

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2021

2021 TOU3 3013

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Pierre ALLIAS

Le 2 Mars 2021

**Critères de choix des matériaux pour la réalisation des
overlays.**

Directeur de thèse : Pr Serge ARMAND

Co-directeur de thèse : Dr Victor EMONET-DENAND

JURY

Président : Pr Serge ARMAND

1er assesseur : Dr Sabine JONJOT

2ème assesseur : Dr Rémi ESCLASSAN

3ème assesseur : Dr Victor EMONET-DENAND





Faculté de Chirurgie Dentaire

➔ DIRECTION

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONNIOT
Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)
M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)
M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)
M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +
M. Jean-Philippe LODTER +
M. Gérard PALOUDIER
M. Michel SIXOU
M. Henri SOULET

➔ ÉMÉRITAT

M. Damien DURAN
Mme Geneviève GRÉGOIRE
M. Gérard PALOUDIER

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY
Assistants : Mme Alice BROUTIN, Mme Marion GUY-VERGER
Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG
Assistants : Mme Isabelle ARAGON, Mme Anaïs DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL
Maître de Conférences : M. VERGNES Jean-Noël
Assistant: M. Julien ROSENZWEIG
Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, Mme FOURNIER Géromine,
M. Fabien BERLIOZ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Bruno COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : M. Pierre BARTHET, Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL
Assistants: Mme Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN
Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,
Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : Mme Léonore COSTA-MENDES, M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY, M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : M. Antoine TRIGALOU, Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY,
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Maxime LUIS

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Serge ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : M. Jérôme FISSE, M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT
M. Ludovic PELLETIER, M. Nicolas ALAUX
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Serge ARMAND, M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT
Assistants : M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION, Mme Caroline DE BATAILLE, Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE
Assistant Associé : M. Antoine GALIBOURG,
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Louis Philippe GAYRARD, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE,
M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT
Assistants : M. Thibaut CANCEILL, M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 01Février 2021

Remerciements

À mes parents, à qui je dédie entièrement cette thèse pour le soutien permanent qu'ils m'ont apporté tout au long de ma vie et de mes études. Sans qui rien de tout cela n'aurait été possible. Je tiens à vous remercier de tout mon cœur.

À Valentine, qui m'accompagne maintenant dans tous les bons et les mauvais moments. Qui me soutient et m'encourage quotidiennement, et sans qui je n'aurais assurément pas réussi tout ce travail.

À mes grands frères, JB, Bertrand et Jeff, dont l'union a souvent fait la force pour me tourmenter ! Mais aussi bien sûr pour rigoler.

Aux docteurs RICARD et BOSSUWE, pour m'avoir fait confiance et m'avoir permis de travailler avec eux dans un environnement de travail particulièrement agréable. Et aussi pour les bons moments passés en dehors du travail.

Aux familles ARNALY et MONCHOUX, avec qui je passe toujours de bons moments.

À Baptiste, mon ami d'enfance, mon acolyte. Nos chemins se sont peut-être parfois éloignés mais se sont toujours recroisés et j'espère que nous continuerons ainsi.

À tous mes amis, les excellents membres du week-end ariégeois, Bess, Daulain, Monsieur Gi, Bati, Julie. Le médecin aux nombreuses autres casquettes Lucas. Les exilés Maël, Charles. Paul, PJ. Aussi ce très cher binôme de clinique Geoffrey. Bourquenix, Alix. Charlou. Merci pour tous les bons moments que nous avons pu partager.

À notre président du jury et directeur de thèse,

À Monsieur le Professeur Serge ARMAND,

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

*Vous me faites l'honneur et le plaisir d'accepter la présidence du jury de
cette thèse, et je vous en remercie.*

*Veillez trouver ici l'expression de ma plus haute considération
et de mon profond respect.*

À notre jury de thèse,

À Madame le Docteur Sabine JONIOT,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Vice-Doyen de la Faculté de chirurgie dentaire de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (HDR),
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

Je vous remercie pour votre gentillesse, votre disponibilité et la qualité de vos enseignements.

Je vous exprime ici toute ma reconnaissance et mon profond respect.

À notre jury de thèse,

À Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (H.D.R.),
- Praticien qualifié en Médecine Bucco-Dentaire (MBD),
- Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),
- D.E.A. d'Anthropobiologie
- Ancien Interne des Hôpitaux,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),
- Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 – CNRS),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.
- Vice-Président de la commission des relations internationales UFR Santé.

*Je vous remercie tout particulièrement pour la qualité de vos enseignements,
votre disponibilité et votre écoute tout au long de mes études.*

*Que ce travail soit l'occasion pour moi de vous témoigner ma sincère
gratitude et mon profond respect.*

À notre co-directeur de thèse,

À Monsieur le Docteur Victor EMONET-DENAND,

- Adjoint d'Enseignement à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse,
- Ancien-Assistant hospitalo-universitaire,
- Docteur en Chirurgie dentaire,
- Certificat d'enseignement supérieur de Parodontologie de Toulouse.

Je vous suis très reconnaissant d'avoir accepté de m'accompagner tout au long de ce travail.

La qualité de vos conseils et votre pédagogie ont été essentiels dans la réalisation de ce travail et je vous en remercie.

Veillez trouver ici, le témoignage de mes sentiments les plus sincères et de mon profond respect.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	13
1 L'APPROCHE MINIMALEMENT INVASIVE	14
1.1 Le « biomimétisme » ou « bio-émulation »	14
1.2 Le gradient thérapeutique	14
1.3 Rappels d'histologie.....	15
1.3.1 L'émail	15
1.3.1.1 Composition.....	16
1.3.1.2 Structure	17
1.3.2 La dentine	17
1.3.2.1 Composition.....	17
1.3.2.2 Structure	18
1.3.3 Biomécanique et propriétés physico-mécaniques de la dent et des matériaux	20
1.3.3.1 Définition des propriétés physiques et mécaniques et implications cliniques.....	20
1.3.3.2 Propriétés physico-mécaniques de l'émail et de la dentine.....	22
1.3.3.3 Les pertes de substances dentaires : fragilisation de la dent...	23
1.4 Les restaurations collées postérieures unitaires.....	24
1.4.1 Définitions	24
1.4.1.1 Inlay	24
1.4.1.2 Onlay	25
1.4.1.3 Overlay	25
1.4.1.4 Veneerlay	26
1.4.2 Dans quelles situations faire l'overlay ?.....	27
1.4.2.1 Indications/Contre-indications	27
1.4.2.1.1 Indications	27
1.4.2.1.2 Contre-indications	28
1.4.2.2 La « 3-step technique »	29
1.4.2.3 Classification des overlays selon leurs indications cliniques....	29
1.4.3 Critères de préparation de l'overlay.....	30
1.4.3.1 Le scellement dentinaire immédiat (IDS).....	34

1.5	Protocole d'assemblage.....	34
1.5.1	Protocole de collage	34
1.5.1.1	Exemple d'un protocole de collage.....	35
1.5.2	Le protocole d'assemblage.....	36
2	LES DIFFERENTS MATERIAUX DISPONIBLES POUR RESTAURATIONS COLLEES POSTERIEURES UNITAIRES	37
2.1	Les résines composites	37
2.1.1	Composition.....	37
2.1.1.1	La matrice résineuse/phase organique	37
2.1.1.2	Les charges/phase minérale	37
2.1.2	Propriétés mécaniques des composites	39
2.2	Les céramiques.....	39
2.2.1	Les céramiques feldspathiques	41
2.2.1.1.1	Composition/Microstructure.....	41
2.2.1.1.2	Propriétés mécaniques.....	42
2.2.1.1.3	Propriétés optiques	42
2.2.1.1.4	Procédés de mise en œuvre	42
2.2.2	Les vitrocéramiques.....	42
2.2.2.1.1	Composition/Microstructure.....	42
2.2.2.1.2	Propriétés mécaniques.....	43
2.2.2.1.3	Propriétés optiques	43
2.2.2.1.4	Procédés de mise en œuvre	43
2.2.3	Les céramiques infiltrées	44
2.2.3.1.1	Composition/Microstructure.....	44
2.2.3.1.2	Propriétés mécaniques.....	44
2.2.3.1.3	Propriétés optiques	44
2.2.3.1.4	Procédés de mise en œuvre	44
2.2.4	Les céramiques polycristallines	45
2.2.4.1.1	Composition/Microstructure.....	45
2.2.4.1.2	Propriétés mécaniques.....	45
2.2.4.1.3	Propriétés optiques	46
2.2.4.1.4	Procédés de mise en œuvre	46
2.3	Les matériaux hybrides.....	46

2.4	Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques intrinsèques des matériaux.....	48
3	REVUE DE LITTERATURE	49
3.1	Les méta-analyses.....	49
3.2	Les études prospectives et rétrospectives.....	52
3.3	Les études <i>in vitro</i>	53
	CONCLUSION	57
	BIBLIOGRAPHIE.....	58
	TABLES DES ILLUSTRATIONS :.....	64
	TABLE DES TABLEAUX :.....	65

INTRODUCTION

La dentisterie a toujours eu vocation à restaurer les arcades de manière esthétique. De nos jours, avec l'évolution importante des biomatériaux, la dentisterie contemporaine réussit de plus en plus son volet esthétique, notamment grâce aux restaurations collées, nos confrères anglophones l'ont même baptisée « adhesthetic » en contraction de « adhesive » et « esthetic ». D'une part les matériaux métalliques ont laissé la place aux céramiques et aux composites qui sont indéniablement plus esthétiques et potentiellement biomimétiques. D'autre part les protocoles de scellement et les préparations rétentives ont été peu à peu abandonnés pour se concentrer sur des protocoles de collage et des préparations les moins invasives possible.

Les restaurations partielles collées font partie intégrante de notre arsenal thérapeutique aujourd'hui. Elles peuvent prendre de multiples formes, minimalement invasives comme les facettes antérieures ou moins conservatrices comme les couronnes. Dans cette thèse nous allons nous concentrer sur les restaurations collées postérieures unitaires (RCPu) qui restaurent toutes les cuspidés des dents postérieures à savoir les overlays.

Cependant ces techniques sont relativement récentes et évoluent extrêmement vite. Si le collage a certes fait ses premiers pas en 1955, avec la découverte du mordantage des substrats dentaires par le Dr. Buonocore(1), les protocoles de collage n'en sont pas moins réétudiés et améliorés régulièrement. Concomitamment les matériaux sont eux aussi en développement constant dans leurs modes de fabrication, leurs natures intrinsèques ou encore dans l'élaboration de leurs différentes indications et de leur mise en place. Aussi l'avènement de la conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) que nous vivons aujourd'hui a un grand impact sur l'évolution de ces RCPu et de notre pratique quotidienne.

Ainsi cette thèse a pour but de faire une mise à jour de la littérature scientifique portant sur la réalisation des overlays. D'abord nous allons rappeler les fondamentaux qui permettent de bien comprendre la réalisation d'un bon protocole de collage. Puis nous allons détailler et classier les matériaux disponibles pour réaliser les overlays. Enfin une analyse commentée de la littérature actuelle sera exposée afin d'essayer de déterminer les meilleures conditions de réalisation des overlays à ce jour.

1 L'APPROCHE MINIMALEMENT INVASIVE

1.1 Le « biomimétisme » ou « bio-émulation »

Il existe aujourd'hui un vaste de choix de possibilités thérapeutiques pour restaurer les dents délabrées. Parmi ces possibilités, certaines tendent de plus en plus vers le concept de « biomimétisme » ou de « bio-émulation ». Ce concept est né d'un néologisme qui a pour racine grecque « bios » la vie et « mimesis » imiter. Il a été créé par l'universitaire américain Otto Schmitt pour désigner l'imitation d'un processus biologique par des procédés technologiques(2). La « bio-émulation » est le concept qui cherche à recréer un élément de la nature par le « biomimétisme »(3).

Pour la dentisterie ce concept de « biomimétisme » s'applique au fait de restaurer une dent délabrée au plus proche de la nature, que ce soit au niveau fonctionnel, esthétique, biologique ou biomécanique(4).

1.2 Le gradient thérapeutique

Pour mettre en application une approche minimalement invasive le concept de « gradient thérapeutique » a été créé par Gil Tirlet et Jean-Pierre Attal(5).

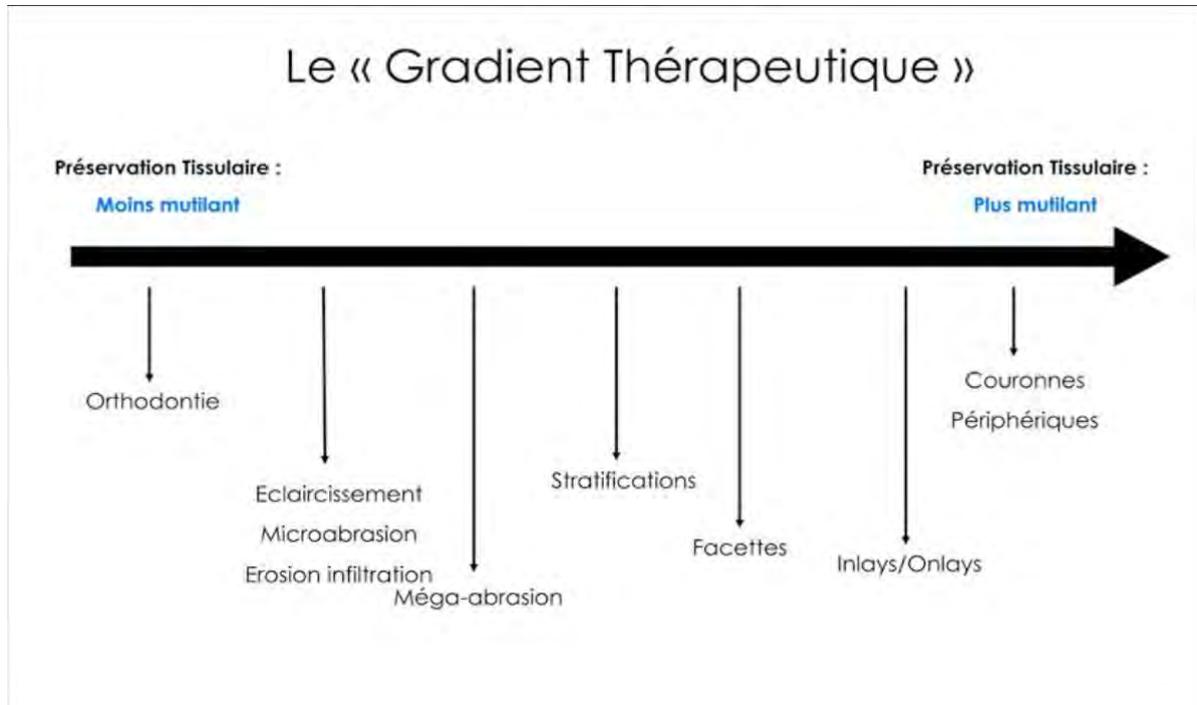


Figure 1: Le Gradient Thérapeutique(6)

Il se matérialise par un axe horizontal allant de gauche à droite du traitement le moins mutilant au traitement le plus mutilant.

Il s'agit d'une aide à la réflexion pour guider le praticien qui doit mettre en place le traitement qui permettra la plus grande préservation tissulaire pour la thérapeutique envisagée pour le patient. Et de nos jours il existe de nombreuses solutions thérapeutiques avant d'arriver à la solution la plus mutilante pour une dent, à savoir la couronne périphérique.

La solution la moins mutilante est l'orthodontie qui respecte au maximum l'intégrité tissulaire des dents, et qui s'inscrit complètement dans une réhabilitation fonctionnelle et esthétique des dents dans de nombreux cas. Ensuite le praticien peut réfléchir aux solutions d'érosion/infiltration, micro-abrasion ou éclaircissement avant même de réaliser un composite direct quand la situation le permet. Puis seront envisagées les facettes pour le secteur antérieur et les restaurations collées partielles ou totales comme les inlays, onlays ou overlays pour le secteur postérieur pour enfin arriver à la couronne périphérique si la situation l'impose. En effet en réalisant les solutions les moins mutilantes en premier il est souvent possible de ré-intervenir sur les dents alors que l'inverse est souvent impossible.

De fait, on essaiera d'appliquer cette réflexion au plus grand nombre de cas possible et plus encore dans le cas de patients jeunes pour lesquels il est d'autant plus intéressant de retarder les solutions les plus invasives qui sont les moins réversibles(5), et chercher à préserver au mieux la dent et la vitalité pulpaire(7).

1.3 Rappels d'histologie

Il convient dans un premier temps pour parler de collage de rappeler l'histologie des dents étant donné que les tissus dentaires seront les substrats du collage.

1.3.1 L'émail

L'émail est un tissu qui est jusqu'à 97% minéralisé ce qui en fait le tissu le plus minéralisé du corps humain.(8)

Il est constitué de trois phases distinctes qui sont :

- La phase minérale : 96% en poids, 90% en volume,
- La phase organique : 0,4% en poids, 2% en volume,
- La phase aqueuse : 3,6% en poids, 8% en volume.(9)

1.3.1.1 Composition

- La phase organique (représente 2% en volume de l'organe dentaire mature) est composée en majeure partie de protéines, et de quelques lipides dont des phospholipides. Les protéines retrouvées dans la matrice organique sont divisées en deux catégories :
 - les amélogénines, qui constituent 90% de cette matrice organique. Elles sont formées durant l'amélogenèse puis sélectivement dégradées et éliminées pour n'en retrouver qu'une infime quantité dans l'organe mature.
 - les protéines non-amélogénines ; l'améloblastine, l'énaméline ou encore la tufteline.
- La phase minérale (représente 87% à 91% en volume de l'organe dentaire mature) est composée de cristaux d'apatite carbonatée. Ils se manifestent sous la forme d'amas de monocristaux d'hydroxyapatite qui s'empilent de manière verticale et horizontale pour former des cristallites. Ces cristallites vont s'organiser de deux manières différentes, soit sous une forme complexe de prismes ou « bâtonnets » d'une taille de l'ordre du micromètre qui constituent l'émail prismatique. Soit sous une forme plus simple où les cristallites sont tous orientés dans le même sens et constituent l'émail aprismatique. La composition est la même mais l'orientation des cristallites est différente.(10)

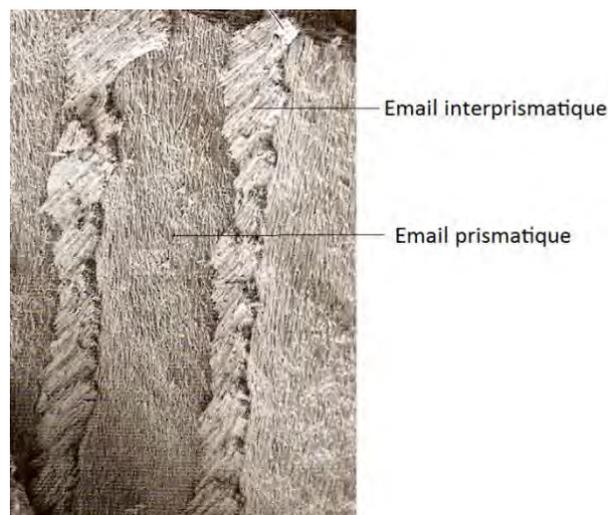


Figure 2: Image MEB de la couche d'émail prismatique avec les bandes d'émail interprismatique.(11)

1.3.1.2 Structure

L'épaisseur de l'émail va alors se composer en trois couches :

- l'émail aprismatique interne, qui va se joindre avec la dentine.
- l'émail prismatique qui constitue la majeure partie de l'épaisseur de l'émail. Cet émail est donc constitué de prismes mais entre les prismes il y a un émail aprismatique qui est appelé à cet endroit l'émail interprismatique.
- l'émail aprismatique externe.

1.3.2 La dentine

La dentine est un tissu d'origine mésenchymateuse, non vascularisé et minéralisé.(12)

1.3.2.1 Composition

La dentine est aussi un tissu minéralisé, moins que l'émail mais plus que l'os et le cartilage. Elle est aussi composée de trois phases ;

- organique à 20% en poids et 29% en volume,
- minérale à 70% en poids et 50% en volume,
- aqueuse à 10% en poids et 21% en volume.(9)

La phase minérale est composée de cristaux d'hydroxyapatite carbonatée et magnésifiée.

La phase organique est composée à 90% de collagène, majoritairement de type I, et 10% de substance non collagénique.

1.3.2.2 Structure

La dentine est un tissu perméable car elle est composée de millions de tubules ou canalicules dans lesquels sont situés les prolongements cellulaires des odontoblastes sécréteurs de la dentine. Cette caractéristique lui confère sa capacité de réponse aux *stimuli* externes, thermiques, chimiques et tactiles.(9) La densité de ces canalicules n'est pas la même tout au long de l'épaisseur de la dentine, elle est croissante de l'extérieur vers l'intérieur ; elle va d'environ 15.000 tubules/mm² en périphérie à 55.000 tubules/mm² en juxtapulpaire là où sont situés les corps cellulaires des odontoblastes.

On distingue plusieurs types de dentine d'un point de vue morphologique et chronologique :

- La dentine coronaire périphérique :

Appelée manteau dentinaire (« *mantle dentin* » en anglais), elle fait la continuité avec la jonction amélo-dentinaire, dépourvue de canalicules et très peu minéralisée elle joue un rôle d'amortisseur des forces masticatoires transmises par l'émail. Elle est d'une épaisseur d'approximativement 15 à 30 µm. Elle est synthétisée lors des premiers stades de l'odontogenèse par des odontoblastes encore non polarisés.(13)

- La dentine circumpulpaire physiologique :

Elle se distingue chronologiquement en :

- **Dentine primaire**, qui est la première à être synthétisée durant la croissance, jusqu'à la mise en fonction de la dent et de son édification radiculaire. C'est celle qui représente la majeure partie de la dentine de la dent mature.
- **Dentine secondaire**, qui prend le relais à partir de la fin de l'apexogenèse, elle est synthétisée tout au long de la vie de manière centripète par les odontoblastes persistant à la surface de la dentine côté pulpe. Elle permet de compenser les phénomènes physiologiques d'attrition. Sa synthèse se ralentit peu à peu au cours de la vie.

Et elle se distingue topographiquement en :

- **Dentine intercanaliculaire**, c'est celle qui représente la majeure partie de la dentine circumpulpaire, synthétisée en premier elle correspond à la transformation de la pré-dentine en dentine.

- **Dentine péricanaliculaire**, elle est synthétisée plus tardivement, en regard de la lumière canaliculaire et avec une composition dépourvue en collagène et plus minéralisée.(13)

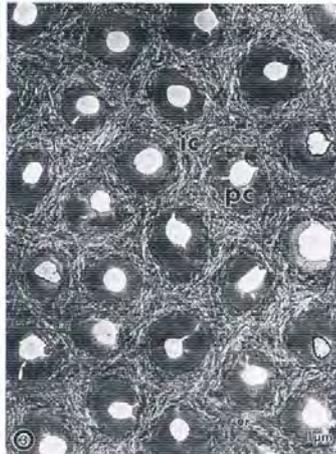


Figure 3: Image de microscopie électronique à transmission d'une coupe de dentine humaine, illustrant la présence des canalicules dans la dentine. La dentine péri-canaliculaire (pc) entoure les canalicules en anneau, et la dentine inter-canaliculaire (ic) se trouve entre ces canalicules avec un aspect plus fibreux.(14)

- La dentine tertiaire :

Aussi appelée dentine cicatricielle ou réactionnelle ou réparatrice, elle est synthétisée en réponse à une agression. En regard d'un stimulus de type lésion carieuse, traumatique, iatrogène (restauration irritante chimiquement) ou occlusale, les odontoblastes réagissent de manière proportionnelle à la quantité de dentine primaire détruite, toujours de manière centripète de façon à épaissir la dentine pour isoler la pulpe du milieu extérieur. Lorsque l'agression est modérée on l'appelle dentine réactionnelle qui est structurellement proche de la dentine secondaire. Lorsque l'agression est sévère c'est la dentine réparatrice, les odontoblastes primaires sont détruits et alors de néo-odontoblastes synthétisent cette dentine qui est atubulaire et avec des inclusions cellulaires.(9)

- La dentine sénescence ou sclérotique :

Ce type de dentine est caractérisé par son hyperminéralisation et sa structure atubulaire. Elle est la résultante soit du vieillissement normal de la dent, les prolongements odontoblastiques dégèrent petit à petit et laissent les canalicules vides dans lesquels une dentine péricanaliculaire s'appose, c'est la dentine sénescence.(9)

1.3.3 Biomécanique et propriétés physico-mécaniques de la dent et des matériaux

1.3.3.1 Définition des propriétés physiques et mécaniques et implications cliniques

On détermine les propriétés mécaniques des matériaux selon des essais mécaniques qui mesurent la déformation d'un échantillon de matériau en fonction de la contrainte appliquée sur celui-ci.

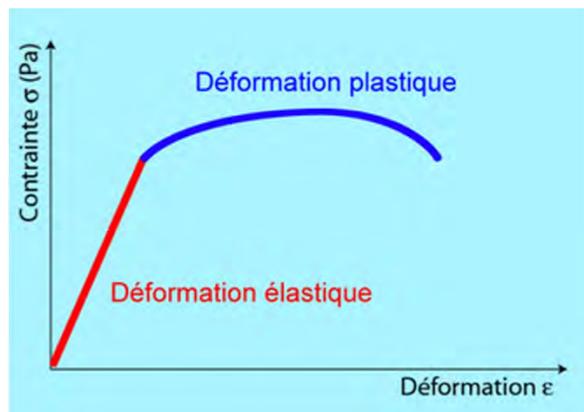


Figure 4: Courbe contrainte-déformation.(15)

Au début de l'application d'une contrainte le matériau se déforme de manière réversible, c'est la déformation élastique, lorsque l'on supprime la contrainte le matériau revient à sa forme initiale. Au-delà d'un certain seuil appelé la limite élastique, le matériau se déforme de manière irréversible, c'est la déformation plastique. La courbe s'arrête alors à la rupture de l'échantillon.

Propriété	Technique de mesure	Définition/Remarque	Intérêt clinique
La résistance à la traction	Essai de traction	La résistance est la contrainte maximale que peut subir un matériau avant de se rompre. On parle de résistance en fonction de l'essai associé.	Il existe une bonne corrélation avec la résistance en flexion.
La résistance à la compression	Essai de compression		Il est facile de réaliser un essai de compression mais difficile d'établir une corrélation avec le comportement clinique des matériaux.
La résistance à la flexion	Essai de flexion en 3 points		La résistance à la flexion présente un intérêt important cliniquement car les forces masticatoires induisent des forces de flexion importantes sur les dents.
Le module de Young	Essai de flexion en 3 points	C'est la relation linéaire qui existe entre la contrainte appliquée et la déformation élastique du matériau. Il est donné par la pente du domaine élastique sur le diagramme de contrainte-déformation. Il caractérise la rigidité. Plus le module de Young est grand, plus le matériau est rigide, donc moins il se déforme sous la contrainte (dans le domaine élastique).	
La ténacité	Essai de flexion en 3 points avec une éprouvette pré-fissurée	C'est la propriété d'un matériau à s'opposer à la propagation d'une fissure.	Plus la ténacité d'un matériau est faible plus il est dit fragile et risque de se fissurer.
La résistance à la fatigue	Essai de fatigue par flexion rotative ou charge axiale	Les mécanismes de fatigue sont difficiles à simuler <i>in vitro</i> , donc souvent remplacés par d'autres essais.	Ce phénomène est prépondérant pour nos biomatériaux dentaires qui subissent des contraintes masticatoires répétées.

La dureté Vickers	Essai de dureté Vickers	La dureté peut être qualifiée de résistance à la déformation plastique localisée.	Cliniquement cela va avoir un impact sur la facilité de polissage des matériaux.
La ductilité		Elle correspond à la faculté d'un matériau à se déformer de manière permanente avant de se rompre. Ainsi sur le diagramme contrainte-déformation lorsque la phase plastique est longue le matériau est ductile. A l'inverse plus la phase plastique est courte plus le matériau est dit fragile. Cependant un matériau peut être fragile mais avoir une grande résistance, autrement dit, il faut appliquer une grande contrainte pour le déformer (dans le domaine élastique), mais dès que la limite élastique est atteinte le matériau se rompt et ne se déforme pas de manière plastique, c'est le cas des céramiques, elles sont fragiles mais résistantes.	

Tableau 1: Récapitulatif des propriétés mécaniques des matériaux. (16)

1.3.3.2 Propriétés physico-mécaniques de l'émail et de la dentine

Il est intéressant de connaître les propriétés intrinsèques des tissus durs de la dent, pour pouvoir essayer de trouver les biomatériaux qui s'en rapprochent le plus possible.

Propriétés	Dentine	Email
Conductivité thermique	0,22 W/m/°C	0,92 W/m/°C
Coefficient de dilatation thermique	$8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$11,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Module d'élasticité	18,3 GPa	84,1 GPa
Dureté	90 HV	408 HV
Résistance au cisaillement	138 MPa	90 MPa
Résistance à la compression	297 MPa	384 MPa
Résistance à la traction	98,7 MPa	10,3 MPa

Tableau 2: Caractéristiques physico-mécaniques de l'émail et de la dentine.(9)

1.3.3.3 Les pertes de substances dentaires : fragilisation de la dent

Plusieurs facteurs sont à l'origine de pertes de substances dentaires, mais le principal reste la carie. Celle-ci peut prendre différentes formes et différentes topologies sur la dent. L'étendue de la perte de substance va être déterminante sur la résistance résiduelle de la dent.

En 1989 Reeh et coll.(17) réalisent des tests de compression sur des prémolaires avec différentes étendues de perte de substance et en relèvent les conclusions suivantes :

- Une cavité d'accès endodontique génère 5% de perte de résistance (test fait avant et après instrumentation endodontique)
- Une cavité occlusale conservant les deux crêtes marginales génère 20% de perte de résistance
- La perte d'une crête génère 46% de perte de résistance
- La perte des deux crêtes marginales génère 63% de perte de résistance.

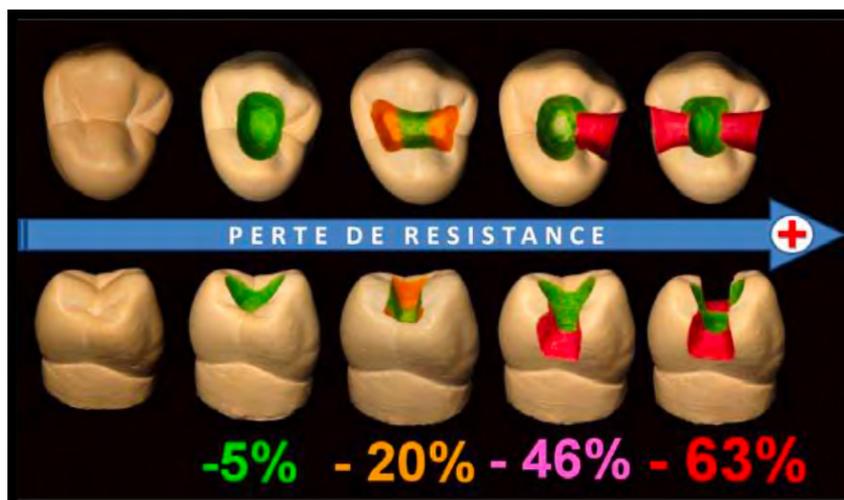


Figure 5: Illustration de la perte de résistance liée à l'étendue d'une cavité occlusale jusqu'à mésio-occluso-distale.(18)

Il a donc été montré que l'instrumentation endodontique en elle-même ne créait pas de perte de résistance mécanique, mais que c'est l'étendue de la perte de substance coronaire qui est à l'origine de la fragilisation de la dent. Et ce sont les grandes cavités qui effondrent les crêtes marginales qui sont les plus préjudiciables. Les crêtes marginales sont donc des poutres de résistance de la dent, comme le pont d'émail sur les molaires. Ces poutres de résistance s'opposent à la flexion des cuspidés, et sont donc à conserver le plus possible(4).

En 2005 Nagasiri et al.(19) montrent le lien de causalité entre la quantité de tissus durs résiduelle après un traitement endodontique et le taux de survie sur des dents sans restaurations englobant les cuspidés. Le taux de survie à 5 ans quand il reste

4 parois de 2 mm d'épaisseur est de 77% et diminue à 19% s'il y a moins de deux parois d'au moins 2 mm d'épaisseur.(20)

La procédure endodontique peut toutefois être à l'origine d'une fragilisation si la cavité d'accès est trop élargie :

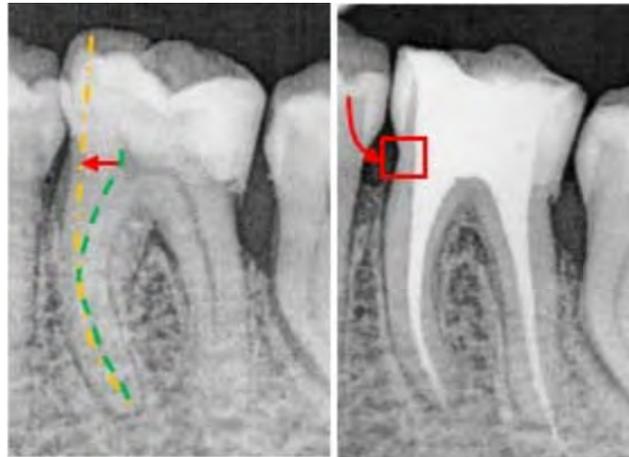


Figure 6: Amincissement de la paroi dentinaire cervicale par la cavité d'accès endodontique.

Cet écueil doit être particulièrement surveillé au niveau des canaux mésiaux des molaires mandibulaires, et au niveau des canaux mésio-vestibulaires des molaires maxillaires.(21)

1.4 Les restaurations collées postérieures unitaires

1.4.1 Définitions

1.4.1.1 Inlay

Dans le dictionnaire francophone des termes d'odontologie conservatrice, un inlay est « *une pièce prothétique assemblée par collage ou scellement, destinée à restaurer une perte de substance dentaire ne nécessitant pas de recouvrement de cuspide.* »(22). Il peut être réalisé à base de différents matériaux, en métal, composite, ou céramique.



Figure 7: Illustration de la forme d'un inlay comparé à l'onlay.

1.4.1.2 Onlay

L'onlay est « une restauration prothétique dentaire indirecte extra-coronaire rigide fixée dans une cavité préparée et assemblée à la dent par collage ou scellement » selon le dictionnaire francophone des termes d'odontologie conservatrice(22). Celui-ci est différent de l'inlay dans le sens où il restaure une ou plusieurs cuspides de la dent.



Figure 8: De gauche à droite; La cavité préparée sur 46; L'onlay en céramique sur le modèle en plâtre; L'onlay collé sur la 46.(23)

1.4.1.3 Overlay

L'overlay est en quelque sorte le cousin proche de l'onlay car il repose sur le même principe à la différence qu'il recouvre toutes les cuspides d'une dent, ce pourquoi on l'appelle aussi « onlay de recouvrement occlusal total » ou encore « couronne partielle » ou « partial crown » dans la littérature internationale.(6)(24)

Il se distingue de la couronne par l'absence de congé périphérique tout autour de la dent. On peut avoir à réaliser ce congé par endroit sur une préparation pour overlay mais il n'est pas systématique contrairement à la couronne qui repose strictement sur ce concept.

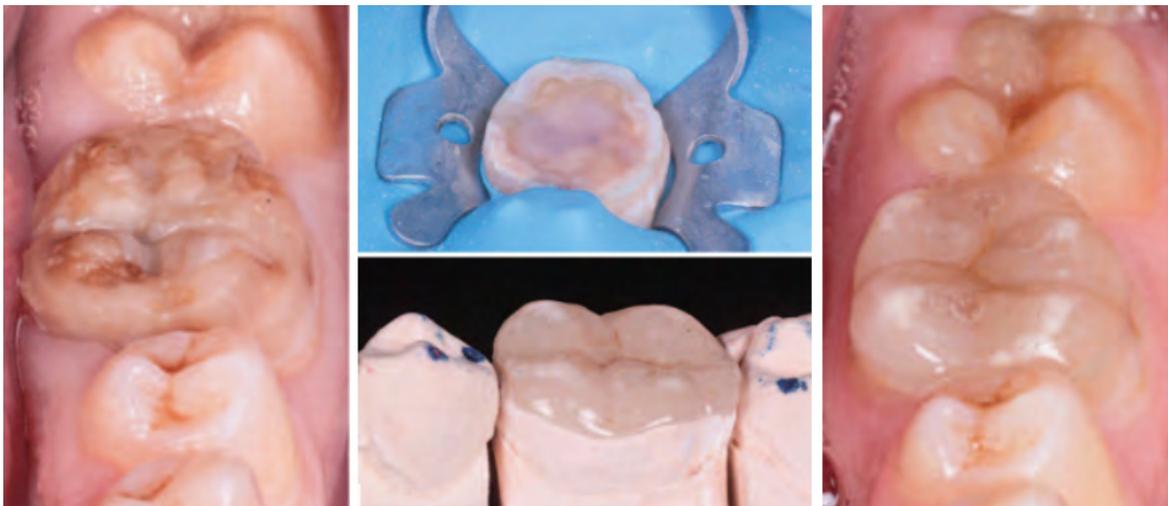


Figure 9: (A gauche) 36 délabrée coronairement, (au milieu en haut) préparation sous digue et IDS, (au milieu en bas) overlay sur plâtre, (à droite) overlay collé.(24)

1.4.1.4 Veneerlay

Le veneerlay vient du mot « veneer » qui signifie facette, et le suffixe « -lay » est repris de inlay/onlay. C'est donc une restauration qui se situe entre l'onlay ou l'overlay et la facette. On restaure une perte de substance coronaire et dans un souci d'esthétique on restaure aussi toute la face vestibulaire jusqu'à une limite cervicale à la manière d'une facette. Cette restauration se fait donc en général sur des prémolaires voire des premières molaires qui sont visibles dans le sourire, et la mise en place technique est un peu plus complexe du fait de la gestion de l'axe d'insertion qui en découle.

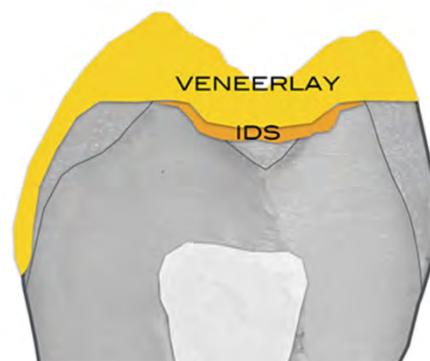


Figure 10: Illustration du Dr. Charles Toledano sur la forme d'un veneerlay.(25)

1.4.2 Dans quelles situations faire l'overlay ?

1.4.2.1 Indications/Contre-indications

1.4.2.1.1 Indications

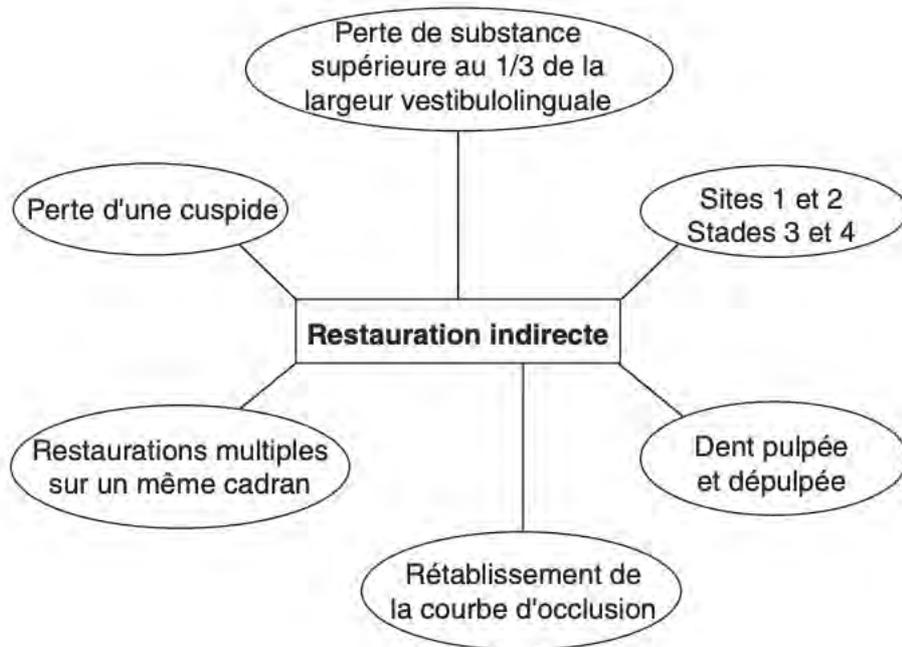


Figure 11: Indications des restaurations indirectes postérieures(26)

Concernant la taille des futures restaurations envisagées sur des dents postérieures, si celles-ci représentent plus d'un tiers de la largeur vestibulo-linguale ou qu'au moins une des cuspides est perdue, la restauration indirecte est indiquée. Plus spécifiquement pour l'overlay, il est indiqué lorsque toutes les cuspides sont détruites ou qu'elles sont trop fines pour être conservées.

Dans la classification de Hume et Mount de 1997(27) aussi appelée classification Si/Sta les restaurations indirectes sont indiquées pour les Sites 1 et 2 (surfaces occlusales et faces proximales) et les stades 3 et 4 (les stades qui sont associés à un risque de fracture des parois résiduelles).

Les usures dentaires (non carieuses) principalement l'érosion et l'attrition, peuvent indiquer la réalisation d'overlays. Souvent les cas d'attrition généralisée sévère indiquent la réalisation d'overlays sur toutes les dents postérieures dans le cadre d'une réhabilitation globale fonctionnelle de remontée de dimension verticale d'occlusion, et par la même de réhabilitation esthétique.

Dans le cas de réhabilitations complexes ou étendues, si plusieurs restaurations sur un même cadran sont envisagées ou si l'on doit rétablir l'occlusion, recréer une courbe de Spee correcte, modifier la dimension verticale d'occlusion (DVO), les restaurations indirectes sont indiquées. Qui plus est, le mieux est de préparer toutes les dents concernées en même temps, pour obtenir une précision des points de contact plus importante et faciliter la réhabilitation occlusale.(26)

L'allergie à des alliages ou les phénomènes de galvanisme inhérents à de multiples restaurations métalliques adjacentes constituent une indication à la mise en place de restaurations indirectes en céramique.

1.4.2.1.2 Contre-indications

Des délabrements très importants dans les zones postérieures, sur des dents soumises à de grandes charges occlusales, ainsi que les contextes occlusaux défavorables de type bruxisme sont à considérer pour la longévité des restaurations comme étant à plus grand risque d'échec.

Les limites sous-gingivales qui empêchent la pose d'un champ opératoire étanche constituent une contre-indication absolue au collage. Toutefois il est possible dans certains cas, avec des remontées de marge de rehausser les limites à un niveau supra-gingival permettant une isolation étanche.

Aussi, plus les limites sont basses plus l'émail disparaît, or il faut qu'il persiste de l'émail autour de la préparation pour un collage efficace. Le collage sur la dentine n'est toujours pas aussi performant que le collage à l'émail.

Le risque carieux élevé et une hygiène perfectible augmentent le risque de reprise carieuse au niveau des limites et constituent donc deux contre-indications relatives à la réalisation des overlays dans de bonnes conditions.

L'espace prothétique doit laisser au minimum 2mm pour pouvoir faire une restauration la plus résistante possible. (Les overlays dits « table-tops » sont des overlays structurellement plus fins mais ils constituent une catégorie différente pour des cas cliniques particuliers. (cf 1.4.2.3))

1.4.2.2 La « 3-step technique »

Il existe aujourd'hui une méthode élaborée par Vailati et coll.(28) en 2008 pour réhabiliter les cas de perte de dimension verticale d'occlusion (DVO) dont l'étiologie principale est l'érosion. C'est une réhabilitation fonctionnelle et esthétique en 3 étapes par l'utilisation de restaurations collées. Les overlays font donc partie intégrante de cette méthode mais ils sont souvent d'une épaisseur inférieure à 1,5mm et sont alors appelés des « table-tops ».



Figure 12: À gauche vue occlusale de l'arcade maxillaire révélant une érosion importante des faces palatines des dents antérieures et des faces occlusales des dents postérieures. À droite les facettes palatines et les overlays en E.max® sur les modèles en plâtre.(29)

1.4.2.3 Classification des overlays selon leurs indications cliniques

En 2016 Etienne et Anckenmann proposent une classification des overlays selon leurs indications cliniques(30) :

- Type I : les « table-tops », qui sont des overlays de moins d'1,5mm d'épaisseur, presque exclusivement collés sur l'émail. Ils sont indiqués pour des délabrements de la face occlusale seulement, ou dans des thérapeutiques globales de rehaussement de la dimension verticale d'occlusion (cf 1.4.2.2).
- Type II : ce sont les overlays les plus courants, compris entre 1,5 et 4mm d'épaisseur, et principalement collés sur de la dentine.
- Type III : ils sont quasiment identiques au type II à la différence que la restauration comprend un noyau de reconstitution par substitut dentinaire.
- Type IV : ce sont les overlays qui reconstituent des dents dépulpées.

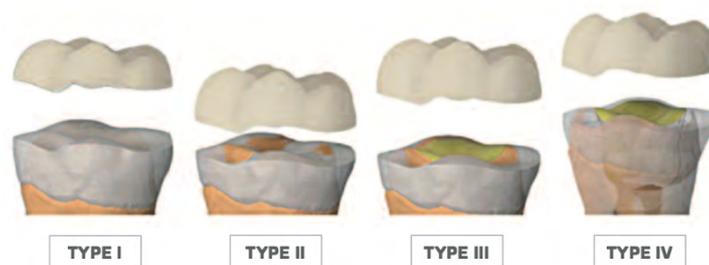


Figure 13 : Illustration de la classification des overlays en 4 types proposée par O.Etienne et L.Anckenmann.

1.4.3 Critères de préparation de l'overlay

Tout d'abord nous restons dans le cadre de l'approche minimalement invasive, donc le maître mot reste la préservation tissulaire. Toutefois il faut respecter certains critères concernant par exemple les parois résiduelles ou l'épaisseur du futur matériau qui vont parfois obliger à enlever un peu de tissu sain pour assurer une pérennité la restauration.

En 2015 Rocca et al.(31) ont compilé les différents critères de préparation des cavités pour restaurations postérieures collées, nous allons voir ici celles qui s'appliquent aux overlays :

- L'épaisseur occlusale minimale recommandée pour des restaurations composites est de l'ordre de 1mm, pour les céramiques feldspathiques (Vita Mark II®) et renforcées en leucite (IPS Empress I®) de 2mm, et pour les céramiques renforcées en disilicate de lithium (IPS E.max® pressée ou CFAO) de 1 à 1,2mm plus proche des composites.(32)(33)(34).

- La présence d'émail sous la restauration semble avoir montré un effet bénéfique.(35)(34)(36)(37). Le module d'élasticité de l'émail étant assez proche de celui de la céramique feldspathique enrichie en disilicate de lithium (E.max®). Il paraît donc intéressant de l'utiliser lorsqu'il reste beaucoup d'émail sur la préparation.

- Les fêlures amélares et dentinaires doivent être supprimées pour éviter les risques de fracture secondaire ou d'infiltration bactérienne. Cependant si la fêlure s'étend en sous-gingival ou si elle est trop proche de la pulpe on pourra considérer à ne pas éliminer la totalité de la fêlure. Dans ce cas on devra réaliser des limites biseautées pour que les contraintes masticatoires se transmettent de manière centripète à la dent (cela sera évoqué un peu plus loin, dans le concept de préparation « anti-fragile »).

- Le recouvrement des cuspidés est fortement indiqué lorsque les parois résiduelles mesurent moins d'un millimètre d'épaisseur, et si celles-ci font entre un et deux millimètres il faut mettre en balance le contexte occlusal de la dent ainsi que la présence ou non de para-fonctions.(38)

- La pérennité du collage est améliorée lorsque le cercle d'émail cervical est conservé. Lorsque celui-ci est conservé il permet une répartition des forces de compression plus harmonieuse au niveau de la jonction amélo-dentinaire(37).

En 2018 dans un article de revue Politano et al.(39) développent les critères de réalisation des overlays selon le concept de préparation « anti-fragile ». Il s'agit de préparer la dent en vue de recevoir la restauration la plus pérenne possible. Cela mène alors parfois à s'affranchir du concept du « minimalement invasif » pour la dent, pour privilégier « le plus pérenne » pour la restauration.

En se basant dans un premier temps sur la marche à suivre édictée par Ahlers et al. en 2006(40), puis Arnetz et al. en 2009(41) on retrouve les principes suivant :

- 1- Préparations aux formes géométriques les plus simples possibles,
- 2- Prévoir une épaisseur minimale de la restauration de 1,5mm à 2mm uniforme sur toute la surface de la préparation,
- 3- Supprimer tous les coins et arêtes possibles,
- 4- Toute force de flexion doit, si possible, être transformée en force de compression,
- 5- Faire des transitions douces pour éviter des zones de stress ou effet de coin,
- 6- Éviter les contraintes de cisaillement pour la future restauration,
- 7- Obtenir la plus grande surface de contact possible entre la dent et la restauration,
- 8- Conserver la plus grande surface d'émail possible.

Quant à la préservation ou l'amputation des cuspidés, deux cas de figure permettent la conservation de celles-ci :

- La présence d'une cuspide suffisamment solide, à savoir d'une épaisseur et d'une hauteur d'au moins 2mm,
- La cuspide vestibulaire suffisamment épaisse d'une prémolaire maxillaire peut être conservée dans un intérêt esthétique, mais tout en sachant qu'il s'agit d'une situation à risque.

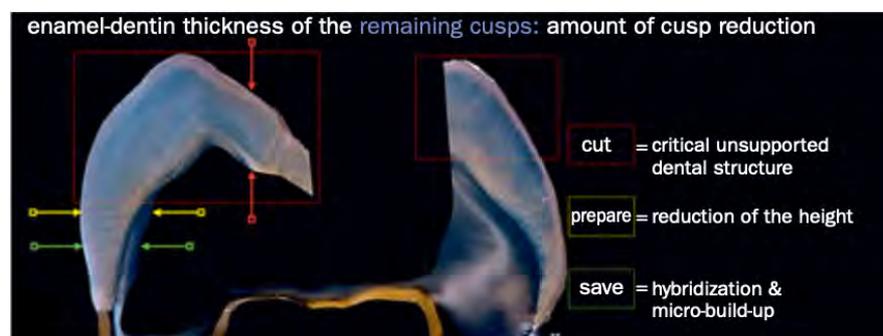


Figure 14: Illustration d'une coupe d'un cas de cuspide à amputer.(39)

L'élaboration d'une surface de préparation la plus lisse et plane possible permet un positionnement de la pièce plus aisé et permet au matériau de collage de fuser plus facilement (42). La pièce vient alors mieux épouser la préparation et l'épaisseur de la couche de collage s'en voit alors diminuée, cela résulte alors en un facteur C diminué pour le matériau de collage réduisant ainsi la tension induite par le retrait de polymérisation du composite contenu dans la colle (43). Il n'y a pas réellement de consensus à ce jour mais une épaisseur de 50µm à 100µm pour le matériau de collage semble correcte (44).

Il reste toutefois envisageable de « creuser » une petite forme anti-rotationnelle pour permettre un positionnement parfait de la restauration, sans décalage accidentel.



Figure 15: 3 formes de préparation différentes pour les limites au niveau d'un recouvrement cuspidien. A gauche le "butt margin", au milieu le "bevel" ou biseau, à droite le congé.(45)

L'émail préparé de manière oblique (limite en biseau) a montré une force d'adhésion plus élevée qu'une limite « plate » de l'émail (46). De plus les forces sont exercées de manière centripète sur la dent avec cette forme oblique. On diminue alors les risques de fracture de la dent sous-jacente. Cela rend cette méthode d'autant plus indiquée pour les dents atteintes de fêlures. Au lieu d'écarter les berges de la fêlure, avec cette forme de préparation, les forces tendent plutôt à rapprocher les berges de la fêlure lors de l'application d'une contrainte occlusale.

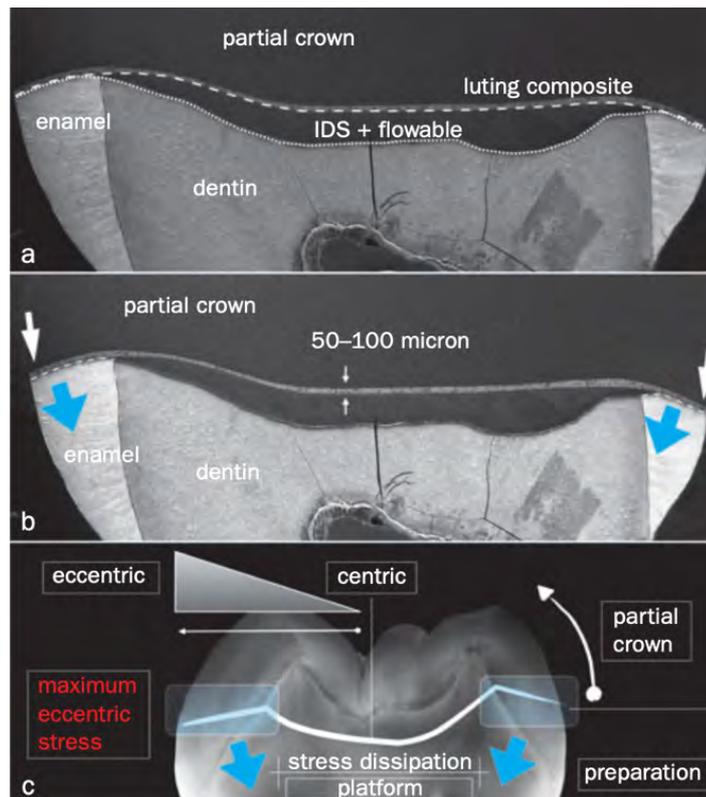


Figure 16: Illustration de photographie en SEM de coupe d'un collage : overlay + IDS + composite fluide + colle entre 50 et 100µm + émail oblique.(39)

La préparation oblique de l'émail se fait après l'IDS dans le but d'enlever tous les résidus de collage sur l'émail et avant de faire l'empreinte.

La création d'un noyau de composite semblable à la partie coronaire d'un inlay-core (« composite macro-core build-up ») n'est pas indiquée. D'une part cette masse importante de composite crée une tension de surface plus importante au niveau de la couche hybride comparé à un IDS peu épais. D'autre part, l'écart important de module d'élasticité entre le composite et la future céramique sus-jacente crée aussi une tension entre ces deux matériaux. Des micro-fêlures au niveau de l'intrados de la céramique se créent et peuvent se propager pour aboutir à des fractures dans la masse de la céramique.

Une exception existe pour les prémolaires très délabrées. De par leur position plus antérieure que les molaires elles sont plus soumises aux forces de cisaillement en latéralité et un noyau de composite peut permettre d'augmenter la rétention et la résistance en flexion de la future restauration.

Quant au surplomb proximal ou porte-à-faux au niveau du point de contact, pour une restauration, il semblerait nécessiter moins de deux millimètres. Au-delà de deux millimètres le risque de fracture de la restauration devient trop important en raison de la résistance à la flexion des matériaux pour restaurations directes et indirectes partielles.(47)

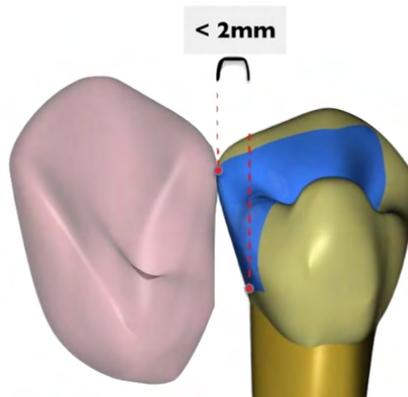


Figure 17: Notion de porte-à-faux ou surplomb proximal, inférieur à 2mm pour la résistance à la flexion des matériaux.

1.4.3.1 Le scellement dentinaire immédiat (IDS)

Le scellement dentinaire immédiat (traduction de l'anglais « immediate dentin sealing » IDS) fait partie intégrante des préparations pour RCP. Son but est de créer une couche hybride sur la dentine, constituée d'un réseau de polymères contenus dans l'adhésif et du collagène de la dentine. Cela crée un « manteau » isolant, qui diminue significativement les sensibilités pulpaire et potentialise le collage sur la dentine.(48) De plus cette surface d'IDS douce et uniforme permet une meilleure distribution des forces (de compression principalement).

Il est réalisé sur la dentine uniquement, comme un protocole de collage classique et peut être réalisé avec soit de l'adhésif seul soit de l'adhésif adjoint d'un peu de composite fluide qui permet de lisser la préparation et d'éliminer de petites contre-dépouilles.

On réalise cet IDS après la préparation des parois dentaires. Puis il convient de le polir et de retoucher les limites pour éliminer tout débris sur l'émail puisqu'un autre protocole de collage sera réalisé sur ce dernier lors de la pose de la restauration. Enfin, après ces étapes on réalise l'empreinte.

1.5 Protocole d'assemblage

1.5.1 Protocole de collage

Une étude de 2016 menée par Collares et al.(49) visant à déterminer le meilleur système de collage pour des restaurations indirectes a montré un risque d'échec 142% supérieur pour les systèmes M&R 2 et SAM 1 comparé aux systèmes SAM 2 et M&R 3.

La différence résulte dans l'application de l'adhésif seul dans les systèmes SAM 2 et M&R 3. Alors que dans le M&R 2 l'adhésif est associé au primaire et dans le SAM 1 l'adhésif est associé au primaire et au mordantage, ce qui en réduit son efficacité.

1.5.1.1 Exemple d'un protocole de collage

Voici l'exemple du protocole de collage du système M&R III :

1. **Pose de la digue** : obtention de l'étanchéité, pour faire une barrière contre l'eau et les bactéries.
2. **Sablage** : microsablage (aéro-sableuse) avec des particules d'alumine à 25µm.
3. **Rinçage et séchage.**
4. **Mordantage** : avec de l'acide orthophosphorique à 37%, pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine.
5. **Rinçage** : au moins autant de temps que le mordantage, donc au moins 30 secondes.
6. **Application du primer/primaire** : avec une mini-brossette ou microbrush® sur toute la préparation pendant au moins 20 secondes,
7. **Séchage doux** : avec la seringue à air,
8. **Application de l'adhésif** : avec un microbrush®, en massant la préparation pour faire pénétrer au mieux dans les substrats pendant au moins 20 secondes.
9. **Séchage doux puis photopolymérisation** : en fonction des recommandations du fabriquant.

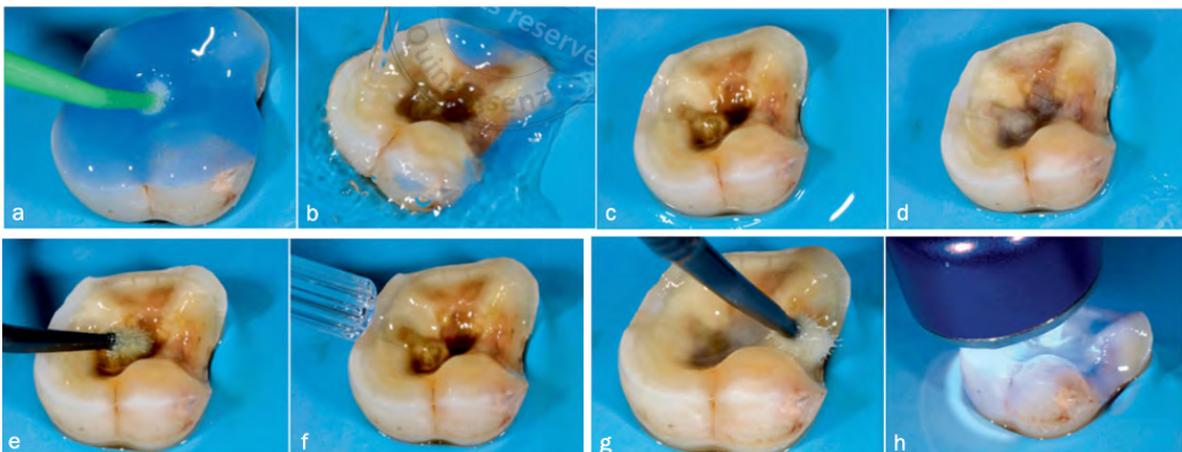


Figure 18: Illustration du protocole de collage : a- mordantage, b- rinçage, c- dentine humide, d- séchage doux, e- primaire, f- séchage doux, g- adhésif, h- photopolymérisation.(39)

1.5.2 Le protocole d'assemblage

Pour une restauration en composite le collage avec un matériau composite est naturellement indiqué, et un simple sablage de l'intrados est suffisant pour passer aux étapes suivantes avec un matériau de collage.

Pour la céramique, le collage au composite est aussi admis car il est le matériau qui permet la meilleure force d'adhésion de la céramique sur la dent cependant il est nécessaire d'appliquer un protocole supplémentaire pour pouvoir la coller. Le collage avec une céramique s'obtient d'abord par une rétention micromécanique obtenue par le mordantage à l'acide fluorhydrique de l'intrados. Puis un agent de couplage (silane) vient assurer l'adhésion chimique entre le composite et la céramique mordancée.

Le mordantage de la céramique à l'acide fluorhydrique est indiqué sur les céramiques vitreuses, et le temps de mordantage varie en fonction de la nature de la vitrocéramique, 60 s pour la céramique renforcée en leucite et 20 s pour la céramique renforcée en disilicate de lithium.

2 LES DIFFERENTS MATERIAUX DISPONIBLES POUR RESTAURATIONS COLLEES POSTERIEURES UNITAIRES

2.1 Les résines composites

Les composites ont aujourd'hui presque complètement remplacé les amalgames et sont utilisés quotidiennement pour les restaurations directes et indirectes.

2.1.1 Composition

Ce sont donc par définition des matériaux composites ; ils sont composés de deux phases, ils comportent une matrice résineuse, et des charges de structure et de taille variables.

2.1.1.1 La matrice résineuse/phase organique

La matrice résineuse est le magma dans lequel vont se retrouver les charges. Ce magma va se rigidifier par polymérisation de monomères diméthacrylates pour la plupart des composites. Ces monomères se polymérisent de façon chimique (chémopolymérisation) et/ou par la lumière (photopolymérisation).

C'est la matrice qui est à l'origine des inconvénients que l'on retrouve dans les composites à savoir, le retrait de polymérisation et la faible résistance à l'usure.(50)

Les monomères les plus courants sont les BisGMA et l'UDMA. Le BisGMA est le premier monomère à avoir été découvert et synthétisé, en 1962 par Bowen(51). L'UDMA a lui été développé en 1974 par Foster et Walker(52).

Ces monomères ne sont pas utilisés purs dans les composites, ils peuvent être utilisés en association, et ils sont de plus toujours associés à des diluants dont le chef de file est le TEGDMA. Ces diluants facilitent l'insertion des charges dans la matrice.

2.1.1.2 Les charges/phase minérale

Ce sont principalement les charges qui vont différencier les composites entre eux. Les charges vont largement influencer sur les caractéristiques physico-chimiques des composites. Elles vont pallier les insuffisances de la matrice notamment sur la contraction de polymérisation et l'absorption hydrique.

Ainsi on va catégoriser les composites en fonction de la taille, la nature, et le pourcentage volumique ou massique des charges.

En fonction de la taille des charges on qualifie les composites de :

- Nano-chargés : 1 à 100nm
- Mini-chargés : 0,1 à 1 μ m
- Midi-chargés : 1 à 10 μ m
- Macro-chargés : 10 à 100 μ m

Pour améliorer les propriétés physiques et mécaniques des composites, un agencement de plusieurs tailles de charges a mené à l'élaboration de composites dits hybrides. Le volume de matrice est ainsi réduit au profit d'une plus grande quantité de charges dont les tailles sont variables pour optimiser les propriétés optiques et mécaniques des composites en fonction de l'indication clinique de ces derniers. Les composites dits universels actuellement disponibles et utilisés dans la plupart des indications postérieures ou antérieures sont des composites hybrides composés de mini-charges et de nano-charges. Ils sont donc appelés nano-hybrides.

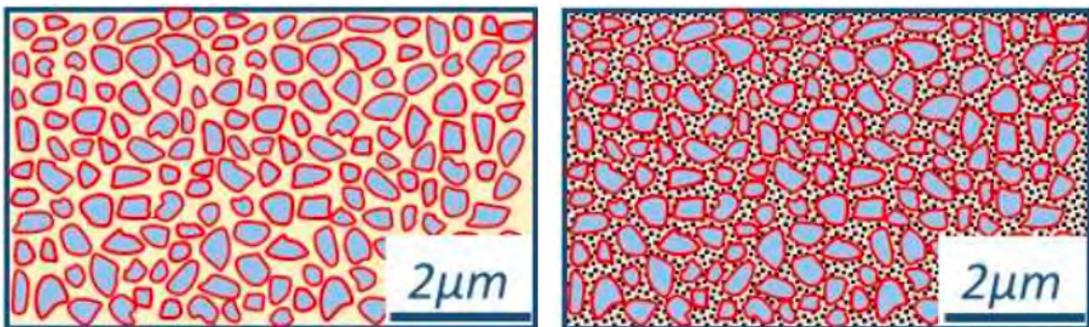


Figure 19: A gauche un composite mini-chargé, et à droite un composite hybride à mini particules.

2.1.2 Propriétés mécaniques des composites

Type de composite	Taux de charges (% massique)	Retrait volumique (%)	Résistance en flexion (MPa)	Module d'Young en flexion (GPa)	Dureté (VHN)
Microchargés	40-56	3,0-8,1	60-120	3-7	20-50
Microhybrides	76-81	2,3-3,0	100-170	8-10	32-111
Microhybrides fluides	60-68	3,0-4,5	90-120	5-8	12 -55
Nanohybrides	70-86	1,6-2,2	80-170	4,5-7	35-120
Nanohybrides fluides	55-65	1,9-2,5	70-120	4-6	28,4
Bulk Fill	77-86	1,6-2,0	115-185	4-12,9	88 -142
Bulk Fill fluide	65-75	2,5-4,1	110-141	2,8-9,3	40-100
Email			8-35	84,1-90,6	240-440
Dentine			30-65	10,3-18,1	50-87

Figure 20: Tableau des propriétés physico-mécaniques de différents composites.(50)

Le module d'Young et la dureté des composites se rapprochent de ceux de la dentine, mais sont comparativement plus éloignés de ceux de l'émail.

Le degré ou taux de conversion : c'est la quantité de monomères ayant réagi et s'étant polymérisés sur le nombre total de monomères initial. C'est cette conversion de monomères en macromolécules qui engendre le retrait de polymérisation. Plus le taux de conversion est élevé plus le retrait de polymérisation est important.

Le facteur C : c'est le nombre de faces collées au composite par rapport au nombre de faces libres du composite. Plus le facteur C est grand plus le stress de polymérisation sera important.(53)

2.2 Les céramiques

« Un article ayant un corps vitrifié ou non, de structure cristalline ou partiellement cristalline, ou de verre, dont le corps est formé de substances essentiellement inorganiques et non métalliques, et qui est formé par une masse en fusion qui se solidifie en se refroidissant, ou qui est formé et porté à maturité, en même temps ou ultérieurement, par l'action de la chaleur. »

Définition de l'American Society for Testing and Materials.

Elles ont une triple inertie : chimique, électrique et thermique. L'inertie chimique des céramiques est à la base de leur biocompatibilité, comme par exemple pour le nouveau domaine des implants céramiques qui bénéficient d'une faible adhésion des bactéries.(54)

On peut schématiser en disant que les céramiques sont fragiles à la fracture mais résistantes à l'usure, comme par exemple pour les lames de couteau céramiques ou les freins à disques céramiques de voitures.

La porcelaine est un type de céramique, donc la définition de céramique englobe celle de la porcelaine. La porcelaine est donc un type de céramique, néanmoins elle se différencie des autres par son coefficient d'absorption d'eau lors de sa fabrication qui est très faible comparé aux autres céramiques, de l'ordre de 0,5%.

Lors d'un test de résistance à la flexion les céramiques ne se déforment quasiment pas dans le domaine plastique. Elles ne se déforment que dans le domaine élastique. On dit donc qu'elles ne sont pas ductiles ; la ductilité est la capacité de déformation plastique avant rupture. Donc lorsqu'on dit que les céramiques sont fragiles à la fracture c'est parce que dès que leur déformation dans le domaine élastique est dépassée, elles se cassent.

Plus spécifiquement, la céramique dentaire est : « un solide de synthèse, inorganique, non métallique, à liaisons ioniques covalentes ou iono-covalentes, obtenu par consolidation à haute température d'un agglomérat pulvérulent préalablement mis en forme. »

Un solide de synthèse signifie qu'il n'existe pas à l'état naturel. Inorganique signifie qu'il ne repose pas sur une structure carbonée. Les liaisons covalentes et iono-covalentes sont des liaisons chimiques fortes. La consolidation à haute température est appelée le frittage. Et un agglomérat pulvérulent signifie grossièrement un tas de poudre qui dans ce cas est composé d'oxydes de différentes natures chimiques.

Donc plus simplement c'est un solide obtenu par frittage (cuisson à haute température du matériau) d'un agglomérat de poudre préalablement mis en forme.

Pour désigner les céramiques dentaires on parle de « systèmes céramiques ». Le système céramique est l'association d'un matériau céramique et d'un procédé céramique.

Le matériau céramique est la composition chimique de la céramique qui est composé à 99% d'oxydes. Il y a différents types d'oxydes, les oxydes de silicium, les alumines (oxydes d'aluminium), les zircons (oxyde de zirconium).(55)

Ces matériaux céramiques sont alors mis en forme par un procédé céramique. Il existe plusieurs procédés céramiques ;

- La mise en forme manuelle puis frittage, qui est donc la mise en forme par stratification de poudre de céramique (les oxydes) puis passée au four pour le frittage.

- Le frittage puis usinage. Utilisé par exemple en CFAO, on crée un bloc de céramique par frittage, puis l'usineuse va tailler le bloc pour mettre en forme la restauration.

- L'injection à chaud, ce sont les techniques pressées.

- Le frittage puis infiltration.

Il existe plusieurs classifications des céramiques ; selon le procédé céramique, selon la nature chimique, selon la température de fusion et selon la microstructure.

Nous allons détailler ici la classification selon la microstructure, en partant de la céramique la plus vitreuse (qui se rapproche le plus du verre, donc une structure inorganisée amorphe) à la plus cristalline.(56)

2.2.1 Les céramiques feldspathiques

2.2.1.1.1 Composition/Microstructure

Les céramiques feldspathiques sont composées d'oxydes divers, de silicium, d'aluminium, de potassium, de sodium. Mais principalement d'oxydes de silicium ou silice.

On retrouve une association de phase vitreuse et de cristaux qui sont des cristaux de quartz, d'albite, de leucite et autres.



Figure 21: Image en microscopie électronique à balayage (MEB) d'une céramique dentaire feldspathique.

2.2.1.1.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques sont faibles, de l'ordre de 60 à 120 MPa en test de résistance à la flexion du fait de la grande proportion de phase vitreuse.

2.2.1.1.3 Propriétés optiques

Les propriétés optiques quant à elles vont dans le sens inverse des propriétés mécaniques, donc pour les céramiques feldspathiques elles sont importantes.

Les industriels peuvent gérer quasiment tous les paramètres optiques de cette céramique ; teinte, luminosité, saturation, translucidité, fluorescence, opalescence.

2.2.1.1.4 Procédés de mise en œuvre

Elles peuvent être mises en œuvre par technique artisanale de stratification, par technique pressée ou par usinage (VITA Mark II®).

2.2.2 Les vitrocéramiques

Empress 1 et 2®, E.max®, Celtra®, Suprinity®.

2.2.2.1.1 Composition/Microstructure

On parle de céramiques feldspathiques renforcées. Elles ne rentrent cependant pas dans la catégorie des céramiques feldspathiques et inversement non plus car le procédé de fabrication industrielle de ces céramiques est différent. On va donc avoir une proportion de phase cristalline plus importante que dans les céramiques feldspathiques classiques.

On part d'un solide vitreux dans lequel on insère des impuretés puis, après le frittage on va contrôler la phase de refroidissement pour créer une germination de cristaux.

Du fait du grand nombre de vitrocéramiques différentes en fonction du type de cristaux intégrés il est judicieux de les citer ainsi que de nommer leurs noms commerciaux. Les vitrocéramiques renforcées en ;

- **Leucite** : Empress de IVOCLAR®
- **Disilicate de lithium** : Empress 2 et E.max de IVOCLAR®, Initial Lisi de GC®
- Fluoroapatite : E.max ZirPress de IVOCLAR®
- Silicate de lithium + zircon : Celtra de DENTSPLY®, Suprinity de VITA®

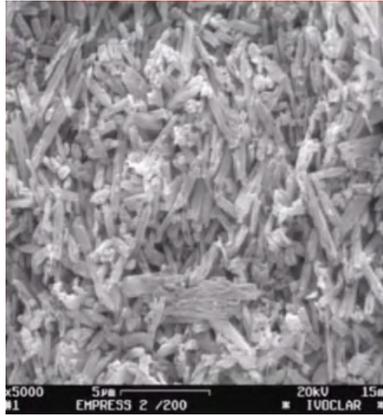


Figure 22: Image de MEB d'une vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium (Empress 2 de IVOCLAR®)

2.2.2.1.2 Propriétés mécaniques

Du fait d'une plus grande composition en cristaux les propriétés mécaniques se voient améliorées.

En résistance à la flexion on observe 320MPa pour la céramique usinée en CFAO et jusqu'à 400MPa pour les céramiques en technique pressée. Cette différence de résistance pour une même microstructure est liée à la technique de mise en œuvre de par le fait que l'usinage induit un stress à la surface du matériau. Les outils d'usinage en réduisant l'épaisseur du matériau pour le sculpter à la forme désirée créent des micro-fêlures qui se résultent en une résistance moindre du matériau.

Ce type de céramique est très abrasif du fait de sa grande quantité de cristaux qui agissent un peu comme du papier de verre à l'échelle microscopique.

2.2.2.1.3 Propriétés optiques

Les propriétés optiques diminuent par rapport à la céramique feldspathique pure mais restent bonnes. On peut obtenir toutes les teintes nécessaires cliniquement, et on peut aussi avoir trois niveaux de translucidité.

2.2.2.1.4 Procédés de mise en œuvre

Elles peuvent être mises en œuvre par stratification, technique pressée ou usinage.

Pour l'usinage, les blocs de CFAO E.max CAD/CAM de IVOCLAR® sont surnommés les « blueblocks » car ils sont bleus du fait que la réaction de germination des cristaux n'est pas terminée pour l'usinage. Donc on les usine d'abord puis on les recuits pour terminer la cristallisation.

2.2.3 Les céramiques infiltrées

InCeram Alumina®, Zirconia®

2.2.3.1.1 Composition/Microstructure

Ces céramiques sont composées d'une première partie de 80% de cristaux d'alumine, de zircone ou de spinelle qui est ensuite infiltrée par une phase vitreuse qui représente *in fine* 20% de la structure finale.

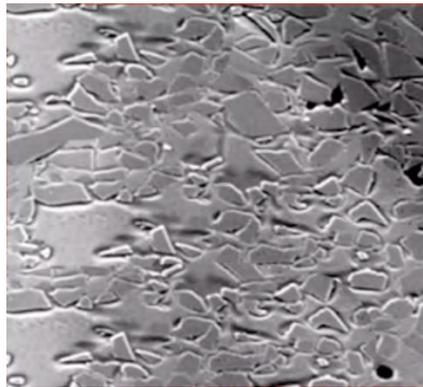


Figure 23: Image en MEB d'une céramique infiltrée

2.2.3.1.2 Propriétés mécaniques

Toujours dans le même sens, du fait de l'augmentation de la proportion de charges cristallines, les propriétés mécaniques se voient augmentées aussi. On obtient une résistance à la flexion de 450MPa pour les cristaux de spinelle et jusqu'à 750 MPa pour les cristaux de zircone.

2.2.3.1.3 Propriétés optiques

À l'inverse les propriétés optiques diminuent, et la céramique devient de moins en moins translucide, de plus en plus opaque.

2.2.3.1.4 Procédés de mise en œuvre

Elles peuvent être mises en œuvre par stratification puis infiltration, ou en CFAO par usinage puis infiltration.

Cette technique s'est un peu perdue dans le temps du fait de sa complexité et de son temps de mise en œuvre.

2.2.4 Les céramiques polycristallines

Ce sont les céramiques d'alumine pure et de zircone pure.

2.2.4.1.1 Composition/Microstructure

Ces céramiques sont composées à 100% de cristaux. Que ce soient des cristaux d'alumine (oxydes d'aluminium) ou des cristaux de zircone (oxydes de zirconium) stabilisés par la présence d'autres oxydes comme par exemple l'oxyde d'yttrium. (On appelle la zircone stabilisée en yttrium la « Y-TZP » pour « Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal »).

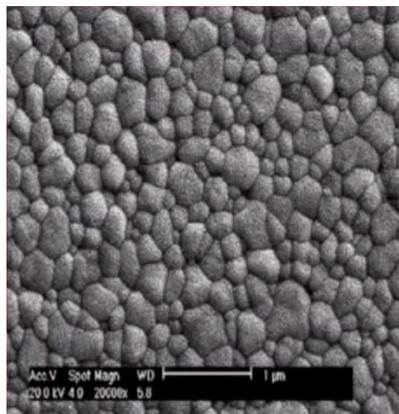


Figure 24: Image en MEB d'une céramique polycristalline zircone.

2.2.4.1.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de ces céramiques sont par conséquent très bonnes avec une résistance à la flexion de 1000 MPa pour la zircone.

Elles bénéficient en plus d'une haute ténacité. La ténacité est la propriété d'un matériau à s'opposer à la propagation d'une fissure. Du fait de la haute teneur en cristaux et de la disposition de ceux-ci en millions de petites unités, chaque petit cristal va venir s'opposer à la propagation d'une fissure. Quand les cristaux sont de plus grande taille la fissure a plus de facilité à se répandre en suivant les contours des gros cristaux.

2.2.4.1.3 Propriétés optiques

Évidemment les propriétés optiques sont médiocres du fait de l'absence de phase vitreuse.

La zircone a un indice de réfraction élevé donc il est opaque est très lumineux (cela peut néanmoins être utile pour masquer un substrat dentaire coloré par exemple).

2.2.4.1.4 Procédés de mise en œuvre

Pour la mise en œuvre, ces céramiques ne peuvent être fabriquées qu'en CFAO, avec un usinage. Cependant il existe deux procédés d'usinage :

- soit on a une zircone partiellement frittée que l'on va usiner puis recuire pour finir le frittage, cette méthode permet un usinage plus facile du fait d'une dureté moindre du matériau (E.max ZirCAD PRIME de IVOCLAR®, Initial Zr de GC®, Katana de KURARAY®). Par conséquent cette méthode implique de travailler sur des blocs initialement surdimensionnés du fait de la rétraction du matériau lors du deuxième frittage, donc la précision de mise en œuvre est un peu altérée.

- soit on a une zircone complètement frittée que l'on usine directement, donc dans ce cas on a une plus grande précision mais on perd en résistance du fait de la fragilisation qu'implique l'usinage (cf 2.2.2.1.2).

2.3 Les matériaux hybrides

Avec l'avènement de la CFAO on a assisté à l'apparition de nouveaux matériaux appelés dits hybrides, en blocs usinables. Ils sont composés d'un mélange de céramique et de résine composite(57).

Une classification de ces matériaux a été proposée par Mainjot et coll.(58) qui répartit ces matériaux dans deux grandes catégories, les résines chargées en nano-céramiques (RCNC) et les céramiques infiltrées de polymères (CIP).

Aujourd'hui un seul fabricant propose une CIP, l'Enamic® de Vita®, c'est une céramique feldspathique infiltrée de polymères.

Tous les autres rentrent dans la catégorie des RCNC, avec des charges principalement de silice ou de zircone, dont le taux varie d'un matériau à l'autre.

Type	Marque (fabricant)	Matrice	Charges (poids)
CIP	Enamic® (Vita)	UDMA, TEGDMA	Silice, oxyde de zirconium, oxyde d'alumine (86%)
RCNC	Brilliant Crios® (Coltene)	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	Verre, Silice (70%)
	Cerasmart® (GC)	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silice, Barium (71%)
	Cerasmart 270® (GC)	N/C	N/C
	Grandio Blocs® (Voco)	UDMA, DMA	Nanohybrides (86%)
	Katana Avencia® (Kuraray)	UDMA	Silice, oxyde d'alumine (62%)
	Lava Ultimate® (3M)	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Silice, oxyde de zirconium (80%)
	LuxaCam® (DMG)	N/C	Silicate (70%)
	Paradigm Z100® (3M ESPE)	Bis-GMA, TEGDMA	Silice, zircone (85%)
	Shofu HC® (Shofu)	UDMA, TEGDMA	Silice, oxyde de zirconium (61%)

Tableau 3: Les différents matériaux hybrides disponibles sur le marché.(57)

Le protocole de collage va différer entre la CIP et les RCNC. La CIP nécessite un mordantage à l'acide fluorhydrique comme pour une céramique, et les RCNC nécessitent un sablage comme les composites.

Malheureusement ces matériaux ont montré une cytotoxicité plus élevée que les composites conventionnels.(59)

Leurs propriétés mécaniques se situent entre celles des composites et des céramiques.

	Résistance à la flexion (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Dureté de Vickers
Cerasmart®	242	10	64
Vita Enamic®	140	28	189
Vita Mark II®	126	51	454
IPS E.max®	359	90	580

Tableau 4: Comparaison composite, hybride et céramiques(60).

2.4 Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques intrinsèques des matériaux.

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

Figure 25: Tableau regroupant les propriétés mécaniques des matériaux pour RCP.(20)

3 REVUE DE LITTÉRATURE

Nous allons par l'étude de la littérature chercher à comparer la longévité de différents matériaux. Pour ce faire deux indicateurs existent ; le **taux de succès** et le **taux de survie**.

Le **taux de survie** exprime la proportion de restaurations maintenues fonctionnelles sans modification ou réintervention.

Le **taux de succès** exprime grâce à une graduation qualitative exhaustive (USPHS modifié) ou par des indicateurs propres, les critères de succès d'une restauration. La diversité dans la notion du succès rend difficile l'utilisation du taux de succès, ainsi le **taux de survie** bien que moins exhaustif est l'outil le plus pertinent pour comparer les données entre les études, et sera l'outil utilisé dans cette revue de littérature.

3.1 Les méta-analyses

Dans la littérature récente, trois méta-analyses se rapprochant du sujet de cette thèse ont été publiées entre 2016 et 2019.

Morimoto et al. publient en 2016(61) une méta-analyse visant à déterminer le taux de survie des inlays, onlays et overlays en composite et céramique. Les auteurs ont étudié 3 bases de recherche numériques, en sélectionnant des articles à partir de 1983, point de départ des protocoles de mordantage à l'acide fluorhydrique et silanisation des céramiques.

Les auteurs ont inclus les articles :

- relatifs aux seuls inlays, onlays, et overlays sur dents postérieures en composites et céramiques,
- les études prospectives, rétrospectives et les essais contrôlés randomisés,
- les études avec des taux de perdus-de-vue de moins de 30%,
- et les études avec des suivis cliniques d'au moins 5 ans.

1389 articles sont initialement sélectionnés pour finir avec 14 qui rentrent dans les critères d'inclusion de la méta-analyse.

Les résultats ont montré des taux de survie de 92% et 95% à 5 ans respectivement pour les céramiques feldspathiques et les céramiques vitreuses. Et 91% à 10 ans.

Les échecs étaient dus aux fractures et l'écaillage (« chipping ») de la céramique à 4%, des complications endodontiques à 3%, des caries secondaires à 1%, des décollements à 1% et quasiment aucune coloration du joint (indépendamment du type de matériau par trop faible puissance de l'étude).

Des études précédentes n'avaient pas pu faire de méta-analyse en n'incluant que des essais contrôlés randomisés d'où l'inclusion d'études prospectives et rétrospectives dans celle-ci.

Cette étude n'a trouvé aucun article concernant les restaurations en composite.

Le taux de survie des restaurations partielles collées céramiques est donc satisfaisant (92% à 5 ans et 91% à 10 ans). Cependant cette méta-analyse inclue tous les types de RCPu (pas seulement les overlays) et ne trouve donc **aucune différence significative entre ceux-ci ni entre les différentes céramiques.** Les différentes céramiques étudiées dans ces articles sont de plus classées en « feldspathic porcelain » et « glass-ceramic » sans plus de détail sur leurs natures exactes ou leurs modes de fabrication.

Les échecs se sont montrés 80% moins fréquents sur dents vivantes que sur dents traitées endodontiquement, les auteurs pensent donc à un effet bénéfique de la vitalité pulpaire. **Néanmoins il faut rappeler que le principal problème des dents traitées endodontiquement n'est pas la vitalité pulpaire en elle-même mais bien le volume des cavités engendrées par les caries et une petite partie par les procédures endodontiques(17).**

Flavià et al. conduisent une méta-analyse en 2019(62) visant à déterminer l'implication du mode de fabrication des restaurations collées partielles postérieures. 3 bases de recherche numériques ont été étudiées pour en ressortir 13 articles de 1987 à 2019 rentrant dans les critères d'inclusion de l'étude.

Les critères d'inclusion étaient :

- Inlays, onlays et overlays en composite et céramique,
- Des études rétrospectives, prospectives et des essais contrôlés randomisés avec des données de suivi suffisantes.

Le taux de confiance sur cette méta-analyse a été déterminé de modéré à élevé principalement de par le fait que seul un essai randomisé a été inclus et les autres études sont des études observationnelles mais de bonne qualité.

Les résultats de l'étude ont montré les taux de survie suivants pour les restaurations :

- CFAO : 97% à 5 ans et 89% à 10 ans,
- pressées : 95% à 5 ans,
- stratifiées : 88% à 5 ans, et 93% à 10 ans (le taux est plus élevé à 10 ans du fait d'un plus petit nombre d'échantillons car seules quelques études ont réalisé des suivis cliniques de 10 ans.)

Une seule étude sur les composites a été incluse, de ce fait la méta-analyse n'a pas pu être faite sur ce matériau. Cette étude a conclu à un taux de survie des restaurations en composite de 96%, et la survie des dents à 100% sur 5 ans.

Une des études incluses affirme que l'adaptation marginale est meilleure sur les restaurations pressées que sur les CFAO juste après usinage, en particulier au niveau de l'intrados. Cependant après analyse du joint avant et après collage, les auteurs ont conclu à une très faible incidence sur l'adaptation marginale.

On peut toutefois supposer que plus les préparations sont complexes moins les restaurations en CFAO seront précises du fait de l'imprécision inhérente aux fraises d'usinage, et éventuellement privilégier les techniques conventionnelles.

Les deux causes d'échec les plus fréquentes sont la fracture et l'écaillage (« *chipping* ») des céramiques cosmétiques. Les céramiques cosmétiques ayant été montrées moins résistantes que les céramiques de chapes. Et le lien entre la chape et la céramique cosmétique a de plus été montrée comme un des liens les moins puissants parmi les restaurations tout céramique.(63)

On peut donc admettre que si l'esthétique n'est pas une priorité dans le traitement, l'usage de restaurations monolithiques aura un effet bénéfique sur la survie de la restauration.

Une des études a conclu à un taux d'échec plus élevé quand des patients bruxistes étaient sélectionnés **cependant il n'existe pas encore à ce jour d'informations précises à ce sujet.**

Le taux de survie de chaque méthode de fabrication reste encore très satisfaisant. Néanmoins l'étude ne s'est pas focalisée sur le type de restauration, incluant tous les types de restaurations partielles collées, et seules les céramiques ont été étudiées. **Il reste donc encore un vide quant à la différence du taux de survie entre les céramiques et les composites, et la différence entre les types de restaurations.**

En 2019 une méta-analyse d'études *in vitro* est conduite par Amesti-Garaizabal et al.(64) visant à déterminer la résistance à la fracture et le taux de survie de restaurations partielles indirectes réalisées en CFAO.

Quatre bases de recherche ont été étudiées pour arriver à l'inclusion de 13 articles.

Des tests de résistance à la fracture ont été réalisés par type de préparation et par matériau. Les résultats par type de restauration ont montré des résistances à la fracture de 1923,45 N pour les inlays, 1644 N pour les onlays et 1383,6 N pour les overlays. Les résultats par matériau ; 1529,5 N pour les céramiques, 1600 N pour le composite, 2478,7 N pour les composites nanocéramiques et 2108 N pour les céramiques hybrides.

Toutes les études incluses dans cette méta-analyse ne présentent pas les mêmes protocoles et ainsi il y a une forte hétérogénéité dans les résultats,

principalement à cause du temps de suivi. L'analyse a donc été menée par sous-groupes en fonction de chaque matériau pour diminuer légèrement l'hétérogénéité.

Pour les inlays, le matériau le plus résistant a été significativement la résine nano-céramique, suivie du disilicate de lithium puis du composite, pour finir par la céramique renforcée en leucite montrant la plus faible valeur de résistance.

Pour les onlays le matériau qui a montré la plus haute résistance à la fracture est le disilicate de lithium surtout quand il est collé avec des colles duales, suivi des résines nano-céramiques (Lava Ultimate®). Le matériau avec la plus faible résistance a été la céramique feldspathique conventionnelle. Cependant ces résultats ne sont pas significatifs dans la méta-analyse.

Pour les overlays, aucune étude utilisant des céramiques en disilicate de lithium et des céramiques hybrides n'a pu être incluse. Parmi les matériaux restants c'est la céramique renforcée en leucite qui a montré la plus haute résistance à la fracture suivie du composite. Encore une fois la céramique feldspathique conventionnelle a montré la résistance la plus faible. Mais encore une fois les résultats n'étaient pas significatifs.

De plus cette étude n'a trouvé aucune différence significative sur l'élévation des boîtes proximales et l'augmentation de la résistance des restaurations.

Les résultats de cette étude n'ont montré de différences significatives que pour les inlays avec la résine nano-céramique. Cela montre qu'il existe encore aujourd'hui une trop grande disparité dans les protocoles des études *in vitro*, et qui plus est une absence d'études focalisées sur les overlays.

3.2 Les études prospectives et rétrospectives

Les résultats de ces méta-analyses ne menant pas à une conclusion quant aux matériaux préférables pour les overlays, nous allons voir des études de moindre puissance :

En 2013 Guess et al. conduisent une étude prospective(34) dont le but est de comparer le taux de survie d'overlays en CFAO et en technique pressée. 40 overlays en Empress® CFAO et 40 en E.max® pressée (donc deux matériaux différents) ont été mis en place sur 25 patients et suivis pendant 7 ans. Quelques perdus-de-vue sont de plus à déplorer. **Les résultats ont montré 100% de survie d'overlays pressés et 97% de survie des overlays CFAO.**

En 2015 Belli et al. conduisent une étude rétrospective(65) dont le but est d'estimer le taux de survie de restaurations CFAO. Les informations sont prélevées

sur une base de données numérique allemande de restaurations CFAO. Près de 35,000 restaurations sont retenues. Les données ont été relevées sur une moyenne de 5 ans. **Que ce soit pour les onlays comme les inlays l'E.max CAD® (disilicate de lithium) a montré un taux de survie significativement supérieur à l'Empress CAD® (vitrocéramique renforcée en leucite). Le taux d'évènement catastrophique rapporté à l'année a permis d'estimer que pour l'E.max CAD® 10% d'échecs arriveraient au bout de 30 ans contre 10% d'échecs déjà au bout de 10 ans pour l'Empress®.** Seules les fractures « catastrophiques » étaient prises en compte dans cette étude comme cas d'échec, les complications endodontiques et autres caries secondaire n'étaient pas prises en compte.

L'E.max® (disilicate de lithium) semble donc montrer un taux de survie plus élevé que l'Empress® (vitrocéramique renforcée en leucite).

En 2015 Sulaiman et al. mènent une étude rétrospective(66)_visant à comparer le taux de survie de restaurations en disilicate de lithium monolithiques et stratifiées sur 4 ans. Un peu plus de 20,000 restaurations ont été sélectionnées, de différents types, des couronnes, des facettes et des inlays/onlays.

Le taux d'échec par fracture de la céramique (nécessitant une réintervention) des couronnes monolithiques a avoisiné 0,91% tandis que pour les couronnes stratifiées ce fut 1,83%. La différence s'est montrée significative.

Aucune restauration stratifiée n'a été posée en inlay/onlay, et pour les restaurations monolithiques le taux d'échec s'est élevé à 1,01%.

Le taux de survie est donc globalement satisfaisant. On peut essayer d'extrapoler les résultats aux overlays et supposer que les restaurations monolithiques sont préférables aux restaurations stratifiées, d'autant plus que l'esthétique revêt un intérêt moindre dans les secteurs postérieurs où se situent ces types de restaurations.

3.3 Les études *in vitro*

En 2017 Rocca et al. ont mené une étude *in vitro*(67) visant à déterminer l'influence de la profondeur du puit coronaire sur des endocouronnes avec leur résistance à la fatigue. Les dents sur lesquelles ces restaurations ont été faites étaient des prémolaires (n=48 divisées en 4 groupes de 12 dents) très délabrées et traitées endodontiquement. Les préparations atteignaient les limite amélo-cémentaire, en outre il n'y avait plus d'émail sous les restaurations.

Deux groupes d'endocouronnes ont été séparés, un avec un puit de 2mm et un avec un puit de 4mm. Deux groupes contrôles ont été déterminés, un groupe d'overlays, et un groupe de couronnes avec ancrage radiculaire.

Toutes les restaurations ont survécu à la simulation de fatigue sauf 4 overlays qui ont subi un décollement prématuré. Les 8 autres overlays ont montré des résistances à la fatigue assez similaires aux autres groupes.

Donc si la forme de la restauration semble n'avoir que peu d'impact sur sa résistance à la fatigue il en demeure néanmoins que le collage « à plat » sur des dents très délabrées sans email a montré son inefficacité, comparé à un ancrage macro-mécanique.

En 2009, 3 études *in vitro* sur des matériaux CFAO sont menées par Magne et al. :

- La première(68) vise à comparer la résistance à la fatigue entre des overlays en composite MZ100® et des overlays en céramique feldspathique MkII®. Sur 30 molaires, des overlays de 3mm sont réalisés et soumis au test de fatigue par charges croissantes.

Le taux de survie des overlays feldspathiques a été de 0%, et 73% pour les composites. Les fractures étaient sur les restaurations mais aussi dentaires sous la limite amélo-cémentaire pour 40% avec les overlays feldspathiques, et seulement 25% pour les overlays composites.

- La deuxième(69) vise de même à comparer la résistance de ces deux mêmes matériaux (céramique feldspathique MkII® et composite M2®) sur 30 molaires traitées endodontiquement.

Le taux de survie des overlays céramiques a été de 0%, contre 50% pour les overlays composites. 40% de fracture sous la limite amélo-cémentaire pour la céramique, contre 20% pour le composite.

- La troisième(70) vise à comparer l'influence de l'épaisseur de l'overlay sur sa résistance à la fatigue et sur la présence de fracture sous-gingivales.

3 épaisseurs d'overlays ont été mises en place chacune sur 10 molaires extraites de 1,5mm, 2,5mm et 3,5mm, dont le taux de survie a été respectivement de 0%, 30% et 40%. Et les fractures sous la ligne amélo-cémentaire ont été rapportées respectivement à 60%, 60%, et 30%.

Plus l'épaisseur de l'overlay était grande plus la restauration a résisté à la fatigue et moins les conséquences sur les parois résiduelles ont été importantes.

Il convient tout d'abord de mesurer la pertinence de ces études de par leur date de parution (2009) quand les techniques CFAO n'étaient pas encore aussi abouties qu'aujourd'hui. De même les matériaux CFAO ont aussi évolué.

Dans ces études le composite a montré un taux de survie supérieur à la céramique feldspathique MkII®.

Cependant cette céramique feldspathique MkII® n'est que très peu utilisée aujourd'hui pour réaliser des overlays, et ce sont l'E.max® ou l'Empress® qui l'ont remplacée avec des valeurs de résistance mécanique plus élevées.

En 2010 une étude *in vitro* est menée par Magne et al.(33) visant à déterminer la résistance à la fatigue d'overlay « table-tops » d'1,2mm d'épaisseur fabriqués en CFAO, en composite, Empress® et E.max®.

30 molaires extraites ont reçu ces overlays et été soumises au test de résistance à la fatigue par simulation de mastication avec charges croissantes.

Le taux de survie s'est distribué de la manière suivante : Empress CAD® 0%, E.max CAD® 30%, composite MZ100® 100%. Les échecs ont tous été dus à la seule fracture de la restauration sans implication dentaire.

***In vitro* le composite semble montrer des capacités encourageantes pour la réalisation d'overlays, il reste donc à évaluer ses capacités *in vivo* dans des études cliniques qui sont encore trop peu nombreuses dans ce domaine.**

Par ailleurs *in vitro* la vitrocéramique renforcée en leucite (Empress®) a montré des résultats inférieurs à la céramique enrichie en disilicate de lithium (E.max®).

Serhat Emre Özkir(71) a conduit une étude en élément fini en 2018 visant à comparer les différentes tensions créées par une force masticatoire sur les différents éléments d'un onlay, en fonction du matériau.

Table 2

Comparison of stress concentrations at the superstructure materials, adhesive and tooth structure and loading.

	Within the restoration	Tooth structure	Adhesive
Ceramic	3.77 GPa	1.69 GPa	1.25 Mpa
Bulkfill composite	2.90 GPa	3.33 GPa	2.10 MPa
Direct composite	2.14 GPa	3.18 GPa	1.35 MPa
Indirect composite	2.14 GPa	2.48 GPa	1.35 MPa

Figure 26 : Tableau comparant la répartition des forces sur la restauration, la dent et l'interface de collage en fonction du matériau de restauration.

Il en ressort que la céramique subit la plus grande tension au sein de la restauration (3,77 GPa), mais c'est le matériau qui transmet le moins cette tension à la dent (1,69 GPa).

Inversement le composite indirect subit moins de tension au sein même de la restauration (2,14GPa) mais elle le transmet plus à la dent (2,48 GPa), **de ce fait risque plus d'engendrer des fractures dentaires que la céramique.**

Et l'interface de collage est la partie qui subit le moins de tension de l'ordre du MPa, avec un léger avantage pour la céramique.

Il convient cependant de rappeler qu'il s'agit là d'une simulation numérique et non d'un véritable test *in vitro*.

Cependant plus on s'approche de la pulpe, plus la dentine revêt un caractère plus fragile et « mou » qu'en surface, ainsi avec la différence de module d'élasticité entre la céramique et la dentine, **une céramique collée sur une dentine fragile risque plus de se fracturer.**

Mais un composite indirect risque de transmettre les forces sur les parois dentaires, et de fracturer la dent.

Ainsi dans les cas où la dent est vitale et que la proximité pulpaire est grande, **mieux vaut éviter le composite selon cette étude.**

Cependant cette étude se base sur un concept de préparation de type onlay et les zones de tensions sont les zones d'arêtes de la préparation qui font effet de coin.

Pour conclure, *in vitro* le composite semble avoir un taux de survie supérieur à la céramique mais les résultats ne sont pas concordants avec les trop faibles données *in vivo* existantes. Ce résultat s'explique par le fait que les études *in vitro* sur le sujet, sont des études anciennes (2010) compte tenu de l'évolution rapide des biomatériaux. Les matériaux utilisés alors ne sont plus ceux d'aujourd'hui. Et trop peu d'études *in vivo* sont mises en place.

Pour les céramiques les données *in vitro* et *in vivo* semblent converger vers une légère supériorité de la céramique feldspathique enrichie en disilicate de lithium (E.max®) par rapport à la céramique feldspathique enrichie en leucite (Empress®) et enfin la céramique feldspathique « pure » semble être la plus fragile.

Les techniques CFAO semblent montrer un taux de survie plus faible que les techniques pressées.

Et les restaurations monolithiques semblent montrer de meilleurs résultats que les restaurations stratifiées.

Donc dans la littérature actuelle, la manière la plus fiable pour réaliser un overlay pérenne semble être la fabrication par technique pressée d'un overlay en céramique feldspathique enrichie en disilicate de lithium monolithique.

CONCLUSION

L'overlay fait partie intégrante aujourd'hui de notre arsenal thérapeutique pour la réhabilitation fonctionnelle et esthétique des secteurs postérieurs. Il constitue une solution intéressante pour la restauration des dents postérieures qui présentent des délabrements modérés à importants. Le champ de ses indications s'est rapidement développé grâce à l'évolution des biomatériaux. Cependant nous avons aussi vu qu'il a ses limites, notamment par sa nature de restauration collée. Il nécessite alors l'application d'un protocole exigeant et nécessite irrémédiablement la présence d'émail, substrat essentiel du collage.

La recherche du meilleur matériau pour la réalisation des overlays via l'analyse de la littérature actuelle a tout d'abord montré qu'il existe à ce jour un manque d'études sur le sujet. D'abord les études ne sont que très rarement focalisées sur les overlays et regroupent en général tous les types de restaurations collées postérieures. Ensuite, pour des raisons diverses, il n'existe que trop peu d'études cliniques randomisées et la plupart sont alors des études expérimentales *in vitro*, qui ne constituent alors un niveau de preuve que très faible.

Toutefois avec la littérature disponible, constituée de quelques méta-analyses et d'autres études de niveau de preuve plus faible, la tendance semble aller vers une supériorité de la céramique feldspathique enrichie en disilicate de lithium, suivie de près par la céramique feldspathique enrichie en leucite. Les données sur le composite sont trop peu nombreuses, mais *in vitro* il semble avoir montré de bons résultats, qu'il faudrait confirmer avec des études cliniques.

De plus, pour obtenir les restaurations les plus durables possibles, les études semblent montrer de meilleurs résultats en technique pressée, comparé à l'usinage en CFAO.

Aussi, les restaurations monolithiques semblent avoir montré de meilleurs résultats que les restaurations stratifiées.

En somme, aujourd'hui, pour avoir l'overlay le plus résistant possible, il semble nécessaire de le fabriquer en céramique feldspathique enrichie en disilicate de lithium, monolithique, par technique pressée.

Le biomatériau qui constitue la restauration revêt certes une grande importance, cependant il ne faut pas oublier le poids de la préparation en elle-même dans les critères de réussite. Et, bien que minimalement invasive, la préparation pour overlay semble nécessiter parfois une approche faiblement consommatrice de tissus sains, au détriment de la conservation maximale.

le Président du jury
P: Serge ARZOUZ


le directeur de thèse


BIBLIOGRAPHIE

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* déc 1955;34(6):849-53.
2. Tirlet G. Rencontre avec le Dr Gil Tirlet, membre du Groupe international de Bioémulation. *Dental Tribune DT Study Club Le magazine.* 2015;1:56-8.
3. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *The European Journal of Esthetic Dentistry: Official Journal of the European Academy of Esthetic Dentistry.* 2011;6(1):8-19.
4. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures, approche biomimétique. Quintessence International. Paris; 2003.
5. Tirlet G, Attal JP. Le gradient thérapeutique. *Inf Dent.* 2009;41(42):2561.
6. Lienart D. Restaurer sans tenon ni couronne les dents postérieures dépulpées [Thèse d'exercice]. [Lille]: Université du Droit et de la Santé de Lille 2 Faculté du chirurgie dentaire; 2016.
7. Bodin et al. Reconstitution d'une dent par matériau incrusté (Inlay-Onlay), rapport d'évaluation technologique, HAS. 2009.
8. Goldberg M, Piette E. La dent normale et pathologique. de boeck; 2001.
9. Colon P, Lasfargues J-J. Odontologie conservatrice et restauratrice Tome 1. CDP. Rueil-Malmaison France; 2009.
10. Cuñat, N. L'amélogenèse imparfaite: stratégie de prise en charge [Thèse d'exercice]. 2014.
11. Nanci Antonio. Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function. St. Louis,: Elsevier Mosby; 2012. 400 p.
12. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 1 oct 1993;4(5):679-728.
13. Goldberg M. Histologie du complexe dentinopulpaire. EMC Médecine buccale. 2008.
14. Goldberg M, Farge P. Manuel d'histologie et de biologie buccale: la dent et ses tissus de soutien. Paris: Masson; 1989.
15. Jacquot B. Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie, Société Francophone des Biomatériaux Dentaires. 2010.
16. Frédéric Chaput, Anne-Charlotte Faure. Composites dentaires. Techniques de

l'Ingenieur, Techniques de l'ingénieur, 2019, pp.MED7500 v1. hal-02362465.

17. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* nov 1989;15(11):512-6.
18. Dervisevic B. Restauration de la dent dévitalisée: concepts et préceptes [Thèse d'exercice]. 2011.
19. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* févr 2005;93(2):164-70.
20. Sharifzadehgan A. Overlay chez l'adulte et choix du matériau: composite, céramique ou hybride [Thèse d'exercice]. Paris Descartes; 2018.
21. Dejou J, Laborde G, Camps J, Proust JP. Comportement biomécanique de la dent dépulpée. *Real Clin.* avr 1990;1(2):185-94.
22. Lasfargues J-J, Machtou P. Dictionnaire francophone des termes d'odontologie conservatrice: endodontie & odontologie restauratrice : lexique anglais-français et annexes inclus, Collège national des enseignants en odontologie conservatrice et endodontie. Paris: Éditions SNPMD; 2004.
23. Decup et al. Restauration postérieure esthétique : Technique directe versus indirecte ? *Réal Clin.* 2003;14(423-441).
24. Etienne O, Watski D. La reconstruction des surfaces occlusales par overlays en céramique collée. *Rev Odont Stomat.* 2017;46.
25. Toledano C. Préparation d'un veneerlay. 2017.
26. Koubi S., Aboudharam G., Brouillet J.-L. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-136-A-10, 2006, Médecine buccale, 28-725-M-10, 2008.
27. Mount GJ, Hume WR. Cavity classification. *Aust Dent J.* juin 1997;42(3):210-1.
28. Vailati F, Belser UC. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 1. *Eur J Esthet Dent.* 2008;3(1):30-44.
29. Koubi et al. Préparations postérieures a minima guidées par la technique des masques, en présence d'usure dentaire. 2014;43(3):231 à 249.
30. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée, JPIO. CdP. 2016.
31. Rocca G, 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. *The international journal of esthetic dentistry.* 14 juill 2015;10:392-413.

32. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avr 2011;105(4):217-26.
33. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. sept 2010;104(3):149-57.
34. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. oct 2013;110(4):264-73.
35. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. juin 2013;29(6):e70-77.
36. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*. juill 2013;29(7):742-51.
37. Milicich G, Rainey JT. Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. sept 2000;12(7):695-700; quiz 702.
38. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *The European Journal of Esthetic Dentistry: Official Journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2013;8(2):156-79.
39. Politano et al. G. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 28 déc 2018;20(6):495-510.
40. 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.
41. Arnetzl GV, Arnetzl G. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *Int J Comput Dent*. oct 2006;9(4):289-98.
42. Kim J-H, Cho B-H, Lee J-H, Kwon S-J, Yi Y-A, Shin Y, et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand*. févr 2015;73(2):107-13.
43. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. nov 1987;66(11):1636-9.

44. Silva NRFA, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CFJ, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* janv 2008;84(1):117-23.
45. Ferraris F, Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol, 2017.
46. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater.* mai 2004;20(4):322-9.
47. Dietschi D, De Siebenthal G, Neveu-Rosenstand L, Holz J. Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985).* oct 1995;26(10):717-27.
48. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res.* oct 2016;60(4):240-9.
49. Collares K, Corrêa MB, Laske M, Kramer E, Reiss B, Moraes RR, et al. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials.* mai 2016;32(5):687-94.
50. Paredes C. Dentinogenèse imparfaite de type II présentation d'un cas familial [Thèse d'exercice]. Université toulouse III-Paul Sabatier, Faculté de chirurgie dentaire; 2012.
51. Rafael L, Bowen. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate – US Patent 3066112. 1962;
52. Foster J, Walker R. Dental filling materials – US Patent 3825518. 1974;
53. De Belenet H, Pignoly C. Le substitut dentinaire: un impératif contemporain. 2018;
54. Durand J-C, Jacquot B. Céramiques dentaires : de leurs évolutions aux implications cliniques. EMC Elsevier. 2018;
55. Perelmuter et al. Les Céramo-céramiques. In ADF; 2011.
56. Macario A. Assemblage des céramiques: analyse au travers de la littérature actuelle et d'un cas clinique [Thèse d'exercice]. 2016.
57. Alexandre Richard. Les céramiques hybrides : mythe ou réalité ? *L'Information Dentaire.* 2020;
58. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res.* mai 2016;95(5):487-95.

59. Hussain B, Thieu MKL, Johnsen GF, Reseland JE, Haugen HJ. Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? *Dent Mater.* 2017;33(12):1362-70.
60. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705-10.
61. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985-94.
62. Sampaio FBWR, Özcan M, Gimenez TC, Moreira MSNA, Tedesco TK, Morimoto S. Effects of manufacturing methods on the survival rate of ceramic and indirect composite restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Esthet Restor Dent.* nov 2019;31(6):561-71.
63. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* oct 2005;21(10):984-91.
64. Amesti-Garaizabal A, Agustín-Panadero R, Verdejo-Solá B, Fons-Font A, Fernández-Estevan L, Montiel-Company J, et al. Fracture Resistance of Partial Indirect Restorations Made With CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Clinical Medicine.* 9 nov 2019;8(11).
65. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res.* janv 2016;95(1):67-73.
66. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* sept 2015;114(3):364-6.
67. Rocca GT, Daher R, Saratti CM, Sedlacek R, Suchy T, Feilzer AJ, et al. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. *J Dent.* janv 2018;68:41-50.
68. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int.* oct 2009;40(9):729-37.
69. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int.* févr 2009;40(2):125-33.
70. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater.* oct

2009;25(10):1264-8.

71. Özkir SE. Effect of restoration material on stress distribution on partial crowns: A 3D finite element analysis. J Dent Sci. déc 2018;13(4):311-7.

TABLES DES ILLUSTRATIONS :

Figure 1: Le Gradient Thérapeutique(6).....	14
Figure 2: Image MEB de la couche d'émail prismatique avec les bandes d'émail interprismatique.(11)	16
Figure 3: Image de microscopie électronique à transmission d'une coupe de dentine humaine, illustrant la présence des canalicules dans la dentine. La dentine péri-canaliculaire (pc) entoure les canalicules en anneau, et la dentine inter-canaliculaire (ic) se trouve entre ces canalicules avec un aspect plus fibreux.(14)	19
Figure 4: Courbe contrainte-déformation.(15)	20
Figure 5: Illustration de la perte de résistance liée à l'étendue d'une cavité occlusale jusqu'à mésio-occluso-distale.(18)	23
Figure 6: Amincissement de la paroi dentinaire cervicale par la cavité d'accès endodontique.....	24
Figure 7: Illustration de la forme d'un inlay comparé à l'onlay.....	24
Figure 8: De gauche à droite; La cavité préparée sur 46; L'onlay en céramique sur le modèle en plâtre; L'onlay collé sur la 46.(23)	25
Figure 9: (A gauche) 36 délabrée coronairement, (au milieu en haut) préparation sous digue et IDS, (au milieu en bas) overlay sur plâtre, (à droite) overlay collé.(24).....	25
Figure 10: Illustration du Dr. Charles Toledano sur la forme d'un veneerlay.(25). 26	26
Figure 11: Indications des restaurations indirectes postérieures(26).....	27
Figure 12: À gauche vue occlusale de l'arcade maxillaire révélant une érosion importante des faces palatines des dents antérieures et des faces occlusales des dents postérieures. À droite les facettes palatines et les overlays en E.max® sur les modèles en plâtre.(29).....	29
Figure 13 : Illustration de la classification des overlays en 4 types proposée par O.Etienne et L.Anckenmann.	29
Figure 14: Illustration d'une coupe d'un cas de cuspide à amputer.(39).....	31
Figure 15: 3 formes de préparation différentes pour les limites au niveau d'un recouvrement cuspidien. A gauche le "butt margin", au milieu le "bevel" ou biseau, à droite le congé.(45)	32
Figure 16: Illustration de photographie en SEM de coupe d'un collage : overlay + IDS + composite fluide + colle entre 50 et 100µm + émail oblique.(39).....	33
Figure 17: Notion de porte-à-faux ou surplomb proximal, inférieur à 2mm pour la résistance à la flexion des matériaux.	34
Figure 18: Illustration du protocole de collage : a- mordançage, b- rinçage, c- dentine humide, d- séchage doux, e- primaire, f- séchage doux, g- adhésif, h- photopolymérisation.(39).....	35
Figure 19: A gauche un composite mini-chargé, et à droite un composite hybride à mini particules.	38

Figure 20: Tableau des propriétés physico-mécaniques de différents composites.(50).....	39
Figure 21: Image en microscopie électronique à balayage (MEB) d'une céramique dentaire feldspathique.	41
Figure 22: Image de MEB d'une vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium (Empress 2 de IVOCLAR®)	43
Figure 23: Image en MEB d'une céramique infiltrée	44
Figure 24: Image en MEB d'une céramique polycristalline zircone.....	45
Figure 25: Tableau regroupant les propriétés mécaniques des matériaux pour RCP.(20)	48

TABLE DES TABLEAUX :

Tableau 1: Récapitulatif des propriétés mécaniques des matériaux. (16)	22
Tableau 2: Caractéristiques physico-mécaniques de l'émail et de la dentine.(9) .	22
Tableau 3: Les différents matériaux hybrides disponibles sur le marché.(57)	47
Tableau 4: Comparaison composite, hybride et céramiques(60).....	47

Critères de choix des matériaux pour la réalisation des overlays.

RÉSUMÉ EN FRANÇAIS :

Aujourd'hui l'overlay fait partie intégrante de notre arsenal thérapeutique. Il s'intègre dans la démarche du biomimétisme et permet de traiter nombreux cas cliniques. Toutefois, la réussite de l'overlay dépend de plusieurs critères, de l'évaluation de la situation clinique, de la préparation des tissus dentaires résiduels, et notamment du choix du biomatériau.

D'abord, nous rappellerons l'histologie de l'émail et de la dentine, substrats pour le collage des overlays, ainsi que les critères de préparation de ces derniers.

Puis, nous nous intéresserons aux caractéristiques mécaniques intrinsèques des différents biomatériaux disponibles pour les restaurations collées.

Enfin, nous essaierons, à travers une analyse de la littérature, de déterminer les critères de choix de ces biomatériaux, pour la réalisation des overlays.

TITRE EN ANGLAIS : Selection criteria for bonded overlays materials.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLÉS : Overlay, Collage, Adhésion, Céramique, Disilicate de lithium, Biomimétisme, Gradient thérapeutique.

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR :

Université Toulouse III – Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire 3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Pr Serge ARMAND

Co-directeur de thèse : Dr Victor EMONET-DENAND