrinsèques des céramiques ainsi que la précision de l'adaptation marginale font que les restaurations en céramiques ont une excellente biocompatibilité.
- La restauration partielle postérieure collée permet de restaurer voire d'améliorer la résistance biomécanique de l'ensemble dent/restauration.
- Bien qu'il s'agisse de matériaux dits « fragiles », les céramiques utilisées pour la réalisation de restauration partielle collée présentent des propriétés mécaniques sans cesse améliorées et notamment avec le disilicate de lithium. Ces matériaux sont stables dans le temps et permettent de retrouver une occlusion fonctionnelle avec des surfaces physiologiques. Leur module d'élasticité est proche de celui de l'émail et ceci est à mettre en rapport avec le principe de biomimétique déjà évoqué (53) .
- Il existe une large gamme de choix des matériaux et plusieurs modes de mise en forme sont possibles.
- Bien que cela soit plus difficile par rapport à des restaurations en résine composite, il est possible de réparer les restaurations en céramique grâce à de la résine composite conventionnelle à condition de respecter le protocole de collage sur céramique vitreuse.

Inconvénients :

- S'agissant d'un matériau fragile, les préparations cavitaires devront se faire de manière rigoureuse pour minimiser les contraintes et l'essayage des pièces devra être délicat pour ne pas fracturer la céramique.
- Les restaurations en céramiques peuvent s'avérer plus mutilantes que les restaurations en résine composite et restent plus indiquées pour la réalisation d'onlays que d'inlays.
- En raison du risque de fracture, les restaurations partielles postérieures collées sont contre-indiquées en cas de bruxisme non traité même si les céramiques renforcées en disilicate de lithium semblent donner de bons résultats à court terme (93).

- Etant donnée la dureté de la céramique, il y a un risque d'usure de l'émail antagoniste et des restaurations en résine composite or les vitrocéramiques renforcées en leucite et en disilicate de lithium présente une dureté proche de celle de l'émail. Ceci pourrait élargir le champ d'indication des inlays/onlays en céramique. (53)
- Leur coût de fabrication est important.

4.3 Les résines composites de laboratoire

4.3.1 Généralités

L'utilisation de résine composite en technique directe reste limitée aux cavités de petites étendues en raison du stress de polymérisation et des faibles propriétés mécaniques. Comme nous l'avons déjà décrit plus haut, les résines composites ont globalement toutes la même composition à savoir, une matrice organique et des charges entourées d'un agent de couplage organo-minéral, le silane. Les premières résines composites pour inlay/onlay ont été introduites dans les années 1980. Ces résines étaient alors de composition strictement identique à celles utilisées par les restaurations directes. Leurs nombreux échecs cliniques ont conduit à les abandonner au profit de la céramique. Cependant, les inconvénients des restaurations partielles en céramique ont permis le développement de résines composites pour inlay/onlay dites de seconde génération aux propriétés améliorées, les résines composites de laboratoire à proprement parlé. (79), (94)

4.3.2 Propriétés des résines composites de laboratoire

4.3.2.1 Moyens d'amélioration des propriétés des résines composites de laboratoire

L'amélioration des propriétés des résines composites de laboratoire (ou de deuxième génération) s'est effectuée dans trois domaines, à savoir dans leur structure et leur composition, l'optimisation du degré de conversion et leur renforcement par l'incorporation de fibres (94).

4.3.2.1.1 Structure et composition : augmentation du taux de charges

Les résines composites de laboratoire sont des résines microhybrides contrairement aux résines de première génération qui étaient des microchargées. Les tailles des charges varient de à 0,4 μm à 1 μm . Le taux de charges est également doublé, pouvant dépasser 50% en volume. Ces modifications ont permis l'amélioration des propriétés mécaniques, de la résistance à l'usure et un meilleur rendu esthétique tout en diminuant le retrait de polymérisation dont nous avons déjà évoqué les effets néfastes sur la pérennité des restaurations qu'elles soient directes ou indirectes. (79), (94)

4.3.2.1.2 Optimisation du degré de conversion

Avant la prise, la matrice des résines composites est constituée de monomères. La polymérisation entraîne la formation de chaînes de monomères, les polymères. Cependant, la polymérisation n'est jamais complète et certains monomères restent libres ou partiellement liés aux chaînes.

Ainsi, les propriétés mécaniques de résines composites sont diminuées et leur biocompatibilité est remise en question du fait de la libération possible de monomères et notamment de bisphénol A (95). En technique directe, le taux de conversion de la restauration est aux alentours de 50 à 60 %. Au laboratoire, le prothésiste peut utiliser différentes techniques pour augmenter le taux de conversion (79), (94) :

- Traitement thermique : la pièce, après avoir été montée par couches successivement photopolymérisées, est placée dans un four à une température de 120 à 140 °C. Ceci permet, soit de lier les monomères restants, soit de les volatiliser. Le taux de conversion peut alors atteindre 70 à 80 % (96).
- Polymérisation sous atmosphère d'azote à l'abri de l'oxygène (PremiseTM Indirect, Kerr et Sculpture® PlusTM, Pentron) : l'oxygène contenu dans l'air a tendance à inhiber la polymérisation et, piégé à l'intérieur de la pièce, rend celle-ci plus opaque. La pression de l'azote permet d'éliminer l'oxygène et influence le degré de conversion mais aussi le rendu esthétique.
- Durcissement lent à démarrage progressif (Belleglass NG, Kerr et Cristobal Plus, Dentsply) : un durcissement lent permet d'obtenir un taux de conversion plus élevé.
- Polymérisation sous pression (pour les résines composites SR Chromasit, Ivoclar-Vivadent et Enamic®, Vita) : souvent inférieure à 10 bars en laboratoire et beaucoup plus élevée (plusieurs centaines voire milliers de bars) avec les machines industrielles.

4.3.2.1.3 Renforcement en fibres

Les résines composites peuvent être renforcées en fibres. Il s'agit essentiellement de fibres de verre ou de polyéthylène. Elles peuvent être disposées de façon uni ou multi-directionnelle. Ceci a pour résultat la génération de force de renforcement à l'intérieur du matériau lorsque les forces qui lui sont appliquées sont perpendiculaires aux fibres.(94)

4.3.2.2 Propriétés des résines composites de laboratoire

L'augmentation du degré de conversion et du taux de charge ont permis d'obtenir une résistance à la flexion d'environ 120 à 160 MPa et un module d'élasticité de 8,5 à 12 GPa.

Il est intéressant de noter que le module d'élasticité des résines composites de laboratoire tout comme celui des résines composites de restaurations conventionnelles est proche du module d'élasticité de la dentine (≈ 15 GPa). Ces deux facteurs ne sont pas les seuls responsables de l'amélioration des propriétés mécaniques, sont également à prendre en compte la composition de la matrice résineuse, la taille des charges, ... Les résines composites ont cependant une résistance à l'usure plus faible que les céramiques et l'émail. L'adaptation marginale des restaurations indirectes en résine composite est meilleure que celle des restaurations directes mais elles ont aussi tendance à se dégrader dans l'environnement buccal. Leur solubilité chimique est par ailleurs supérieure à celle des céramiques. (94)

4.3.2.3 Longévité

Les restaurations partielles postérieures collées en résine composite de laboratoire présentent une longévité à court et moyen termes satisfaisantes, 93% à 6 ans et 83% à 11 ans (97). Il manque encore des études pour évaluer leur performance à plus long terme. La HAS met en garde sur l'importance du respect des protocoles de mise en œuvre. Les études actuelles ne mettent pas évidence de supériorité entre céramique et résine composite en termes de longévité. (88)

4.3.3 Modes de fabrication

Il existe plusieurs moyens de réaliser une restaurations partielles en résine composite destinée à un être collée (94) :

- La technique directe consiste à réaliser la pièce directement en bouche après avoir isolé la cavité. La restauration est alors réalisée directement en bouche par apports successifs qui sont photopolymérisés. La pièce est alors retirée de la cavité et va subir une polymérisation thermique complémentaire, finition et polissage. Elle sera ensuite collée.
- La technique semi-directe consiste à prendre une empreinte de la cavité puis à réaliser le montage de la pièce sur une réplique en silicone. De la même façon que pour la technique directe, la pièce va subir une post-polymérisation thermique, finition et polissage et sera ensuite collée.

Il n'existe que très peu d'études évaluant ces méthodes de fabrication.

- La technique indirecte fait appel au prothésiste qui réalise la pièce au laboratoire.
- Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) : il existe désormais des blocs de résine composite pouvant être usinés et notamment compatibles avec le système Cerec comme par exemple le Lava™ Ultimate (3M ESPE) ou le Cerasmart™ (GC). Ces blocs sont fabriqués industriellement dans des conditions qui permettent d'obtenir des propriétés très améliorées (98).
- Leur taux de charge peut atteindre 80 % (contre 70 %) et leur taux de polymérisation est supérieur à 90 voire 95 % (79). Néanmoins, le résultat esthétique est perfectible car il n'existe pas encore de blocs en dégradé et ils doivent être maquillés à l'aide résines composites teintées qui s'usent assez rapidement (82).

4.3.4 Les composites nano-céramiques ou hybrides

La fabrication industrielle a permis la création d'une nouvelle classe de matériaux : les **composites nano-céramiques ou hybrides**. Ils peuvent être classés parmi les matériaux composites car ils résultent de l'assemblage d'au moins deux composants non miscibles dont les propriétés se complètent en synergie (88). Contrairement aux résines composites traditionnelles, les hybrides sont constitués d'une matrice minérale (céramique) et d'un renfort résineux (la résine d'infiltration). La liaison entre les deux phases est également assurée par un silane. On parle également de réseau de céramique infiltré par un polymère (RCIP) (99).

La commercialisation par la société Vita Zahnfabrik sous la dénomination Enamic™ a débuté en 2013. Usinable, ce type de matériau vient élargir la palette des biomatériaux disponible pour la Conception et la Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO). Il possède un module d'élasticité plus proche de celui de la dentine par rapport à la céramique et une dureté moindre mais sa ténacité est comparable voire plus élevée (100). Sa résistance à l'usure reste supérieure à celle de la résine composite. Ces caractéristiques permettent une résistance à la fatigue élevée lors de contacts occlusaux sévères (99). Son usinage est rapide et tolère les bords fins. Cliniquement, de faibles épaisseurs de matériau sont envisageables ainsi qu'une utilisation chez le patient bruxomane (99). De nouvelles études cliniques sont nécessaires pour définir avec précision le champ d'application de cette nouvelle classe de biomatériaux.

4.3.5 Avantages et inconvénients des restaurations partielles postérieures collées en résine composite de laboratoire

Tout comme les restaurations en céramiques, les restaurations en composite de laboratoire présentent des avantages et des inconvénients (88) :

Avantages :

- Les inlays/onlays en composite sont des restaurations plus esthétiques que l'or ou l'amalgame. Il existe un très large choix de couleurs.
- La réalisation d'une restauration partielle postérieure collée en résine composite permet de renforcer l'ensemble dent/restauration. Les propriétés mécaniques sont améliorées grâce notamment à l'augmentation du taux de conversion. Il s'agit d'un matériau moins cassant que la céramique qui est capable d'absorber plus de contraintes. Le module d'élasticité est proche de celui de la dentine. Leur biocompatibilité est bonne.
- La cavité à réaliser est moins délabrante que pour une restauration en céramique.
- Leur coût est modéré.
- Le protocole de mise en œuvre est plus simple que pour les restaurations en céramique.
- Il n'y a pas d'usure des dents antagonistes.
- La réparation est aisée en bouche.

Inconvénients :

- Les résultats esthétiques restent inférieurs à ceux obtenus avec les céramiques et notamment les restaurations en céramique stratifiée. Ces restaurations sont plus sensibles aux colorations exogènes.
- Malgré des propriétés améliorées, ces restaurations ont une faible résistance à l'abrasion et aux forces masticatoires.

4.4 Critères de choix

4.4.1 Indications générales des inlays/onlays (88), (101)

Avant de s'intéresser aux différents critères de choix de biomatériaux, il peut être important de rappeler la place qu'occupent les inlays/onlays/overlays dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste.

Selon le rapport de 2009 publié par la Haute Autorité de Santé (88),

- Si la perte de substance d'une dent est faible, le praticien doit privilégier une restauration en technique directe,
- Si la perte de substance est de moyenne étendue, le praticien doit opter pour une restauration directe par rapport à une restauration indirecte.

Cependant, il faut privilégier les restaurations directes uniquement lorsque cela est possible. En effet, les impératifs biologiques d'économie tissulaire doivent être considérés mais les impératifs biomécaniques ne doivent, pour n'autant, pas être oubliés. En effet, si l'anatomie occlusale, les contacts proximaux, le profil d'émergence ne peuvent être correctement recréés par une résine composite ou un amalgame, alors l'inlay/onlay est indiqué. La restauration directe n'est indiquée que si elle permet de restaurer la dent de manière satisfaisante.

- Si la perte de substance est de grande étendue, il faut privilégier les inlays/onlays aux couronnes périphériques.

Cependant, selon le même raisonnement que précédemment, il ne faut pas hésiter à réaliser une couronne périphérique en tenant compte des impératifs biologiques et mécaniques si l'inlay/onlay ne permet pas de restaurer la dent de manière satisfaisante.

Néanmoins, l'amélioration constante des biomatériaux de restauration et de collage a permis d'élargir le champ d'indication de restaurations partielles postérieures collées. En effet, celles-ci peuvent permettre de restaurer de façon durable les dents pulpées mais aussi les dents dépulpées et l'on peut considérer les indications pour restaurations partielles postérieures collées de la façon suivante (101) :

- En fonction du type et du volume de la cavité :

Selon la classification de Black des pertes de substances, les cavités dont la largeur fait plus du tiers de la largeur vestibulo-linguale et s'il y a perte d'une cuspide, la restauration indirecte est indiquée. Selon la classification SISTA, les sites 1 et 2 et de stades 3 et 4 entrent dans le champ d'indication.

- En fonction du nombre de restaurations :

Lorsque plusieurs restaurations sont indiquées dans un même secteur, il est préférable de les réaliser de manière indirecte et dans le même temps afin d'obtenir des contacts occlusaux et proximaux plus précis.

- En fonction des impératifs occlusaux et biomécaniques :

Si une réhabilitation fonctionnelle de plusieurs dents est nécessaire (contacts occlusaux, points de contacts puissants, recréer une courbe de Spee, modification de la dimension verticale d'occlusion), le recours aux inlays, onlays et même overlays est particulièrement indiqué.

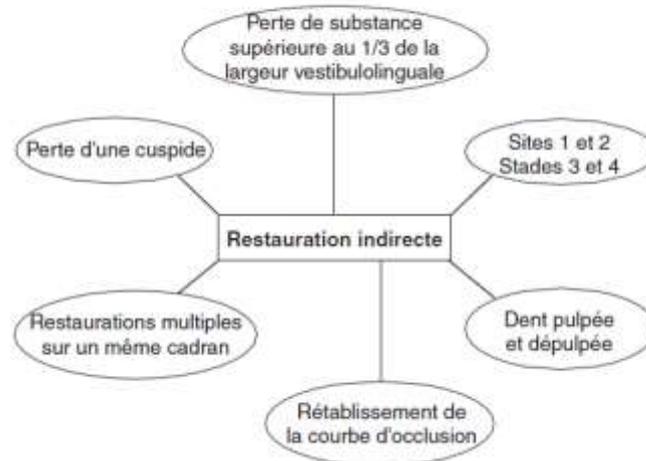


Figure 15 : Indications des inlays/onlays, d'après Koubi et coll. (101)

4.4.2 Critères de choix : composite ou céramique ?

Les restaurations partielles en résine composite et en céramique présentent toutes deux de bons résultats à moyen terme (5 et 10 ans) (102). Cependant, comment choisir entre ces deux types de matériaux selon la situation clinique ? Nous manquons d'essais cliniques randomisés permettant de comparer les performances des inlays, onlays et overlays en fonction du type de matériau et permettant d'étudier les différents facteurs qui influencent notre choix (103). Seules des études in vitro ou des essais cliniques non randomisés ont étudié l'impact de ces facteurs cliniques sur les performances des restaurations partielles en résine composite et en céramique (79). Ces derniers peuvent être classés en facteurs fonctionnels, mécaniques et techniques, biologiques et enfin esthétiques (79) :

- Facteurs fonctionnels, mécaniques et techniques :
 - En fonction de la / des dent(s) antagoniste(s) : le matériau utilisé devrait avoir le même taux d'usure/ la même dureté que la dent antagoniste pour éviter l'usure excessive de l'un ou l'autre et les égressions compensatrices des dents. Ainsi les céramiques pressées renforcées en leucite ou en disilicate de lithium semblent avoir une dureté similaire à l'émail, elles devraient s'user de la même manière (53) . La céramique est donc indiquée lorsque l'antagoniste est saine ou restaurée en céramique mais aussi lorsque l'on souhaite stabiliser l'occlusion ou le point de contact proximal. La résine composite a, quant à elle, une dureté inférieure à celle de l'émail et des céramiques, elle devrait être utilisée lorsque l'antagoniste est elle aussi restaurée en résine composite sous peine de subir une usure prématurée (104).

- En fonction de la nature du substrat sur lequel est collé le matériau : le module d'élasticité de la restauration devrait être le plus proche possible du substrat sur laquelle elle est collée pour se déformer de façon similaire pendant les mouvements fonctionnels et ainsi limiter l'apparition de contraintes au niveau des tissus dentaires, de la colle et de la pièce. Si le collage s'effectue sur l'émail, l'utilisation de la céramique semble préférable car leur module d'élasticité est proche (60-95 GPa pour la céramique/ 70-95 GPa pour l'émail). A l'inverse, si la perte de substance est essentiellement dentinaire (module d'élasticité \approx 15-20 GPa), il semble préférable de réaliser une restauration en résine composite (module d'élasticité = 10-13 GPa). Ceci peut être nuancé par l'application des principes de « Biomimétique » qui préconisent d'utiliser une résine composite comme substitut dentaire et une restauration collée en céramique pour remplacer l'émail. Ainsi, chaque tissu de la dent naturelle est reconstitué et c'est en cela que l'on « mime » la nature (11).
- En fonction de l'épaisseur de la restauration : la céramique est un matériau « cassant », ainsi en cas de restauration de faible épaisseur et si le collage se fait sur de la dentine, il sera préférable de choisir un matériau composite moins fragile. Si le collage s'effectue sur l'émail, le choix de la céramique ne devrait pas poser de problème. Cependant, l'usinage peut entraîner une fracture de la restauration en céramique pour les zones de très faible épaisseur (0,6 à 0,8 mm) et l'on préférera choisir une mise en forme par pressée. La résine composite, quant à elle, tolère très bien l'usinage même quand les épaisseurs sont fines.
- En fonction d'éventuelles parafunctions : en cas de bruxisme, il apparaît plus judicieux de réaliser des restaurations en résine composite, moins cassante. Cependant, certains cas ont été publiés utilisant de la céramique enrichie en disilicate de lithium (93). Le bruxisme doit être évidemment pris en charge en parallèle.
- En cas de nécessité de réparation et/ou d'ajustement occlusal : une restauration en résine composite reste plus facile à réparer et à ajuster par ajout de résine composite de restauration que la céramique.
- Facteurs biologiques :
 - La céramique reste le matériau le plus biocompatible.
 - Si le diagnostic pulpaire est incertain et que la biopulpectomie ou le retraitement endodontique risquent d'être nécessaires, il est préférable de s'orienter vers la résine composite car elle sera plus facile à fraiser et risque moins de se casser.
 - Il semblerait que les overlays en résine composite soient plus résistants en fatigue que les overlays en céramique en ce qui concerne les molaires traitées endodontiquement mais le niveau de preuve reste très faible et d'autres études sont nécessaires pour confirmer ce résultat.

- Facteurs esthétiques : les propriétés esthétiques des céramiques restent supérieures à celles des résines composites. Néanmoins, réaliser une stratification de la céramique représente un coût supplémentaire pour le prothésiste, le praticien et le patient et le maquillage de la résine composite peut se révéler satisfaisant sur le plan esthétique.

Les différents critères de choix sont résumés dans le tableau suivant :

	En faveur de la céramique	En faveur de la résine composite
Facteurs fonctionnels	<ul style="list-style-type: none"> – Antagoniste restaurée en céramique – Nécessité de stabiliser l'occlusion et les contacts proximaux 	<ul style="list-style-type: none"> – Antagoniste restaurée en résine composite – Perte de substance essentiellement dentinaire, peu d'émail résiduel – Bruxisme léger à modéré – Nécessité de réparation potentielle ou ajustement occlusal après collage
Facteurs biologiques	<ul style="list-style-type: none"> – Terrain allergique – Patient inquiet de la toxicité des matériaux dentaires 	<ul style="list-style-type: none"> – Risque de nécessité de traitement ou retraitement endodontique
Facteurs esthétiques	<ul style="list-style-type: none"> – Exigence esthétique importante 	<ul style="list-style-type: none"> – Exigence esthétique moindre

Tableau 3 : Critères de choix entre céramique et résine composite (89)

4.5 Impact des biomatériaux et de leur mode de fabrication sur les préparations

Comme nous l'avons vu précédemment, les restaurations partielles destinées à être collées en secteur postérieur peuvent être en céramique ou en résine composite. Les principes de préparation pour ces restaurations collées sont donc totalement différents des préparations pour leurs prédécesseurs scellés. Nous verrons que même s'il existe de grandes lignes communes, certaines particularités sont à souligner et celles-ci dépendent directement du type de biomatériau utilisé mais également de leur mode de fabrication.

4.5.1 Principes de préparation spécifiques aux restaurations en céramique pressée

La céramique est un matériau cassant au comportement de type « fragile ». Ainsi, la fracture constitue la principale cause d'échec des restaurations utilisant ce matériau (78), (56). Celle-ci peut se produire en différents endroits de la pièce au niveau de la boîte proximale, d'une cuspside d'un onlay, des fractures mésio-distales de la pièce et de la dent peuvent également avoir lieu. Chaque type de fracture peut être relié à un type défaut dans la préparation de la cavité. Ainsi, si l'amélioration des résultats revient en partie aux améliorations apportées aux biomatériaux de restauration et de collage, le respect des principes de préparations adaptés revêt un aspect essentiel dans le succès de ces restaurations.

En effet, selon la forme de préparation, les tensions générées au sein du matériau diffèrent et les pics de tension peuvent correspondre aux traits de fracture (78). Ainsi, nos préparations doivent permettre de limiter ces tensions afin d'assurer le succès de nos restaurations (31), (33), (77), (78) :

- S'agissant de restaurations collées, les préparations ne se doivent plus d'être rétentives et afin de faciliter l'insertion de la pièce et d'éviter toute friction excessive au niveau de la pièce, la divergence occlusale des parois latérales doit être de 6 à 10° voire d'avantage (33), (77), (78). En vue occlusale, les parois externes des boîtes proximales doivent être nettes, divergentes et orthogonales aux parois dentaires pour éviter toute fissure excessive du matériau (77).



Figure 16 : En vue occlusale, les parois externes des boîtes proximales doivent être nettes, divergentes et orthogonales aux parois dentaires, d'après Ahlers et coll. (77)

- Arrondir les crêtes, les pointes et les angles au niveau de la jonction entre l'isthme et la boîte proximale mais aussi au niveau de la jonction entre les parois axiales et le fond de la cavité (33), (78), (105).
- Respecter les épaisseurs minimales :
 - Généralement, les recommandations émises pour la majorité des vitrocéramiques est de 1,5 à 2 mm, cependant le fabricant Ivoclar-Vivadent recommande au minimum 1mm de céramique pour l'IPS.emax dans la réalisation d'inlays et onlays avec des préparations réduites de type « table-top » (78). Pour certains praticiens, une épaisseur de 0,3 mm est envisageable même si toutes les réserves doivent être émises devant le faible recul clinique (106). Par ailleurs, une épaisseur supérieure à 3mm n'apporte pas d'amélioration significative de la résistance de pièce (107).

- L'épaisseur minimale de céramique doit également être respectée lors de la réduction cuspidienne (1,5 à 2 mm) et au niveau des sillons occlusaux où les sollicitations peuvent être importantes.
- La largeur de préparation d'un isthme doit être de 2 mm au minimum. Une erreur fréquente consiste à sous-dimensionner cette largeur afin d'être le plus conservateur possible mais ceci peut induire des fissures et fractures au niveau de la pièce en céramique (33).
- L'épaisseur du matériau doit être régulière, c'est-à-dire qu'il faut éviter les pièces d'une épaisseur de 1mm d'une part et de 5mm d'autre part. Ceci entraîne la libération secondaire de contraintes internes à l'origine de microfissures (108). La boîte proximale doit avoir une épaisseur de 1mm au minimum et la profondeur de sa préparation ne doit pas différer de plus de 2mm avec le reste de la préparation (77).
- Ces épaisseurs minimales autour de 2 mm sont compatibles avec le maintien de la vitalité pulpaire et l'utilisation de fraises calibrées ou marquées au laser peut être utile (109).
 - Un espacement suffisant avec la dent adjacente doit être ménagé afin, comme nous l'avons déjà vu, d'obtenir une empreinte de qualité, de séparer correctement les modèles positifs unitaires sur le modèle et de faciliter l'élimination des excès lors du collage (78). Cependant, cet espacement ne doit pas excéder 2mm entre le bord cervical de la dent préparée et le point de contact de la dent adjacente car le surplomb de céramique ainsi créé risque de se fracturer (33), (78).

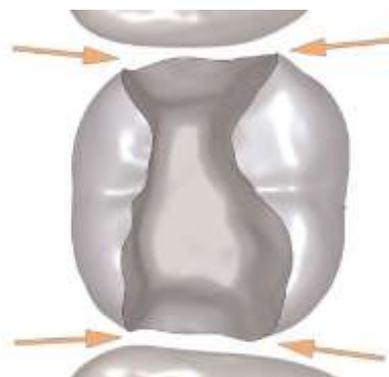


Figure 17 : Un espacement doit être ménagé entre la préparation et les dents adjacents, d'après Ahlers et coll. (77)

- Les limites cavo-superficielles peuvent être à 90° ou en congé large pour une meilleure intégration esthétique mais ceci augmente le risque de fracture au niveau des bords fins de la céramique, toutes les précautions devront être prises lors des étapes de manipulation de la pièce (33).
- Pour la limite cervicale, en cas de recouvrement cuspidien, un congé quart de rond ou quart d'ellipse est communément admis et permet une meilleure intégration esthétique. Cependant, où situer cette limite ? D'un point de vue mécanique, 2 mm de recouvrement suffisent mais ceci est peu acceptable d'un point de vue esthétique car situé dans le tiers occlusal de la dent où la couleur dépend essentiellement de l'émail, ce qui reste très difficile à reproduire en céramique.

Une autre option consiste à placer cette limite en position juxta-gingivale mais cette solution, en plus d'être consommatrice de tissu sain, est plus difficile à mettre en œuvre tant au niveau de la pose du champ opératoire, de la préparation et du collage. Elle sera réservée aux cas l'intégration esthétique est primordiale, par exemple au niveau des prémolaires maxillaires. Le meilleur compromis serait donc de situer cette limite au niveau du tiers cervical. En effet, mécaniquement, elle permet de conserver un important ferrule amélaire notamment important pour les dents dépulpées, le collage s'effectue toujours sur l'émail et le résultat esthétique reste acceptable même s'il n'est pas parfait. (13), (31)

4.5.2 Principes de préparation spécifiques aux restaurations en résine composite

Les principes de préparations pour restaurations partielles postérieures collées en résine composite sont sensiblement les mêmes que pour celles en céramiques. Cependant, quelques nuances sont à distinguer :

- La résine composite est matériau moins cassant et donc moins fragile. D'une manière générale, les préparations pour ce type de restauration sont moins exigeantes et nécessitent moins de précautions notamment en ce qui concerne l'arrondissement des crêtes, arrêtes et angles vifs (33).
- Les épaisseurs de matériau et donc de réduction seront moindres, plutôt de l'ordre de 1mm. Ceci peut permettre une plus grande économie tissulaire et la restauration de dent lorsque la hauteur prothétique utilisable est réduite. (18) (101)
- Les finitions en congé quart-de-rond seront également plus facilement réalisables.
- Si la pièce est directement réalisée en bouche, pour éviter la friction lors des multiples insertions/désinsertions, la divergence des parois peut être portée à 15° (110).

4.5.3 Principes de préparation spécifiques aux restaurations réalisées par CFAO

Les principes de préparations sont également quasiment identiques aux principes généraux énoncés pour les restaurations en céramiques. Néanmoins quelques différences sont à souligner. Celles-ci sont principalement dues à l'empreinte optique, à la conception et à l'usinage assistés par ordinateur.

Tout d'abord, les limites de la préparation doivent être accessibles à la prise d'empreinte optique et donc en situation supragingivale et suffisamment à distance de la dent adjacente. Les limites cavo-superficielles doivent être nettes, sans congé ni biseau pour une lecture facilitée par la caméra et pour éviter une fracture du matériau lors de l'usinage (77), (78). Les angles internes, crêtes et arêtes vives doivent quant à eux être adoucis. La limite cervicale, en cas de recouvrement cuspidien, doit être facilement lisible et la finition en angle obtus, obtenue grâce à une fraise ogivale, doit être préférée au congé quart-de-rond précédemment évoqué (77), (78), (111).



Figure 18: Limite cervicale à angle obtus obtenue avec une fraise ogivale en cas de recouvrement cuspidien, d'après Ahlers et coll. (77)

Les irrégularités sont difficilement lisibles et enregistrables par la caméra optique. De plus, elles sont difficilement reproduites par la machine-outil. Il est également nécessaire d'éviter les détails inférieurs aux possibilités d'enregistrement de la caméra et au diamètre d'usinage des fraises à savoir $\pm 25 \mu\text{m}$. Le scellement dentaire immédiat et l'application d'une couche de résine composite fluide ainsi qu'un polissage avec une fraise à bague rouge permet d'éviter ces écueils.(77), (112)

Pour certains auteurs, la présence d'une légère contre-dépouille peut être tolérée car il existe une correction automatique lors de la conception et celle-ci sera alors comblée lors du collage (112). Cependant, ceci augmente de façon indésirable l'épaisseur du joint et doit être évité au maximum (77).

Ces différentes particularités s'appliquent également aux matériaux composites nano-hybrides. Les résines composites dédiées, quant à elle, tolèrent très bien l'usinage, notamment pour de faibles épaisseurs qui ne doivent cependant pas être inférieures à la résolution de la caméra optique et aux possibilités d'usinage de la machine-outil.

Il est également important de noter que le logiciel permet de contrôler les épaisseurs de réduction en fonction du matériau sélectionné et minimise le risque d'erreur. Les contre-dépouilles et les irrégularités sont également mises en évidence et peuvent faire l'objet d'une correction en bouche avant une nouvelle prise d'empreinte. Ainsi, la CFAO permet non seulement la conception et la fabrication de pièce assistées par ordinateur mais permet aussi de contrôler la conformité de la préparation avec le matériau choisi et les possibilités d'usinage de la machine-outil. (87)

4.6 Conclusion

Il existe un large choix de biomatériaux pour la réalisation de restauration partielle postérieure collée. Chacun ayant ses avantages, ses inconvénients et les indications qui en découlent. Il semblerait que les céramiques enrichies en disilicate de lithium présentent les meilleures propriétés mécaniques tandis que la fabrication la plus éprouvée reste la CFAO.

Néanmoins, de nouveaux matériaux ont fait leur apparition sur le marché comme la céramique enrichie en silicate de lithium et zircono aux propriétés mécaniques améliorées et les composites nano-céramiques aux propriétés intermédiaires entre composite et céramique et semblant combiner les avantages de ces deux types de matériaux. Le design des préparations dentaires ne doit pas générer de tension au sein du matériau sous peine de fissure, fracture, décollement, carie secondaire, sensibilité post-opératoire et donc d'échec de la restauration.

Si la géométrie de la cavité reste globalement la même pour chaque type de matériau, des nuances sont à souligner. Pour les restaurations en céramique réalisées par CFAO, la préparation de la cavité demandera plus de rigueur avec des limites nettes et des parois sans irrégularités. Cependant, le logiciel de conception permet de minimiser le risque d'erreur en mettant en évidence les problèmes au niveau de la préparation. Les restaurations en résine composite semblent plus tolérantes aux erreurs de préparation de par la nature même du matériau. Néanmoins, l'influence de ces changements de préparation dans le succès de ces restaurations manque encore de recul clinique et de nouvelles études sont nécessaires pour étudier avec précision l'impact de chaque modification (78).

5 Concepts actuels et protocole clinique étape par étape pour restaurations partielles postérieures collées

5.1 Tableau comparatif du protocole conventionnel et du protocole actualisé (13)

Etape clinique	Conventionnelle	Actuelle
Préparation	"Champ sec"	Sous digue
Scellement dentinaire	Au moment du collage	Juste après la préparation
"Liner"/Substitut dentinaire	Optionnel	Nécessaire
Matériau de collage	Dual	Photopolymérisable
Insertion	Manuelle	Sonique/Ultrasonique

Tableau 4 : Comparaison des protocoles conventionnel et actualisé pour restaurations partielles postérieures collées, d'après Rocca et coll. (13)

5.2 Protocole clinique de préparation pour restaurations postérieures collées étape par étape (13)

1. Anesthésie locale.
2. Evaluer le contexte occlusal et esthétique de la dent à restaurer :
 - Rechercher la présence d'éventuelles parafunctions, prématurités, interférences.
 - Evaluer l'impact esthétique de la restauration pour décider de la position de la future limite vestibulaire notamment pour les prémolaires maxillaires. Pour rappel, la limite pourra se situer au niveau du tiers occlusal si la demande esthétique est faible car elle permet d'économiser un maximum de tissu mais l'intégration esthétique est plus difficile. Elle pourra également se situer en juxtagingival si la demande esthétique est importante mais cela reste plus consommateur de tissu sain. Le compromis idéal semble de positionner la limite dans la dentine au niveau du tiers cervical.
3. Choisir la couleur.
4. Eliminer l'ancienne restauration, débrider la carie, préparer grossièrement la cavité sans faire la finition des limites.



Figure 19 : Préparation initiale grossière de la cavité, d'après Rocca et coll. (13)

5. Vérifier l'espace inter-occlusal en occlusion, en relation centrée, en latéralité et en propulsion.
6. Placer la digue si les limites sont supragingivales et une matrice métallique si les limites sont infragingivales (19).



Figure 20 : Pose de la digue et matriçage afin d'effectuer le scellement dentinaire immédiat et la remontée des marches proximales, d'après Rocca et coll. (13)

7. Scellement dentinaire immédiat idéalement avec un système M&R3 ou un système SAM2 en respectant scrupuleusement les instructions du fabricant. Cet adhésif doit être photopolymérisé. Lorsque l'émail cervical est fin et en situation sous gingivale, il n'est pas nécessaire d'effectuer un mordantage sélectif de celui-ci car il y a un risque de sur mordancer la dentine.
8. Appliquer une fine couche de résine composite fluide (le « liner ») et éventuellement un substitut dentinaire en résine composite microhybride conventionnelle ou en résine « bulk fill », effectuer une éventuelle remontée de la marche proximale avec le même matériau. Recouvrir d'un gel de glycérine et photopolymériser 10 secondes.
9. Optimiser le design de la cavité (13), (31), (33), (77), (89).

La forme de la cavité dépendra essentiellement de la taille de la lésion mais d'autres facteurs interviennent et notamment l'anatomie de la dent, le souci d'économie tissulaire et de préservation de la vitalité pulpaire, la présence d'un traitement endodontique, l'occlusion, le matériau de collage utilisé et également la nature et le mode de fabrication du matériau de restauration... Bien que les paramètres entrant en compte soient nombreux, certaines tendances se dégagent et permettent de déterminer les grandes lignes des préparations dont chacune doit être individualisée selon la situation clinique :

- Les angles entre le plancher et les parois axiales doivent être arrondis.
- La divergence des parois internes ne doit pas être trop limitée (supérieur ou égal à 10°), absence de contre-dépouille.
- Les limites cavo-superficielles doivent être nettes et sans biseau en particulier pour la CFAO.
- Les points d'occlusion ne doivent pas se situer à l'interface dent/restauration.
- La largeur de l'isthme principal doit être supérieure à 2 mm.
- La boîte proximale doit avoir une largeur mésio-distale d'au moins 1 mm.
- L'épaisseur des restaurations doit être de l'ordre de 2 mm au niveau du sillon occlusal.
- La largeur des parois résiduelles doit être au moins de 2 mm au niveau cervical et 1mm au niveau occlusal.
- L'épaisseur des matériaux de restauration (composite ou céramique) doit être au moins 1,5 à 2 mm au niveau des cuspidés recouvertes.
- Une limite en congé est préconisée au niveau des cuspidés recouvertes sauf pour la CFAO où l'on préférera une limite nette.



Figure 21 : Préparation terminée, d'après Rocca et coll. (13)

10. Finition des limites amélares qui doivent être réexposées avec une fraise diamantée à grains fins sans remettre à nu la dentine.



Figure 22 : Finition des limites amélares, d'après Ahlers et coll. (77)

11. Vérifier à nouveau l'espace interocclusal après dépose de la digue.

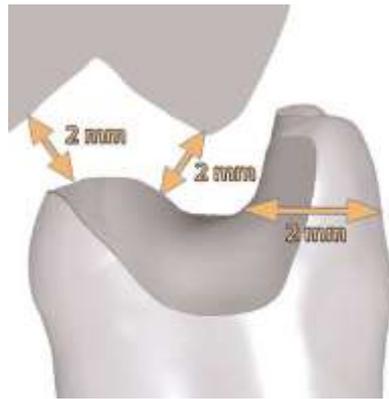


Figure 23 : Vérification de l'espace interocclusal, d'après Ahlers et coll. (77)

12. Prendre l'empreinte.

13. Mettre en place la restauration provisoire.

6 Conclusion

La longévité de restaurations partielles postérieures collées est fonction d'un ensemble de facteurs propres au patient, au praticien et aux propriétés des biomatériaux. Ainsi, le respect des principes de préparation par le praticien, au même titre que de nombreux autres facteurs tels que le choix des matériaux, le mode d'assemblage, l'occlusion, l'hygiène du patient, ... ont été identifiés comme autant de facteurs pouvant influencer la longévité de la restauration. Cependant, les préparations peuvent représenter une source de difficulté pour le praticien. Des impératifs biologiques, biomécaniques, des impératifs liés aux biomatériaux d'assemblage et de restauration ainsi que des impératifs esthétiques sont à prendre en compte.

A l'issu du débridement carieux et/ou de la dépose de l'ancienne restauration, l'évaluation biologique du tissu pulpaire et de la dentine guide le choix des matériaux de protection et substitut dentinaire. Selon la situation clinique, le scellement dentinaire immédiat associé à une fine couche de résine composite fluide peut être suffisant, parfois un substitut dentinaire avec une éventuelle extension pour remonter une marge cervicale peut s'avérer nécessaire afin de compenser le volume cavitaire et protéger le complexe pulpodentinaire. Aujourd'hui, les matériaux qui répondent le mieux à ces objectifs sont les résines composites et leurs systèmes adhésifs. Les ciments silicates tricalciques sont indiqués en cas de proximité ou d'effraction pulpaire. Les CVI restent d'actualité tant qu'il reste trois ou quatre parois ou si le risque carieux est élevé.

L'étude histologique des tissus dentaires, à la base du concept de « Biomimétique », permet de comprendre l'intérêt de la conservation de la préservation de chacun des tissus structurels de la dent et notamment dans la chaîne d'amortissement qu'ils constituent. La résistance mécanique d'une dent est illustrée par la quantité d'émail cervical résiduel, par le rapport hauteur/épaisseur ainsi que par la continuité des parois. L'émail et la dentine agissent en synergie par l'intermédiaire de la jonction amélo-dentinaire qui permet une relaxation des contraintes et de limiter la propagation des fissures. Les inlays/onlays, de par leur caractère de restauration partielle, contribuent à cette préservation tissulaire à la fois essentielle sur le plan biologique mais aussi mécanique. Lors de la préparation, il faudra veiller à conserver un maximum de tissu sain et l'on pourra utiliser des substituts dentinaires pour combler les contredépouilles au lieu de créer des dépouilles par retrait. Parfois, un recouvrement cuspidien peut être nécessaire mais il s'agit alors de préserver la résistance mécanique de la dent et d'éviter sa fracture.

Le collage joue également un rôle majeur dans la pérennité de l'ensemble dent/restauration. Il existe principalement deux types de colles utilisées, les colles composites duales et les résines composites microhybrides de restauration et donc photopolymérisables. Ces dernières présentent certains avantages à savoir, de meilleures propriétés mécaniques, un temps de travail quasi illimité et une élimination des excès facilitée. Leur viscosité plus élevée font que l'insertion de la pièce nécessite de chauffer la résine et l'emploi d'ultrasons. Le collage en lui-même a permis de révolutionner la préparation des cavités qui ne se doivent plus d'être rétentives et permettent l'économie tissulaire en accord avec le concept de « Biomimétique ». Par ailleurs, la préparation des tissus dentaires peut améliorer la force d'adhésion et l'adaptation marginale de la restauration notamment grâce au scellement dentinaire immédiat. Cependant, le principal problème des colles et des résines composites en général reste le stress qu'elles transmettent lors de la polymérisation pouvant créer un microhiatus au niveau du joint dent/restauration ou entraîner une fissure/fracture des parois de la cavité.

Ainsi, il semblerait que le facteur C, le retrait de polymérisation, la compliance de la cavité, la présence de charge dans le substitut dentinaire et la résine de collage soient autant de paramètres à prendre à compte pour diminuer le stress de polymérisation. Néanmoins, le rôle de chacun est difficile à identifier et à quantifier. A l'heure actuelle, il apparaît que le facteur C et, encore plus important, le volume de la cavité devraient être le plus faibles possibles dans le cas de cavités rigides et l'application d'une fine couche de résine composite fluide faiblement chargée semble, à ce jour, être le moyen le plus fiable pour dissiper ces contraintes de polymérisation. Enfin, nos préparations doivent permettre de faciliter au mieux la procédure clinique de collage et notamment l'élimination des excès indispensable à la bonne santé parodontale. La pose de la digue est désormais indispensable.

Les matériaux à notre disposition pour la réalisation de restauration partielle postérieure collée sont nombreux, chacun ayant ses avantages, ses inconvénients et les indications qui en découlent. Il semblerait que les céramiques enrichies en disilicate de lithium présentent les meilleures propriétés mécaniques tandis que la fabrication la plus éprouvée et la plus reproductible reste la CFAO. De nouveaux matériaux ont récemment fait leur apparition sur le marché comme la céramique enrichie en silicate de lithium et zirconium aux propriétés mécaniques améliorées et les composites nano-céramiques aux propriétés intermédiaires entre composite et céramique et semblant combiner les avantages de ces deux types de matériaux. S'il existe de grandes lignes communes de préparation cavitaire, des nuances sont à souligner. Pour les restaurations en céramique réalisées par CFAO, la préparation de la cavité demandera plus de rigueur avec des limites nettes et des parois sans irrégularités. Les restaurations en résine composite semblent plus tolérantes aux erreurs de préparation de par la nature même du matériau.

Néanmoins, chaque concept évoqué manque encore de preuves scientifiques pour devenir la règle. L'influence de chaque facteur, de chaque changement au niveau de la préparation devraient faire l'objet d'études cliniques supplémentaires avant de pouvoir édicter des principes de préparation et des arbres décisionnels applicables à chaque fois que l'indication de restauration partielle postérieure collée est posée.

Bibliographie

1. Larousse É. Dictionnaire français - Dictionnaires Larousse français monolingue et bilingues en ligne [Internet]. [cité 24 avr 2016]. Disponible sur: <http://www.larousse.fr/dictionnaires/francais>
2. Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: Biomimetically Emulating Nature Utilizing a Histo-Anatomic Approach; Structural Analysis. *Eur J Esthet Dent*. mars 2011;6(1):8-19.
3. Racadot J, Weill R. Histologie dentaire: structure et développement de l'organe dentaire. Association d'enseignement odonto-stomatologique, éditeur. Paris, France: Masson : J. Prélat; 1966. 229 p.
4. Decup F, Gaucher C. Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes. *Réal Clin*. 2014;25(4):279-87.
5. Ivancik J, Arola D. The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin. *Biomaterials*. janv 2013;34(4):864-74.
6. Attal J-P, Le Goff S, Fron Chabouis H. Les tissus dentaires à préserver lors de la réalisation des inlays/onlays : approche biomécanique. *Réal Clin*. 2014;25(4):289-96.
7. Decup F, éditeur. Inlay onlay overlay... Paris, France: Éditions Espace id; 2015. 80 p.
8. Goldberg M. Histologie de l'émail. EMC - Odontol. 2008;
9. Histologie des tissus bucco-dentaires. Récapitulation n°8. [Internet]. Conseil Dentaire Dr.Hauteville. 2015 [cité 19 sept 2016]. Disponible sur: <http://conseildentaire.com/2015/07/18/recapitulation-n8-histologie-des-tissus-bucco-dentaires/>
10. Coujard R, Poirier J. Précis d'histologie humaine. Presses Université Laval; 1980. 780 p.
11. Tirlet G, Bazos P. La « Biomimétique » : un concept contemporain au coeur de la dentisterie adhésive. *Réal Clin*. 2013;24(4):331-43.
12. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. déc 2005;94(6):511-9.
13. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(3):392-413.
14. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(2):210-27.
15. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*. déc 2005;30(6):747-57.

16. Magne P. Immediate Dentin Sealing: A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations. *J Esthet Restor Dent.* 1 mai 2005;17(3):144-54.
17. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* juin 2004;83(6):454-8.
18. Walter R. Bulk-Fill Flowable Composite Resins. *J Esthet Restor Dent.* 1 févr 2013;25(1):72-6.
19. Magne P, Spreafico RC. Deep margin elevation: a paradigm shift. *Am J Esthet Dent.* 2012;2(2):86-96.
20. de Andrade OS, de Goes MF, Montes MAJR. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dent Mater.* 1 mars 2007;23(3):279-87.
21. Raskin A, Salomon JP, Sabbagh J. Les résines composites : Classification et évolution. *Concepts Clin Résines Compos Ed SNPMD Paris.* 2007;7-21.
22. Blique M. Restaurations partielles directes : les ciments verre ionomère. *Réal Clin.* 2013;24(4):279-89.
23. Berg JH, Croll TP. Glass Ionomer Restorative Cement Systems : An Update. *Pediatr Dent.* mars 2015;37(2):116-24.
24. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A Review on Biodentine, a Contemporary Dentine Replacement and Repair Material. *BioMed Res Int [Internet].* 2014 [cité 6 avr 2016];2014. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4082844/>
25. Koubi G, Colon P, Franquin J-C, Hartmann A, Richard G, Faure M-O, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Investig.* janv 2013;17(1):243-9.
26. Boukpepsi T, Clot D, Lasfargues J-J. Gérer l'exposition pulpaire sur une dent permanente. *Réal Clin.* 2013;24(4):265-76.
27. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures: approche biomimétique. *Quintessence international;* 2003.
28. van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater.* nov 2008;24(11):1435-43.
29. Monaco C, Arena A, Scotti R, Krejci I. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth Restored with Composite Overlays with and without Glass-fiber Reinforcement. *J Adhes Dent.* 2016;18(2):143-9.
30. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *Eur J Oral Sci.* 8 mars 2016;

31. Gerdolle D, Drossart M, Bazos P. Evolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire. *Réal Clin.* 2014;25(4):307-16.
32. Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig.* 10 janv 2009;13(3):333-41.
33. d'Incau E, Zunzarren R. Evolution des formes de préparations pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. *Réal Clin.* 2014;25(4):317-26.
34. www.unitheque.com. Bases fondamentales en prothèse fixée [Internet]. [cité 19 sept 2016]. Disponible sur: http://www.unitheque.com/Livre/cdp/Bases_fondamentales_en_prothese_fixee-3034.html
35. Uwe B. Les adhésifs - principes et état actuel des connaissances. In: *Collages et adhésion, la révolution silencieuse.* Quintessence International. 2000. p. 29-44.
36. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *EMC - Odontol.* sept 2005;1(3):193-201.
37. Cheron R, Atlan A. Assemblage des restaurations indirectes. *Réal Clin.* 25(4):337-44.
38. [cité 27 avr 2016]. Disponible sur: http://orbi.ulg.ac.be/bitstream/2268/13974/1/Geerts_2008_Act-Dent-ULg_23.pdf
39. D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, Angelis FD, Vadini M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent* 15488578. sept 2015;36(8):570-81.
40. Söderholm K-JM. Le collage des restaurations indirectes. In: *Collages et adhésion, la révolution silencieuse.* Quintessence International; 2000.
41. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: The luting appointment. *Quintessence Int.* 7 août 2007;38(7):543-53.
42. D'Arcangelo C, Vanini L. Effect of Three Surface Treatments on the Adhesive Properties of Indirect Composite Restorations. *J Adhes Dent.* mai 2007;9(3):319-26.
43. Valandro LF, Pelogia F, Galhano G, Bottino MA, Mallmann A. Surface Conditioning of a Composite Used for Inlay/Onlay Restorations: Effect on μ TBS to Resin Cement. *J Adhes Dent.* nov 2007;9(6):495-8.
44. Özcan M, Pekkan G. Effect of Different Adhesion Strategies on Bond Strength of Resin Composite to Composite-dentin Complex. *Oper Dent.* 19 juill 2012;38(1):63-72.
45. Pamir T, Sen BH, Evcin O. Effects of etching and adhesive applications on the bond strength between composite resin and glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* déc 2012;20(6):636-42.

46. Gupta R, Mahajan S. Shear Bond Strength Evaluation of Resin Composite Bonded to GIC Using Different Adhesives. *J Clin Diagn Res JCDR*. janv 2015;9(1):ZC27-ZC29.
47. Deepa VL, Dhamaraju B, Bollu IP, Balaji TS. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 3 avr 2016;19(2):166-70.
48. Odabaş ME, Bani M, Tirali RE. Shear Bond Strengths of Different Adhesive Systems to Biodentine. *Sci World J [Internet]*. 10 oct 2013 [cité 12 mai 2016];2013. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3809944/>
49. Jaberi-Ansari Z, Mahdilou M, Ahmadyar M, Asgary S. Bond Strength of Composite Resin to Pulp Capping Biomaterials after Application of Three Different Bonding Systems. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2013;7(3):152-6.
50. Raskin A, Eschrich G, Dejoux J, About I. In Vitro Microleakage of Biodentine as a Dentin Substitute Compared to Fuji II LC in Cervical Lining Restorations. *J Adhes Dent*. nov 2012;14(6):535-42.
51. Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. oct 2014;30(10):1089-103.
52. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. sept 2005;21(9):864-81.
53. Association dentaire française, Commission des dispositifs médicaux. Les céramo-céramiques. 2ème édition. Paris : Association dentaire française, 2011; 2011. 62 p. (Dossiers ADF; vol. 1).
54. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. févr 2006;37(2):139-44.
55. Huth KC, Chen HY, Mehl A, Hickel R, Manhart J. Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: results after 4 years. *J Dent*. juill 2011;39(7):478-88.
56. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. mars 2005;21(3):262-71.
57. D'Arcangelo C, Zarow M, Angelis FD, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M, et al. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig*. 22 mai 2013;18(2):615-24.
58. Hahn P, Attin T, Gröfke M, Hellwig E. Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater*. 1 mai 2001;17(3):191-6.

59. Aygün Emiroğlu Ş, Evren B, Kulak Özkan Y. Effect of Cements at Different Temperatures on the Clinical Performance and Marginal Adaptation of Inlay-Onlay Restorations In Vivo. *J Prosthodont.* 1 juill 2015;n/a-n/a.
60. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J.* 23 juill 2011;211(2):63-7.
61. Darr A h., Jacobsen P h. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* 1 janv 1995;22(1):43-7.
62. Kameyama A, Bonroy K, Elsen C, Lührs A-K, Suyama Y, Peumans M, et al. Luting of CAD/CAM ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng.* 2015;25(3):279-88.
63. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for Tooth Preparations. *J Adhes Dent.* nov 2014;16(6):594-594.
64. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Carluccio F, Vitalone LM, D'Amario M. Influence of curing time, overlay material and thickness on three light-curing composites used for luting indirect composite restorations. *J Adhes Dent.* août 2012;14(4):377-84.
65. Degrange M, Cheylan JM, Samana Y. La prothèse du futur : faut-il sceller ou faut-il coller? In: *Collages et adhésion, la révolution silencieuse.* Quintessence International; p. 277-302.
66. Paul SJ, Schärer P. The Dual Bonding Technique: A Modified Method to Improve Adhesive Luting Procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* déc 1997;17(6):536-45.
67. Duarte Jr S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent.* juill 2009;102(1):1-9.
68. Spreafico RC, Gagliani M. Restaurations postérieures en composites : matériaux, techniques et longévité. In: *Collages et adhésion, la révolution silencieuse.* Quintessence International; 2000. p. 358.
69. Behery H, El-Mowafy O, El-Badrawy W, Saleh B, Nabih S. Cuspal Deflection of Premolars Restored with Bulk-Fill Composite Resins. *J Esthet Restor Dent.* 1 mars 2016;28(2):122-30.
70. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater.* oct 2005;21(10):962-70.
71. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PEC. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent.* juill 2004;32(5):407-12.

72. Wang Z, Chiang MYM. System compliance dictates the effect of composite filler content on polymerization shrinkage stress. *Dent Mater.* avr 2016;32(4):551-60.
73. Wang Z, Chiang MYM. Correlation between polymerization shrinkage stress and C-factor depends upon cavity compliance. *Dent Mater.* 1 mars 2016;32(3):343-52.
74. Miguel A, de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater.* 1 mai 2001;17(3):241-6.
75. Jose.abularach. English: Drawing explaining the C FACTOR. [Internet]. 2010 [cité 22 sept 2016]. Disponible sur: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:C_factor.png
76. Fiche R5 « Poser la digue en odontologie restauratrice » [Internet]. [cité 11 sept 2016]. Disponible sur: <http://www.cneoc.eu/jcneoc/files/Fiche%20R5.pdf>
77. Ahlers MO, Mörig G, Blunck U, Hajtó J, Pröbster L, Frankenberger R. Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns. *Int J Comput Dent.* 2009;12(4):309-25.
78. Hajtó J, Marinescu C, Ahlers O. Inlays et onlays en céramique : critères de succès. *Réal Clin.* 2013;24(4):309-17.
79. Fron Chabouis H, Prot C, Attal J-P. Restauration partielle indirecte : céramique ou composite. In: *Inlay, Onlay, Overlay* . Espace id.
80. Hämmerle CHF, Sailer I, Thoma A. *Les céramiques dentaires en pratique clinique*. Paris, France: Quintessence international; 127 p.
81. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *EMC - Dent.* mai 2004;1(2):101-17.
82. Matériaux actuels pour les restaurations partielles [Internet]. *Le Fil Dentaire*. 2015 [cité 24 juill 2016]. Disponible sur: <http://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/materiaux-actuels-pour-les-restaurations-partielles/>
83. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* avr 2004;48(2):viii, 513-530.
84. Nakashima J, Taira Y, Sawase T. In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *Eur J Oral Sci.* juin 2016;124(3):295-300.
85. GmbH MAW. Ivoclar Vivadent [Internet]. [cité 14 sept 2016]. Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/ips-emax-zirpress>
86. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: An Overview of Restorative Material Options. *Compend Contin Educ Dent* 15488578. janv 2012;33(1):50-8.
87. Restaurations avec CEREC | Sirona Dental [Internet]. [cité 2 août 2016]. Disponible sur: <http://www.sirona.fr/fr/produits/dentisterie-numerique/restaurations-avec-cerec/>

88. Haute Autorité de Santé - Restauration dentaire par matériau incrusté (Inlay-Onlay) [Internet]. [cité 14 sept 2016]. Disponible sur: http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_865156/fr/restauration-dentaire-par-materiau-incruste-inlay-onlay
89. Weill E, Wendling A, Toledano C, Serfaty R, Etienne O. Inlays/onlays esthétiques : facteurs de longévité. In: *Inlay Onlay Overlay* . ESPACE id; 2015. p. 7-15.
90. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal Fit of Heat-pressed vs CAD/CAM Processed All-ceramic Onlays Using a Milling Unit Prototype. *Oper Dent*. 1 nov 2008;33(6):644-50.
91. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent*. 1 févr 2014;42(2):199-209.
92. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater*. 1 janv 2013;29(1):85-96.
93. Koubi G, Gurel G, Margossian P, Chabrand M, Massihi R, Kuday H, et al. Aspects cliniques et biomécaniques des restaurations partielles collées dans le traitement de l'usure : les tables tops. In: *Inlay Onlay Overlay* . ESPACE id; 2015. p. 63-72.
94. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13(4):184-94.
95. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig*. 27 nov 2007;12(1):1-8.
96. Lovelsh LG, Newman SM, Bowman CN. The Effects of Light Intensity, Temperature, and Comonomer Composition on the Polymerization Behavior of Dimethacrylate Dental Resins. *J Dent Res*. 1 août 1999;78(8):1469-76.
97. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig*. 10 mai 2003;7(2):71-9.
98. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. mai 2012;28(5):529-34.
99. Jacquot B. Une nouvelle classe de matériaux en odontologie adaptée à la CFAO. mars 2016;1(1):12-3.
100. Swain M, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*. janv 2016;32(1):34-42.
101. Koubi G, Aboudharam G, Brouillet J-L. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. EMC - Odontol. 2006;
102. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res*. août 2016;95(9):985-94.

103. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 2013;29(12):1209-18.
104. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* avr 2013;20:113-25.
105. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent.* août 2007;98(2):89-100.
106. Vailati F, Bruguera A, Belser UC. Minimally invasive treatment of initial dental erosion using pressed lithium disilicate glass-ceramic restorations: a case report. *Quintessence Dent Technol.* 2012;35:65-78.
107. Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: Is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent.* 1 juill 2013;41(7):628-35.
108. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001;3(1):45-64.
109. [cité 17 août 2016]. Disponible sur:
http://cms.kometdental.de/fileadmin/user_upload/presse/Revue_de_Presse/Juillet_2013/Quiz_ID_InlaysOnlays_A._Atlan.pdf
110. Dietschi D, Spreafico R, Liger F. Restaurations esthétiques collées: composites et céramique dans les traitements esthétiques des dents postérieures. *Quintessence international*; 1997.
111. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent.* mai 2009;37(5):374-82.
112. Krai N. Les inlays-onlays céramiques réalisés par Cerec vs. les inlays-onlays réalisés par méthode traditionnelle. Nantes; 2012.

SERMENT MEDICAL

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

PILLIOL Virginie – Concepts actuels de préparation pour restaurations partielles postérieures collées.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2016

Rubrique de classement : Odontologie Conservatrice / Biomatériaux

Résumé :

Le succès des restaurations partielles postérieures collées dépend de nombreux paramètres et notamment de l'attention portée à la géométrie de la cavité et à la préparation des tissus dentaires. L'objet de cette thèse est, à partir d'une revue de la littérature, de déterminer les impératifs de préparation de l'organe dentaire assurant la pérennité de ces restaurations.

Dans une première partie, sont rappelés la composition et le rôle de chaque tissu dentaire pour mieux comprendre pourquoi et comment les conserver et les préserver.

Les deuxième et troisième parties mettent en évidence le rôle des biomatériaux d'assemblage et des biomatériaux de restauration sur les formes de préparation.

Enfin, la dernière partie reprend les différents concepts évoqués pour proposer un guide clinique pour la réalisation des préparations pour restaurations partielles postérieures collées.

Mots clés :

Restaurations dentaires permanentes

Inlays/onlays

Conservation tissulaire

Préparation dentaire

Collage dentaire

Matériau dentaire

PILLIOL Virginie - Current concepts of preparation for posterior bonded partial restorations.

Abstract :

The success of posterior bonded partial restorations depends on many parameters including the focus on the preparation of dental tissues and the cavity geometry. The purpose of this thesis is to identify from the scientific literature the requirements for the preparation of the dental organ to ensure the sustainability of these restorations.

In the first part, are recalled the composition and role of each dental tissue to better understand why and how to keep them and preserve them.

The second and third parts respectively interested in the impact of bonding biomaterials and restoration biomaterials on the preparations.

The last part shows the various concepts discussed in an attempt to guide the dentist during various stages of preparation for posterior bonded partial restorations.

MeSH :

Permanent dental restorations

Inlays/onlays

Tissue preservation

Dental preparation

Dental bonding

Dental material

Adresse de l'auteur :

236 Chemin de Vaoucrouite

83470 Seillons Source d'Argens

