



HAL
open science

Restaurations indirectes collées sur dents dépulpées postérieures : que choisir ?

Mélissa Badedji

► **To cite this version:**

Mélissa Badedji. Restaurations indirectes collées sur dents dépulpées postérieures : que choisir ?. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-01984772

HAL Id: dumas-01984772

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01984772>

Submitted on 17 Jan 2019

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

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



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

AVERTISSEMENT

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

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

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



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-S-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N° 067

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 11 juillet 2018

Par

Mélissa BADEDJI

Restaurations indirectes collées sur dents dépulpées postérieures : que choisir ?

Dirigée par M. le Docteur Marwan Daas

JURY

M. le Professeur Michel Postaire

Président

M. le Docteur Marwan Daas

Assesseur

Mme. le Docteur Élisabeth Dursun

Assesseur

M. le Docteur Frédéric Bohin

Assesseur

M. le Docteur Louis Toussaint

Invité

Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme VITAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET	Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD M. ROCHEFORT (PU associé)	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE (MCU associée) M. SALMON Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW
Mise à jour le 18 décembre 2017			

Remerciements

À M. le Professeur Michel Postaire

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur en Sciences odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire, Paris Descartes

Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de ma thèse. Veuillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance pour votre savoir et pour toutes les connaissances que vous m'avez enseignées. Je vous prie de croire, à mon réel respect et ma sincère gratitude.

À M. le Docteur Marwan Daas

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Metz

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

Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger cette thèse et de m'avoir guidé tout au long de ce travail. Soyez assuré de ma sincère reconnaissance pour votre gentillesse et votre disponibilité et pour le savoir que vous m'avez transmis durant mon stage hospitalier. Que ce travail soit la preuve du respect et de l'estime que je vous témoigne.

À Mme le Docteur Élisabeth Dursun,

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris 13

Habilitée à Diriger des Recherches

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

Praticien hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites d'accepter de siéger dans ce jury. Que ce travail me permette d'exprimer ma gratitude pour votre enseignement indispensable à la pratique quotidienne. Veuillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

À Mme le Docteur Frédéric Bohin

Docteur en chirurgie dentaire

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites d'accepter de siéger dans ce jury. Je vous suis très reconnaissante de la formation que vous m'avez apportée en endodontie au cours de mon parcours hospitalier. Veuillez trouver ici l'expression de toute ma gratitude.

À M. le Docteur Louis TOUSSAINT

Docteur en chirurgie Dentaire

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Je vous remercie sincèrement pour la gentillesse avec laquelle vous avez accepté de siéger dans mon jury. Je vous remercie pour tout ce que vous m'avez appris durant mon stage hospitalier. Vous m'avez transmis votre passion pour la prothèse conjointe et la dentisterie esthétique. Que ce travail soit l'occasion pour moi de vous témoigner ma sincère gratitude et mon profond respect.

A ma fille Azaria,

Merci pour ton amour, ta joie de vivre que tu me partages chaque jour et ton soutien malgré tes petits 7 ans. Tu es mon carburant, celle qui me donne envie d'aller toujours plus loin. Je te dédie cette thèse.

A mes parents,

Merci pour votre soutien durant mes études, Maman merci pour tes heures passées à la relecture de ce travail. Merci à tous les deux pour votre amour et pour avoir fait de moi celle que je suis aujourd'hui.

A mes frères Adrien et Simon,

Merci pour m'avoir toujours soutenu dans chacun de mes choix de vie. Adrien, plus qu'un grand frère tu as été et tu restes mon ange gardien, celui qui me conseille, m'écoute et me comprend. Simon, ce lien qui nous attache est plus fort que tout, merci d'être toi-même, merci d'être mon petit frère adoré.

A mon frère Jean-Marie,

Loin des yeux près du cœur. Merci pour ton soutien à distance, merci pour ton grand cœur, je n'oublierai jamais l'explosion de joie et d'amour qui m'a envahie quand je t'ai retrouvé.

A tous mes demi-frères et sœurs, et à toute ma famille, je vous dédie cette thèse.

A Chris,

Merci de m'avoir poussé dans les études, d'avoir cru en moi et de m'avoir soutenu jusqu'à la fin. Si j'en suis là c'est beaucoup grâce à toi et je t'en serai éternellement reconnaissante.

A mes beaux-parents,

Merci pour votre soutien et vos prières pour ma réussite. Merci d'avoir participé activement à mes études, merci de vous être si bien occupé de ma fille pendant mes périodes de révisions. Je vous exprime par cette thèse toute ma gratitude.

A mes amis d'enfance, Marine, Joelle, Valentin, Florent, Maurice,

Merci de m'avoir toujours soutenu dans mes choix de vie, merci d'être là dans les bons et les mauvais moments. Car grâce à vous je sais ce qu'est une amitié indéfectible.

A ma binôme, Camille,

Jamais je n'aurais pu trouver une meilleure binôme et amie que toi, durant ces 4 années de stage hospitalier nous nous sommes complétées. Merci pour ton soutien dans les moments difficiles, mais surtout merci pour tous ces moments de rires et de complicité.

A Sandrine et Sophie,

Mon groupe du love. A toutes nos journées de souffrances mentales à la Bium. A notre amitié sans faille. A nos merveilleux moments passés ensemble et ceux à venir.

Au Dr Audrey FURLOTTI,

Merci pour m'avoir poussée dans le début et la fin de ce travail. Le plus dur c'est de commencer. Merci pour le savoir que tu m'as apporté pendant mon stage actif, tes conseils et ta bienveillance. Merci pour la relecture de cette thèse, ta disponibilité et ta spontanéité.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : LA DENT DEPULPEE	4
1.1 CARACTERISTIQUE D'UNE DENT DEPULPEE	4
1.2 TRANSFORMATIONS BIOLOGIQUES DE LA DENT DEPULPEE	4
1.3. COMPORTEMENT BIOMECHANIQUE DE LA DENT DEPULPEE	5
1.3.1 <i>Perte de substance coronaire</i>	6
1.3.2 <i>La perte de substance cervicale et radiculaire</i>	7
2 : RESTAURER LA DENT DEPULPEE POSTERIEURE	10
2.1. DIFFERENTS MOYENS DE RESTAURER LA DENT DEPULPEE	10
2.1.1. <i>Critères de choix</i>	10
2.1.2. <i>Reconstitutions coronoradiculaires (RCR)</i>	12
2.1.3. <i>Restauration partielle indirecte collée (RPIC)</i>	14
2.1.4. <i>Biomimétisme et gradient thérapeutique</i>	15
2.2. LE COLLAGE DE MATERIAUX DE RESTAURATIONS INDIRECTES	17
2.2.1 <i>Principe de l'adhésion</i>	17
2.2.2 <i>Le collage à l'émail</i>	18
2.2.3. <i>Le collage à la dentine</i>	18
2.2.4. <i>Collage des restaurations indirectes partielles sur dents dépulpées</i>	20
2.2.5. <i>Les limites du collage</i>	25
2.2.6. <i>Facteurs de succès</i>	26
3 LE CHOIX DU MATERIAU DE RESTAURATION SUR DENT DEPULPEE : COMPOSITE VS CERAMIQUE	27
3.1. CRITERES DE SELECTION DU MATERIAU DE RESTAURATION INDIRECTE COLLEE.....	27
3.2. LES RESINES COMPOSITES.....	28
3.2.1. <i>Classification des résines composites</i>	28
3.2.2. <i>L'optimisation du degré de conversion</i>	30
3.2.3. <i>Taux de survie</i>	31
3.3. LES CERAMIQUES	32
3.3.1. <i>Classification des céramiques selon la microstructure et la composition chimique</i>	32
3.3.2. <i>Critère de choix pour les céramiques en restaurations partielles collées</i>	34
3.4. LES MATERIAUX HYBRIDES USINABLES :	37
3.4.1. <i>Lava Ultimate (3M ESPE)</i>	37
3.4.2. <i>Enamic® (Vita)</i>	38

3.4.3. Le Cerasmart™ de GC™	39
3.5. COMPARAISON DE L'EFFICACITE ENTRE LES RESTAURATIONS INDIRECTES EN COMPOSITE ET CERAMIQUE ET FACTEURS DECISIONNELS SUR DENTS DEPULPEES.....	42
3.5.1. Etude de la littérature.....	42
3.5.2. Facteurs fonctionnels :.....	44
3.5.3. Facteurs biologiques :.....	45
3.5.4. Facteurs esthétiques :.....	46
4 : LE CHOIX DES FORMES DE PREPARATION TISSULAIRE POUR RESTAURATIONS INDIRECTES SUR DENTS DEPULPEES.....	47
4.1. ETUDE DE LA LITTERATURE	47
4.2. RECONSTITUTION ADHESIVE ET IDS	52
CONCLUSION.....	53
BIBLIOGRAPHIE	54
TABLE DES FIGURES.....	58
TABLE DES TABLEAUX.....	59

Introduction

Durant de nombreuses années, la dent dépulpée a eu pour Gold-standard de restauration la couronne périphérique scellée avec ancrage mécanique radiculaire. Considérée à tort comme plus fragile qu'une dent pulpée, elle fait face encore aujourd'hui à un systématisme de restauration : dépulpage/inlay core/couronne.

Cependant, l'avancée de la dentisterie, les notions d'économie tissulaire et de gradient thérapeutique nous amènent désormais à retarder cette thérapeutique et à favoriser la préservation tissulaire.

Hormis la perte de substance initiale de la dent, la dépulpage entraîne de nombreux changements d'un point de vue biologique, mécanique et esthétique. Ces transformations ont des conséquences significatives ou non sur l'avenir de la dent. Mais ce n'est pas tant la perte de vitalité qui joue un rôle important sur la survie de la dent sur l'arcade, mais bien l'étendue de la perte de substance ainsi que la hauteur et l'épaisseur des parois résiduelles.

Les techniques de collage ont montré leur efficacité et le progrès des biomatériaux nous offre un panel de possibilités thérapeutiques permettant d'augmenter l'espérance de vie de la dent.

En prenant en considération les facteurs de risques d'une dépulpage et l'étendue du délabrement, nous pouvons sortir un arsenal thérapeutique récent et repousser voire bannir l'aboutissement à la perte de la dent.

Tout d'abord, nous verrons les caractéristiques d'une dent dépulpage et les transformations qu'elle subit puis nous nous consacrerons aux différents moyens de restauration par le collage en passant par l'analyse des différents matériaux indiqués et des modes de préparations tissulaires proposés par la littérature.

1 : La dent dépulpée

1.1 Caractéristique d'une dent dépulpée

La dent dépulpée est une dent privée de son endodonte.

Lors de cette perte de vitalité, plusieurs transformations s'opèrent sur le plan moléculaire, cellulaire ou tissulaire ayant des conséquences d'ordre biomécanique, biologique et esthétique. Cependant, la dent dépulpée assure toujours sa fonction sur l'arcade car le mode d'ancrage de la dent à l'os alvéolaire dépend de l'attache des fibres desmodontales par le ligament alvéolodentaire, qui, lui, n'est pas affecté par ces transformations liées à la vitalité dentaire.

En devenant non-vitale, la dent acquiert de nouvelles caractéristiques, elle est alors :

- Acellulaire : la disparition des cellules pulpaires et odontoblastiques laisse un tissu minéral inerte ;
- Dyschromie susceptible : les modifications internes et externes engendreront à terme une variation de la teinte ;
- Traitement susceptible : les thérapeutiques nécessaires à la préservation à long terme associées aux thérapeutiques endodontique ortho- ou rétrogrades laisseront des séquelles de traitement.
- Structure-modifiée : les atteintes infectieuses, ou traumatiques ou les thérapeutiques chirurgicales restauratrices et/ou endodontiques entraînent une perte de l'anatomie et de l'architecture originelle de la dent.¹

1.2 Transformations biologiques de la dent dépulpée

L'émail physiologique a 3 constituants principaux : une matrice minérale comprenant 96% de son poids, de l'eau (3,6%) ainsi qu'une matrice protéique (0,4%).

La perte de la pulpe n'affecte pas qualitativement cet émail. C'est un tissu acellulaire qui reste une barrière semi-perméable capable d'échange ionique et de passage de microparticules. La dépulpe n'aura donc d'influence qu'uniquement d'un point de vue quantitatif concernant l'émail.

La dentine quant à elle, est de même origine mésenchymateuse que la pulpe. Elle est la masse principale de la dent formée d'une matrice minérale constituant 70% de son poids, d'une matrice

¹ Bolla, *Restaurer la dent dépulpée*.

organique protéique pour 20%, et de 10% d'eau. Elle est en interaction directe avec la pulpe formant le complexe dentino-pulpaire.

Lors de la dépulpaion, les corps cellulaires des odontoblastes sont arrachés avec le parenchyme pulpaire provoquant des répercussions à différents niveaux. On observe alors la nécrose des prolongements odontoblastiques persistants dans les canalicules, une déshydratation immédiate ainsi qu'une altération de la trame collagénique de la dentine.

1.3. Comportement biomécanique de la dent dépulpée

Malgré ces évènements, il a été démontré que la dentine dépulpée ne perd que 9% d'eau (Huang et coll., 1992)² et que seule la concentration en eau libre est modifiée. L'eau liée aux cristaux et aux protéines persiste et la dent ne se transforme en aucun cas en un tissu "déshydraté" ou "fragile". Au contraire, la déshydratation globale de la dent est non significative.

D'un point de vue biomécanique, la dentine canalaire préserve sa résistance mécanique en tension ou en compression. Cependant, une récente étude par Winter et coll.³ montre que la diminution de l'hydratation dentinaire pourrait provoquer des fêlures localisées sur les murs canalaires. Ces « micro-cracks » seraient en relation directe avec la charge occlusale, exercés sur la dent dépulpée.

En ce qui concerne l'altération de la trame collagénique, elle va se faire lentement avec le temps entraînant une diminution de la cohésion tissulaire. Ses modifications n'ont pas d'effet significatif sur la résistance globale de la dent sur l'ancienneté de la dépulpaion qui reste un facteur à prendre en compte dans la décision thérapeutique⁴.

Les transformations biologiques liées à la dépulpaion n'ont donc pas d'influence significative sur la résistance de la dent.

Le principal facteur ayant de réelles répercussions sur la résistance mécanique de la dent et sa survie dans le temps est la perte de substance. On distingue une perte tissulaire coronaire se faisant lors de l'éviction carieuse, d'une fracture coronaire et/ou de la réalisation de la cavité d'accès, puis une perte de substance radiculaire liée au traitement endodontique et aux restaurations avec tenons.

² Huang, Schilder, et Nathanson, « Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin ».

³ Winter et Karl, « Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures ».

⁴ Lang et al., « Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root ».

1.3.1 Perte de substance coronaire

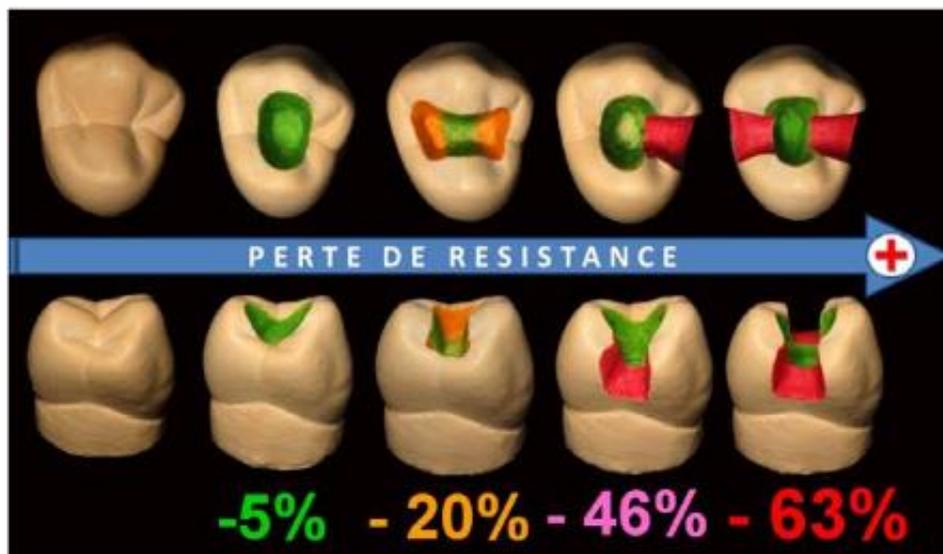
La perte de substance est le facteur principal de diminution de résistance mécanique de la dent.

L'étude de Reeh et coll.⁵ (1989), sur des prémolaires maxillaires, a démontré que la fragilité de la dent dépulpée est proportionnelle à la perte des tissus dentaires occasionnée notamment lors de l'éviction carieuse et de la préparation de la cavité d'accès pour le traitement endodontique.

Les déformations élastiques entraînant une perte de résistance aux forces occlusales appliquées sont alors directement liées à la présence ou l'absence de crête marginale après la dépulpage.

Ainsi on aura 5% de perte de résistance lors de la réalisation d'une cavité d'accès à minima et 20% de perte de résistance pour une cavité occlusale plus étendue. La perte d'une crête marginale résulte en une fragilité significative de 46% et lorsque deux crêtes sont perdues lors d'une cavité MOD la perte de résistance est de 63%, le risque de fracture des parois vestibulaire et linguale est accru.

Figure 1 : Réduction de la résistance de la dent résultant des cavités restauratrices et endodontiques

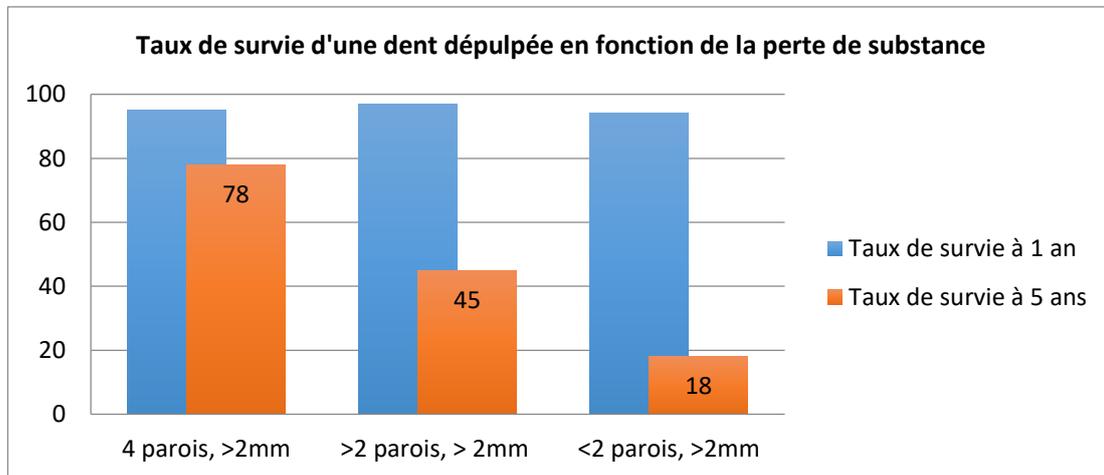


Source : Dervisevic, « Restauration de la dent dépulpée : concepts & préceptes », 2010

⁵ Reeh, Messer, et Douglas, « Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures ».

Une étude plus récente de [Rapeephan Nagasiri](#) en 2005⁶ a de même mis en lumière que le taux de survie d'une dent dépulpée à 5 ans passe de 78% avec préservation de 4 parois d'au moins 2mm d'épaisseur, à 18% s'il reste moins de 2 parois de même épaisseur.

Figure 2 : Taux de survie d'une dent dépulpée en fonction de la perte de substance



Source : Auteur, 2018

En somme, malgré les idées reçues d'une dent qui se fragilise directement par la dépulpe et les événements biologiques qui en découlent, c'est bien la perte de substance qui constitue le facteur le plus influent sur la survie de la dent et sur sa résistance mécanique aux forces occlusales.

1.3.2 La perte de substance cervicale et radiculaire

- Liée à l'absence de pulpe

L'absence de pulpe transforme les tissus dentaires persistants en une structure microporeuse passive laissant libre court au passage de bactéries et toxines sans aucun moyen de défense intracanalulaire⁷.

La dent, vidée de son organe pulpaire et privée de ses récepteurs intra-pulpaire, subit aussi une diminution des capacités de défenses aux forces occlusales.

La qualité de la nouvelle barrière biologique par le traitement endodontique est donc primordiale pour assurer une protection face aux agressions mécanique et biologique. On mettra l'accent sur l'importance de l'étanchéité corono-radiculaire qui n'est pas une tâche facile au vu de la complexité du système canalaire d'une dent.

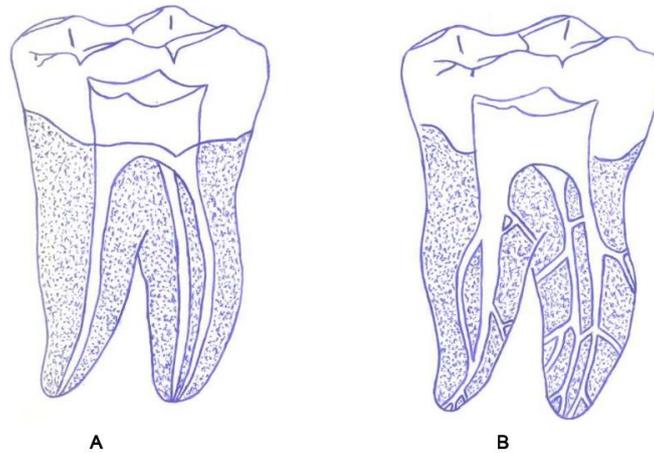
⁶ Nagasiri et Chitmongkolsuk, « Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage : a retrospective cohort study ».

⁷ Dietschi et al., « Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the literature. Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) ».

Figure 3 : Complexité de l'endodonte

A : L'anatomie canalaire telle qu'on l'envisage habituellement.

B : La réalité de la complexité anatomique de l'endodonte



Source : RACHID, Contribution à l'étude des fautes iatrogènes lors de l'obturation canalaire. « Etude prospective sur 50 cas », 2005

- Liée au traitement endodontique

Le traitement endodontique nécessite la réalisation d'une cavité d'accès et la destruction du plancher pulpaire pour atteindre les entrées canalaires. Ces manœuvres instrumentales ajoutent une perte tissulaire à la perte de structure initiale (carie, trauma, etc.).

Après la réalisation de la cavité d'accès, on observe une augmentation de la déflexion cuspidienne d'environ 5%.

Quel que soit le moyen de mise en forme, le passage d'une instrumentation canalaire dans le respect des procédures, entraîne une diminution des parois internes radiculaires. Cependant, seule une surinstrumentation et/ou un non-respect des procédures de traitement peut conduire à un risque accru de fracture de la dent. En effet, l'épaisseur des parois radiculaires résiduelle est un facteur important d'un point de vue biomécanique.

D'autre part, on observe une agression des tissus en surface par les produits chimiques de désinfection endodontique (NaOCl, CaOH₂, EDTA, eugénol). Mais selon les études, seul l'hydroxyde de calcium en utilisation prolongée serait responsable d'une diminution de la résistance à la fracture⁸.

Enfin, selon les techniques d'obturation, la dent peut subir de petites agressions mécaniques mais elles ne diminuent pas la résistance de la dent.

⁸ Andreasen, Farik, et Munksgaard, « Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture ».

- Liée au logement de tenon

Lorsque le délabrement de la dent est important, la thérapeutique prothétique peut se pencher vers un ancrage radiculaire ou tenon, permettant d'augmenter la rétention de la restauration.

Durant de nombreuses années la dent dépulpée était considérée comme « un os vide et déshydraté ». La mise en place de tenon se faisait selon l'idée fausse qu'elle solidifierait la dent et augmenterait la résistance mécanique.

On sait désormais par de récentes études qu'au contraire, la mise en place d'un tenon, et la préparation qui la précède entraînant une perte de substance supplémentaire, augmente le risque de fractures radiculaires, d'apparition de fissures, et de perforation du plancher ou de la racine.⁹

De plus, l'étude de Lang H. (2006)¹⁰ a démontré que lorsqu'un logement pour ancrage radiculaire est réalisé, la déformabilité de la racine est augmentée de 180 %.

Le tenon conserve uniquement son rôle de rétention, ce qui nous mène à nous interroger sur la nécessité de l'ancrage radiculaire et à rechercher à obtenir une rétention suffisante sans avoir à prendre tous les risques de la mise en place d'un tenon radiculaire.

⁹ Heydecke, Butz, et Strub, « Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems : an in-vitro study ».

¹⁰ Lang et al., « Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root ».

2 : Restaurer la dent dépulpée postérieure

2.1. Différents moyens de restaurer la dent dépulpée

2.1.1. Critères de choix

Après dépulpage d'une dent, nous nous trouvons parfois confronté à un délabrement tissulaire important avec peu de parois restantes. La question se pose alors sur la décision thérapeutique à prendre et en particulier sur la nécessité de la mise en place d'un ancrage radiculaire.

Durant de nombreuses années, le choix thérapeutique après dépulpage était standardisé et on procédait de façon quasi-systématique à la réalisation d'inlay-core suivis de couronnes sur dent antérieures ou postérieures.

Aujourd'hui, avec l'enrichissement de nos connaissances en biomécanique et l'avancé des biomatériaux, nous ne pouvons plus rester sur ces vieux mécanismes ancrés dans les générations précédentes. Un panel de possibilités thérapeutique s'offre à nous et nous nous devons de faire un choix réfléchi prenant en compte la totalité des facteurs décisionnels pour une dent dépulpée avec pertes de substance étendues.

Plusieurs choix thérapeutiques :

- Restauration corono-radicaire indirecte coulée (RCRC)
- Restauration cororo-radicaire inséré en phase plastique (RMIPP)
- Restauration partielle indirecte collée (RPIC) : inlay, onlay, overlay, endocouronne

Afin de choisir la solution thérapeutique adaptée à une situation précise, des critères généraux et locaux sont à prendre en considération.

2.1.1.1. Critères généraux

- **L'âge du patient**

Aquilino¹¹ montre un taux de survie à 10 ans pour la dent dépulpée de 60% chez les patients de plus de 65ans et de 82% chez les patients de moins de 54 ans. Le vieillissement des structures et les conditions thérapeutiques chez le patient âgé, rendent la dépulpage plus aléatoire et feront préférer un traitement prothétique. A l'inverse, les techniques de restaurations partielles adhésives peuvent être plus adaptées chez le sujet jeune.

¹¹ Aquilino et Caplan, « Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth ».

- **L'ancienneté de la dépulpatio**

Nous avons vu que la dépulpatio n'était pas un acte fragilisant la dent mécaniquement, cependant Degrange et coll¹²(1986) expliquent c'est l'absence d'étanchéité, à la fois de l'obturation endodontique et de la reconstitution coronaire, qui est en partie responsable de la fragilité des dents anciennement traitées par phénomènes de corrosions intracanales. S'ajoutant à cela l'accumulation des agressions sur la dent dépulpée au cours des années, nous pouvons considérer l'ancienneté de la dépulpatio comme critère général à prendre en compte.

- **L'état bucco-dentaire global du patient**

Les restaurations adhésives exigent une bonne hygiène bucco-dentaire. Un indice de plaque non maîtrisé est un facteur d'échec aux restaurations partielles collées.

2.1.1.2. Critères locaux

- **L'anatomie de la dent dépulpée**

L'anatomie dentaire peut s'avérer défavorable à la restauration indirecte collée.

Les prémolaires maxillaires, du fait de leur largeur vestibulo-linguale importante comparée à une faible largeur mésio-vestibulaire, sont des dents plus à risque de fracture. Ce risque étant accentué en fonction de la fermeture de l'angle cuspidien, du délabrement et de la hauteur des parois résiduelles. Pour éviter la fracture liée à la flexion cuspidienne, le recouvrement cuspidien associé à une restauration périphérique avec ancrage radiculaire (type RMIPP puis couronne périphérique) s'avère avantageux.

Les cuspides linguales des molaires mandibulaires sont aussi plus sujettes à la fracture. Elles possèdent une fragilité intrinsèque du fait de leur faible épaisseur d'émail associée à une moindre inclinaison. S'ajoute à cela le stress des forces obliques lors de la mastication provoquant un effet coin exercé par les cuspides guides des dents antagonistes.

- **La situation des parois restantes**

Comme nous l'avons vu précédemment, la perte de substance peut engendrer une perte de résistance mécanique de la dent allant jusqu'à plus de 80% sur des dents traitées endodontiquement avec caries MOD.

Une paroi utilisable est une paroi d'au moins 1 mm d'épaisseur et conservant un minimum d'1/3 de la hauteur coronaire initiale de la dent.

Le nombre de parois restantes préfigure la capacité de rétention de la future pièce prothétique. Ainsi, lorsque le nombre de parois restantes est insuffisant pour assurer une rétention suffisante, un ancrage radiculaire peut être indiqué.

¹² Degrange, Sadoun, et Burdairon, « Etude spectrométrique d'un cas clinique de corrosion endobuccale ».

- **Forces occlusales et para-fonctions**

Selon une étude de 2001 par Ratcliff¹³, le risque de fracture est multiplié par 2,3 avec la présence d'interférences occlusales et par 5.8 avec la présence d'une para-fonction.

Ainsi, une intercuspédie maximale instable, un bruxisme, une occlusion postérieure unilatérale inversée, une béance antérieure, une fonction de groupe, entraînent des forces à risque d'un point de vue occlusal et en particulier des forces de cisaillement. Ces situations occlusales instables sont défavorables aux restaurations partielles et à risque de fractures par effet coin développé par rapport cuspidés-fosses répété. Elles nécessitent souvent un recouvrement cuspidien total.

2.1.2. Reconstitutions coronoradiculaires (RCR)

Nous avons vu que l'ancrage radiculaire entraîne une fragilisation biomécanique de la dent au contraire des idées reçues, il est donc préférable d'éviter cette solution thérapeutique lorsque cela est possible. Dans certains cas, une combinaison de facteurs défavorables au collage coronaire exclusif nous mènent tout de même à l'indication d'un ancrage radiculaire lors de délabrements importants.

Deux types de RCR sont à la disposition du praticien :

- Les restaurations coronoradiculaires coulées indirectes (RCR), faisant intervenir une phase de laboratoire.
- Les reconstitutions par matériaux insérés en phase plastique (RMIPP).

2.1.2.1. Les RCRC

Ce sont les inlay-cores destinés à recevoir une restauration périphérique scellée. Ces reconstitutions indirectes coulées sont indiquées dans les cas de délabrements étendus où il ne persiste que 2 parois coronaires ou moins et lorsque les pertes de substance sont situées en position juxtagingivale voire légèrement intrasulculaire. L'ancrage radiculaire a alors un rôle de rétention pour la future préparation et reste une solution pérenne et maîtrisée dans la pratique d'aujourd'hui.

¹³ Ratcliff, Becker, et Quinn, « Type and incidence of cracks in posterior teeth ».

2.1.2.2. Les RMIPP

Les RMIPP (restauration par matériau inséré en phase plastique) sont des restaurations par ancrage radiculaire réalisées en un seul temps au fauteuil. Elles comprennent l'utilisation de tenon en association avec un matériau fluide injecté. Depuis quelques années, les performances des systèmes adhésifs ont mis en avant les RMIPP associant tenons fibrés et reconstitution en résine composite comme solution alternative viable par rapport aux tenon coulés¹⁴.

Les tenons fibrés sont composés pour 60 % à 66 % de fibres longitudinales parallèles entre elles, unidirectionnelles liées par des résines d'époxy ou de polyester. Leur module d'élasticité, similaire à celui de la dentine entraîne un champ de contraintes similaire à celui d'une dent naturelle.

Selon l'ANAES, agence nationale d'accréditation et d'évaluation de santé (octobre 2004), ce type de reconstitution est indiqué lorsque :

- 2 ou 3 parois résiduelles persistent,
- L'épaisseur des parois est supérieure ou égale à 1 mm,
- La hauteur des parois résiduelles est supérieure ou égale à la moitié de la hauteur coronaire prothétique,
- La limite cervicale est en position supra-gingivale,
- L'accessibilité clinique à la préparation est suffisante pour assurer une photopolymérisation efficace,
- L'isolement des fluides buccaux est réalisable par la pose d'un champ opératoire.

Zarrow et al¹⁵ affirment quant à eux, que le tenon fibré doit être mis en place s'il manque 50% de dentine coronaire résiduelle ou moins de 2 parois intactes après la cavité d'accès et dans l'unique but d'augmenter la quantité de dentine collée (rôle adhésif).

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des restaurations type RMIPP

AVANTAGES	INCONVÉNIENTS
<ul style="list-style-type: none"> - Economie tissulaire - Renforcement des structures dentaires restantes par le collage - Réduction du risque de fracture par une bonne répartition des contraintes - Résistance à la compression et à la traction non négligeable - Absence de phénomène de corrosion - Réalisable dans la même séance que l'obturation endodontique 	<ul style="list-style-type: none"> - Protocole de mise en œuvre délicat et rigoureux - Coût du plateau technique - Sujettes aux fractures cervicales¹⁶ mais le plus souvent réparables (contrairement aux fractures radiculaires fatales pour les inlay-cores)

Source : Auteur, 2018

¹⁴ D'Arcangelo et al., « Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers ».

¹⁵ Zarow et al., *La dent dépulpée : endodontie et prothèse : guide clinique pour une pratique raisonnée*.

¹⁶ Dietschi et al., « Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the literature. Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) ».

Aujourd'hui, il n'existe pas d'évidence scientifique de la supériorité de l'une ou l'autre technique¹⁷. Le choix entre les deux types de reconstitutions coronoradiculaires est très praticien-dépendant et s'effectue après préparation périphérique externe en prenant en compte les différents critères de choix cités précédemment.

2.1.3. Restauration partielle indirecte collée (RPIC)

2.1.3.1. Inlay, Onlay, Overlay

On parle d'inlay lorsque les pointes cuspidiennes ne sont pas concernées par la préparation, il s'agit là d'incrustation que l'on retrouve sur les cavités occlusales.

Dans le cas contraire, un onlay comprend la préparation et de reconstitution d'au moins une cuspidie.

L'overlay est l'extension d'un onlay lorsque le recouvrement cuspidien est total. Il comporte des limites supra-gingivales.

2.1.3.2. Endocouronne

L'endocouronne est une restauration monolithique adhésive proposée en 1999 par Bindl et Mörmann¹⁸ comme solution de rechange à la couronne sur tenon radiculaire et basée sur les concepts élaborés par Pissis¹⁹. Elle est caractérisée par la préparation d'un trottoir cervical et d'un ancrage exclusivement caméral ne s'étendant pas jusque dans les canaux radiculaires. Ce mode de préparation permet de conserver un maximum d'émail et donc d'améliorer l'adhésion.

L'endocouronne est indiquée pour les molaires dépulpées, et notamment celles possédant une faible hauteur coronaire, dont les canaux radiculaires sont calcifiés ou dont les racines sont très minces. Elle est contre-indiquée en cas d'impossibilité d'assurer une adhésion satisfaisante (selon conditions d'étanchéité), si la profondeur de la chambre pulpaire est inférieure à 3 mm ou si le contour cervical a moins de 2 mm de largeur sur la majeure partie de sa circonférence.

L'endocouronne permet une préservation des tissus résiduels de la dent dépulpée, en tirant au maximum profit de la surface de collage offerte par la dent. Elle est aussi aujourd'hui sujette au principe biomimétique avec l'utilisation des nouveaux matériaux hybrides en CFAO permettant de simuler le comportement de la dentine avec une module d'élasticité qui s'en rapproche et de compléter cette bioémulation par une couche de céramique pure simulant les propriétés amélaire²⁰.

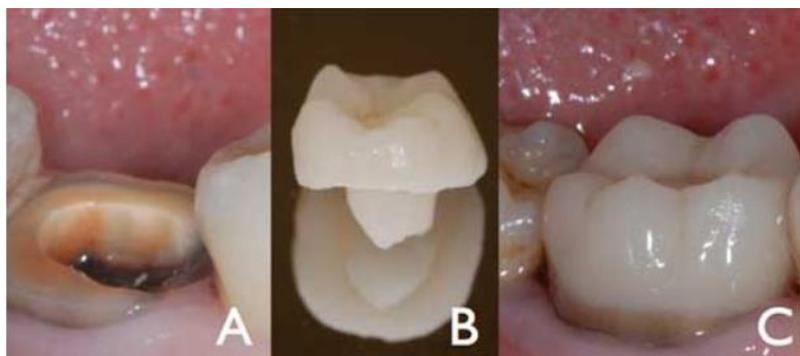
¹⁷ Bolla et al., « Root canal posts for the restoration of root filled teeth (version 3) ».

¹⁸ Bindl et Mörmann, « Clinical evaluation of adhesively placed cerec endo-crowns after 2 years : preliminary results ».

¹⁹ Pissis, « Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique ».

²⁰ Tanrattana, Para, et Jordan, « Restaurations coronoradiculaires des dents dépulpées par endocouronnes ».

Figure 4 : Endocouronne : dent préparée (A), endocouronne (B), résultat final après traitement (C)



Source : Fages et Bennasar, « L'endocouronne : un type différent de reconstruction tout-céramique pour les molaires, 2013 »

2.1.4. Biomimétisme et gradient thérapeutique

Le terme « biomimétique » prend son origine du grec « bios » et « mimesis » signifiant respectivement « la vie » et « imiter ». Dans le domaine scientifique, la biomimétique consiste en la reproduction ou la copie d'un modèle ou d'une référence²¹.

Appliquée en odontologie, la biomimétique permet de restaurer biologiquement, biomécaniquement et esthétiquement les dents naturelles, avec une intégration la plus naturelle possible des biomatériaux

Ce principe repose sur une méthodologie comportant trois points fondamentaux :

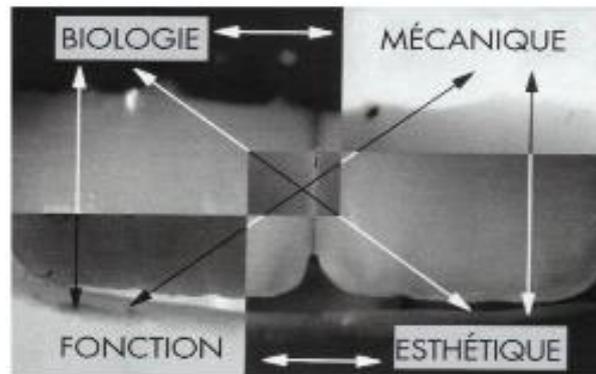
- L'identification d'un matériau du vivant présentant une propriété intéressante,
- Sa compréhension sur la base de la connaissance de sa structure et de ses propriétés,
- Le contretypage de ce matériau utilisant des moyens généralement différents des moyens naturels.

Il est pour cela important de connaître les spécificités propres des tissus de la dent naturelle, leur agencement (émail, dentine et jonction amélo-dentinaire), leur comportement optique et biomécanique mais aussi de maîtriser la thérapeutique adhésive, répondant aujourd'hui au mieux à cette volonté de mimer la dent naturelle.

²¹ Magne et Douglas, « Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors ».

Ce cadre moderne de traitement a été proposé et décrit par Magne et Belser²² sous le nom de « puzzle physiologique ». Il regroupe de manière indissociable les impératifs biologiques, biomécaniques, fonctionnels et esthétiques²³.

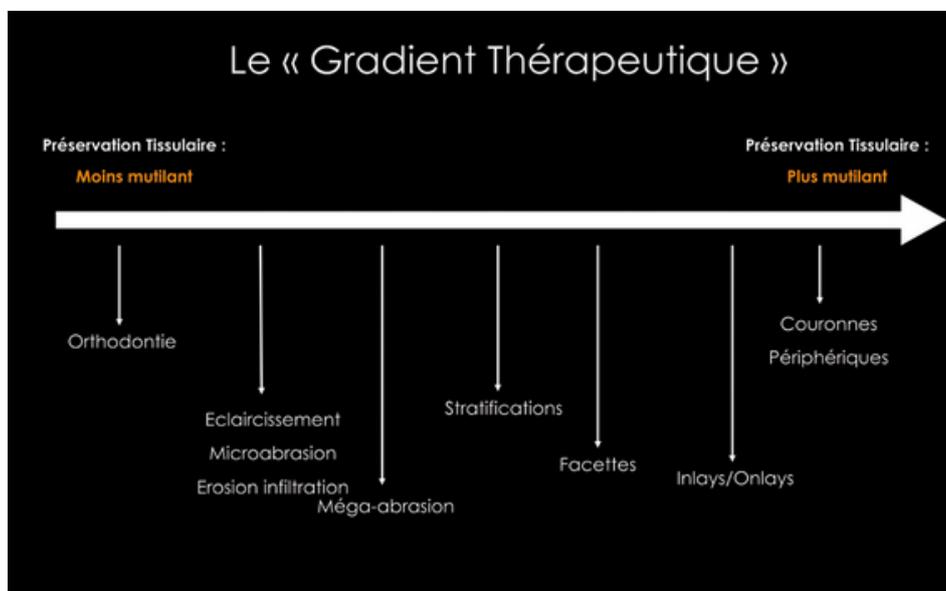
Figure 5 : Le puzzle physiologique



Source : Magne & Belser, « Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure », 2003 »

Dans cette idée, la préservation tissulaire devient un préalable indispensable à tout traitement de dentisterie moderne. Aussi, l'ensemble des thérapeutiques mises à la disposition des praticiens doit être classé dans un « gradient thérapeutique », de la plus conservatrice à la plus mutilante.

Figure 6 : Le gradient thérapeutique



Source : Tirlet et Attal, « Le gradient thérapeutique », 2009

²² Magne et Belser, « Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure ».

²³ Tirlet et Attal, « Préservation tissulaire, biomimétique, adhésion : les trois clés de la dentisterie actuelle ».

2.2. Le collage de matériaux de restaurations indirectes

2.2.1 Principe de l'adhésion

L'adhésion est l'union par contact interfacial entre deux substrats de natures différentes.

En dentisterie, l'adhésion est micromécanique. Elle met en jeu deux substrats mis en contact grâce à une couche intermédiaire appelée adhésif. Les substrats collés sont appelés les adhérents. Une fois durcit, l'adhésif s'engrène mécaniquement dans les rugosités de la surface adhérente.

Figure 7 : Mechanical interlocking of two surface. Théorie mécanique de l'adhésion



Source : Roulet et Degrange, *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*, 2000

Une autre théorie chimique d'adsorption par formation de liaisons primaires ou secondaires a été étudiées mais s'est avérée non significative²⁴.

Le contact intime entre les deux substrats dépend de trois paramètres essentiels²⁵ :

- La mouillabilité du substrat : caractérisée par l'angle de contact d'une goutte placée sur la surface d'un solide, elle dépend de la polarité et des paramètres de solubilité respectifs du substrat et de l'adhésif. Il y a mouillage si la tension superficielle de l'adhésif est inférieure à l'énergie superficielle du substrat.
- La viscosité de l'adhésif : elle doit être basse afin de remplir uniformément les microporosité et irrégularités de la surface.
- La morphologie et la rugosité du substrat : les irrégularités de surface et la rugosité du substrat créent une pression capillaire de l'adhésif permettant sa meilleure diffusion dans la surface.

Il est donc important de bien préparer les substrats et choisir un adhésif de basse viscosité permettant de remplir les microporosités et les irrégularités de la surface afin d'obtenir une bonne rétention micromécanique.

²⁴ Spencer et al., « Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy ».

²⁵ Roulet et Degrange, *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*.

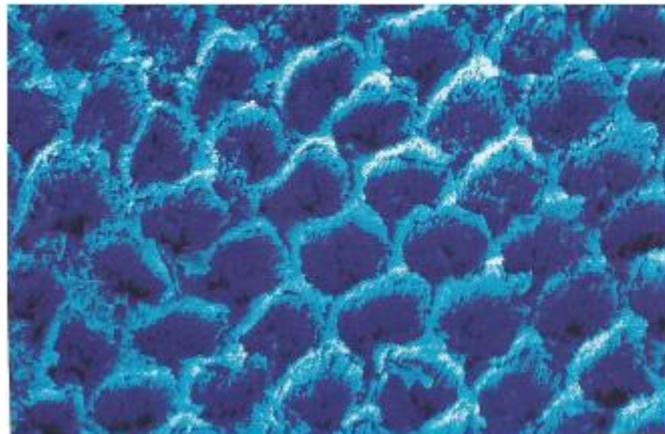
2.2.2 Le collage à l'émail

L'émail non traité est une surface lisse, non rétentive et parfois recouverte de plaque bactérienne empêchant tout contact intime d'un matériau avec la surface dentaire.

Il a été clairement établi que le mécanisme directeur de l'adhésion à l'émail consiste en une modification de la surface amélaire par mordantage avec de l'acide phosphorique concentrée entre 30 et 40%. L'étude de Buonocore (1963)²⁶ prouvant l'efficacité de l'acide phosphorique sur la rétention de l'émail a ainsi fait débiter les techniques adhésives.

Le résultat du mordantage dépend de l'acidité et du temps d'application de l'agent mordant. Lorsque la concentration d'acide phosphorique appliqué est de 30 à 40%, on obtient une élimination d'environ 10µm d'émail superficielle, provoquant une surface cratériforme après dissolution partielle et sélective des prismes d'émail sur une profondeur de 10 à 20 µm.

Figure 8 : Email mordancé après traitement à l'acide phosphorique 38% pendant 60sec.
(MEB, x4000)



Source : Roulet et Degrange, *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*, 2000

Après rinçage abondant à l'eau, l'émail acquiert une énergie de surface élevée optimisant la rétention micromécanique. Cependant cette énergie élevée de l'émail mordancé est aussi attractive pour d'autres liquides comme la salive, l'eau et le sang. Chaque contact de l'émail mordancé avec un liquide abaisse son énergie de surface et diminue la mouillabilité d'un adhésif hydrophobe.

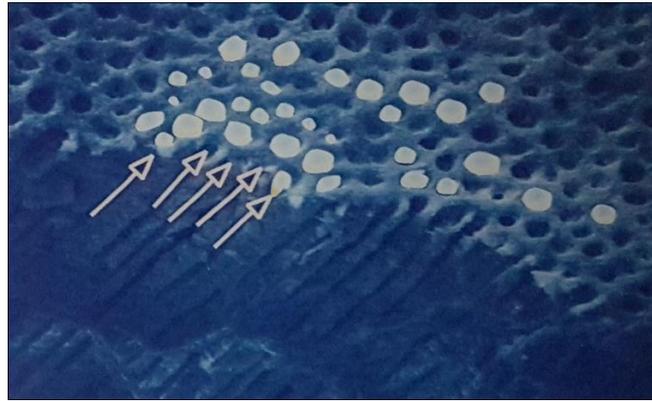
2.2.3. Le collage à la dentine

Le collage à la dentine est un sujet plus complexe. En effet, la dentine est constituée de deux substrats minéralisés de compositions différentes : la dentine intertubulaire, peu minéralisée, et la dentine

²⁶ Buonocore, « Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials ».

péritubulaire qui est très minéralisée. Les tubules dentinaires, en nombre décroissant de la proximité pulpaire à la jonction amérodentinaire, renferment un fluide dentinaire conférant à la dentine une humidité intrinsèque que ne possède pas l'émail. L'adhésif doit donc être hydrophile pour pouvoir entrer en contact avec la dentine. A cette complexité de structure s'ajoutent les modifications physiologique et pathologique entraînant une différence de protocole de collage afin de s'adapter à chaque situation (dentine sclérotique, hypersensible, carieuse, etc.).

Figure 9 : Suintement d'eau dans les tubules dentinaire



Source : Roulet et Degrange, *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*, 2000

Par ailleurs, l'instrumentation de la surface dentinaire crée une boue dentinaire posant un problème supplémentaire. Cette boue dentinaire en surface, composée d'hydroxyapatite et de collagène modifié, a une épaisseur de 1 à 7 μm . Elle obture les tubules dentinaires et empêche tout contact intime de matériau avec le substrat dentinaire.

Afin d'obtenir un collage résistant, la boue dentinaire doit être sélectivement dissoute ou complètement éliminée. Ces résultats sont obtenus par un traitement de surface avec des solutions acides et, selon la concentration de l'acide et la durée du mordantage, on obtiendra une couche déminéralisée de 3 à 10 μm . Le mordantage va ainsi dissoudre la boue dentinaire et éliminer de surcroît une couche superficielle de dentine réduisant la surface dentinaire à une trame de collagène de faible niveau d'énergie de surface. Le séchage de la dentine doit alors être précautionneux afin garder une dentine déminéralisée avec un certain niveau d'humidité et de ne pas affaiblir les fibres de collagène.

Une fois la surface dentinaire mordancée, un primaire est infiltré dans le collagène aboutissant à la création d'une couche hybride. Cette couche a pour action d'humidifier les fibrilles de collagène exposées, en éliminant l'humidité de surface résiduelle et en transformant la surface hydrophile en une surface hydrophobe. Les monomères jouant le rôle de primaires possèdent 2 groupes fonctionnels différents : une extrémité hydrophile avec plus d'affinités pour le collagène provoquant une

augmentation de l'énergie libre de surface, et une extrémité hydrophobe avec plus d'affinités pour le matériau de restauration.

Figure 10 : Couche hybride



Source : Roulet et Degrange, *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*, 2000

2.2.4. Collage des restaurations indirectes partielles sur dents dépulpées

L'objectif du collage des restaurations indirectes sur dents pulpées ou non est la formation d'un collage fiable entre une résine adhésive et la pièce prothétique. Nous aborderons ici les particularités du collage sur les deux types de matériaux les plus fréquemment utilisés en restaurations partielles indirectes collées (RPIC) à savoir la céramique et le composite.

Selon le type de matériau collé, une préparation de la pièce prothétique préalable au collage est nécessaire.

Deux types d'actions sur la surface prothétique permettent d'optimiser le collage : les actions recherchant la rétention mécanique de la surface de collage et une action recherchant la rétention chimique.

2.2.4.1. La rétention mécanique :

L'optimisation de la rétention mécanique peut se faire par des actions de sablage et/ou de mordantage de l'intrados prothétique et leur nécessité dépend du type de matériau choisi.

Le sablage consiste en une projection de particules d'Alumine (Al_2O_3) à 50microns à une pression de 2,5 bars sur l'intrados prothétique et/ou sur la surface dentaire. Il permet une élimination totale des débris (notamment des débris de temporisation) polluant les surfaces de collage et provoque des microrugosités visant à augmenter la rétention.

Le sablage des pièces prothétiques en céramique (en particulier sur les vitrocéramiques) obtient des résultats plus flagrants de rugosité de surfaces que sur les pièces prothétiques en composites²⁷.

²⁷ Keshvad et Hakimaneh, « Microtensile bond strength of a resin cement to silica-based and Y-TZP ceramics using different surface treatments ».

Un autre facteur clé du collage aux restaurations indirectes : le mordantage. Sur les RCP en céramique, le mordantage est indispensable, il se fait par de l'acide fluorhydrique à 10% et participe activement à la rétention micromécanique. En effet, d'après une étude de Roulet et collaborateurs²⁸, on observe une augmentation significative de la surface développée par la formation de microrétention ainsi qu'une augmentation de l'énergie de surface. Cette augmentation dépend la composition de la céramique, la concentration de l'acide et la durée de mordantage. D'autre part, cette étude a mis en évidence le caractère indispensable du mordantage sur la céramique par rapport au sablage seul : la résistance du collage des échantillons mordancés ne variait pas tandis qu'elle baissait de 50 à 75% sur les surfaces sablées.

Le mordantage d'une restauration indirecte en composite n'est pas recommandé car il risque de diffuser dans la matrice et continuer le mordantage vers l'intérieur sur matériau affaiblissant ainsi l'interphase charge-matrice.

Dans un autre temps, la dent préparée à être collée et préalablement sablée dans des conditions optimales doit subir un mordantage. Il se fera avec de l'acide phosphorique et son temps d'application dépendra du système de collage utilisé et de la réalisation ou non d'un scellement dentinaire immédiat (IDS).

2.2.4.2. L'adhésion chimique :

Le sablage et le mordantage de la pièce prothétique sont suivis par l'application d'un silane, promoteur chimique de l'adhésion.

Le silane est un agent de couplage composé de molécules organiques se liant d'un côté à une surface inorganique (intrados prothétique) et de l'autre à une résine (colle composite).

Le silane optimise l'adhésion sur un substrat s'il est activé et si la surface de collage est réactive. Il doit d'abord être hydrolysé par une réaction au cours de laquelle les radicaux alkoxy du silane sont remplacés par des groupements hydroxyles, avec production d'alcools libres (ROH). Le silane est alors appelé silanol.

²⁸ Roulet, Söderholm, et Longmate, « Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength ».

Les colles sans potentiel adhésif

Elles nécessitent l'application d'un système adhésif préalable. Leur composition ne possède pas de groupement adhésif et correspond à celle d'un composite de collage.

Les colles sans potentiel adhésif peuvent être photopolymérisables (exemple : Variolink Esthetic LC – Ivoclar Vivadent ; RelyX Veneer – 3M Espe) ou à prise duale c'est à dire photo et chémo-polymérisable (par exemple : Variolink Esthetic DC – Ivoclar Vivadent ; NX3 – Kerr ; Multilink Automix – Ivoclar Vivadent ; RelyX ARC – 3M Espe ; Calibra Esthetic – Denstply). Elles ont l'avantage d'avoir un bon recul clinique, de bonnes propriétés d'adhérence mécanique et d'être esthétique.

Les colles avec potentiel adhésif

Elles ont aussi une composition proche des composites fluides, à l'exception que la matrice résineuse porte des groupements chimiques particuliers capables d'adhérer respectivement à la dent et à la prothèse. Parmi les colles avec potentiel d'adhésion on retrouve essentiellement le Panavia à prise duale, qui contient des groupements MDP (Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate) et le Superbond, dont la polymérisation est chimique et qui contient des groupements 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydre). Il présente la particularité d'être non chargé et essentiellement composé de chaînes linéaires. Il conserve donc une certaine plasticité après polymérisation. Le Superbond a un fort intérêt pour les intrados métalliques et pour la réalisation de contention d'urgence sur dents mobiles car sa plasticité permet de légers mouvements et déformations. Il va aussi avoir un intérêt pour les prothèses plurales pour les mêmes raisons.

Par ailleurs, ces colles avec potentiel d'adhésion nécessitent l'application d'un adhésif au préalable. (SAM1 pour Panavia, mélange inclus dans le coffret de monomère et de tributylborane(TBB) formant l'adhésif pour Superbond).

Les colles auto-adhésives

Cette famille de colle est la seule qui ne nécessite pas de traitement préalable des tissus dentaires. Ces colles composites possèdent des groupements réactifs à base de phosphates qui leur permettent de coller sur les matériaux prothétiques et sur la dent. On distingue plusieurs colles commercialisées dans cette famille (Maxcem Elite - Kerr ; SpeedCem - Ivoclar Vivadent ; Bifix SE - Voco, G-Cem - GC...). Le RelyXUnicem - 3M Espe est la plus documentée, à ce jour.

La facilité d'utilisation des colles auto-adhésives et la rapidité de prise permettent de coller dans des situations où les conditions d'étanchéité ne sont pas optimales car elles vont pouvoir agir afin qu'il y ait contamination per-opératoire. Elles peuvent trouver leur utilité par exemple lorsque les limites sont au niveau du parodonte.

2.2.4.4. Protocole de collage des restaurations indirectes

- Analyse de la restauration sur le modèle : Anatomie des surfaces occlusale et proximale, adaptation aux limites de préparation.
- 1^{ère} essai clinique en bouche : évaluation de l'adaptation de la pièce prothétique, évaluation des contacts proximaux. La vérification des contacts proximaux se fait à quatre main, l'assistante maintien la pièce en légère pression pendant que le praticien passe le fil dentaire au travers du point de contact.
 - En cas de surface de contact trop forte, elle doit être corrigée à l'aide d'un papier articulé fin (8µm). Le papier est placé en interdentaire et retiré délicatement, s'il se déchire le point de contact doit être retouché à l'aide d'une pointe à polir en caoutchouc montée sur pièce à main.
 - En cas de surface de contact trop faible, la pièce doit être renvoyée au laboratoire si elle est en céramique. Pour le composite, il est possible de réaliser un ajout de composite au fauteuil (micro-abrasion de la surface de contact + silane + adhésif + petit ajout de composite + polymérisation + polissage)
- Mise en place de la digue : isolation de la dent à reconstruire et des deux dents adjacentes, crampon placé sur la dent la plus en distal. Afin d'obtenir une parfaite étanchéité il faut ourler la digue et placer si nécessaire du téflon en intrasulculaire lorsque les limites sont proche du parodonte.
- Isolation des dents adjacentes en les recouvrant d'une feuille de téflon pour les protéger du système de collage.
- 2^{ème} essai de la pièce prothétique : vérifier l'absence d'interférence à l'insertion de la pièce.
- Traitement de surface de la restauration indirecte pour l'adhésion :
 - A. Restauration indirecte en composite :
 - Microabrasion de l'intrados avec des particules d'Al₂O₃ de 50µm (selon le type de composite utilisé l'intérêt du sablage peut être non significatif)
 - Nettoyage avec de l'alcool et séchage
 - Application du Silane à l'aide d'une microbrosse et séchage pendant 60secondes
 - Application de l'adhésif (ou pas) et étalement de l'adhésif avec un spray d'air
 - B. Restauration indirecte en céramique (feldspathique, vitrocéramique)
 - Microabrasion de l'intrados avec des particules d'Al₂O₃ de 50µm
 - Mordançage à l'acide fluorhydrique 10% (90secs pour la céramique conventionnelle et 20secs pour le disilicate de lithium)
 - Rinçage et séchage 30 secs
 - Application du silane
 - Application de l'adhésif et étalement de l'adhésif avec un spray d'air (ou pas)
- Préparation de la dent pour l'adhésion
 - Microabrasion des tissus dentaires avec des particules d'Al₂O₃ 27µm
 - Mordançage total ou sélectif avec de l'acide orthophosphorique à 38% en fonction du système adhésif choisi
 - Irrigation aqueuse abondante
 - Séchage délicat avec un spray d'air

- Application de l'adhésif et étalement avec un spray d'air afin d'éliminer les solvants
- Photopolymérisation (ou pas)
- Application de la colle composite

Le composite photopolymérisable est optimisé s'il est chauffé à 45°C. Le réchauffage permet d'obtenir une consistance fluide et homogène. Il peut être obtenu par un réchauffeur spécifique dédié ou en utilisant un simple verre en plastique rempli d'eau chaude et en y plaçant la carpule de composite recouverte d'un double sac en plastique pendant quelques minutes)

 - Application du composite chauffé en excès sur tout l'intrados préparé.
 - Mise en place de la pièce en bouche à l'aide d'un bâtonnet collant si besoin, en s'assurant du bon positionnement et maintien en pression
 - Photopolymérisation flash 1-3sec et retrait des excès à la sonde ou au CK6. Elimination des excès au niveau des faces proximales à quatre mains. Passages délicats et répétés du fil dentaire le long des faces proximales pendant que la pièce est maintenue en pression, emportant les excès en vestibulaire et en lingual/palatin.
 - Photopolymérisation 40 secondes par face
 - Application d'un gel de glycérine sur les limites de préparation afin d'empêcher la formation d'une couche inhibée par l'oxygène.
 - Photopolymérisation finale 20 secondes par face
 - Irrigation au jet d'eau pour éliminer la glycérine
 - Dépose de la digue et retrait du téflon
- Finition et polissage :
 - Contrôle de l'occlusion à l'aide de papier articulé fin et retouches occlusales à la fraise diamantée bague rouge
 - Passage du strip abrasif contre les faces proximales
 - Polissage final à l'aide d'une cupule en caoutchouc
- Radiographie post opératoire bite-wing pour vérifier l'adaptation de la pièce et la présence ou non d'excès de colle en proximal non visible cliniquement

2.2.5. Les limites du collage

D'un point de vue biomécanique, le collage ne nécessite pas de préparation rétentive pour être efficace. Il est possible de coller sur une surface totalement plane, la difficulté sera alors la bonne insertion de la pièce prothétique car des mouvements de rotation sont vite arrivés sur une préparation de la dent à plat.

D'un point de vue biologique, la condition pour un collage performant est l'absence totale d'humidité lors de la procédure de collage. Une dent qui ne peut pas être isolée et dont les limites sont trop sous-gingivales ne pourra être propice au collage d'une restauration partielle. Par ailleurs, une analyse de la surface de collage au préalable est indispensable car une anomalie type MIH ou un état de surface avec dentine sclérotique nécessitera un protocole spécifique.

Sur le plan esthétique, l'avancée des biomatériaux nous permet d'obtenir des pièces prothétiques d'une grande fidélité esthétique à la dent. Le matériau de choix pour des restaurations esthétiques est l'Emax renforcée au disilicate de lithium qui possède un très bon recul clinique.

2.2.6. Facteurs de succès

- Prendre le temps d'évaluer tous les facteurs environnants afin de choisir le matériau adapté le mode la préparation adéquates : analyse inter et intra-arcade, contrôle de l'occlusion, rapport avec les dents antagonistes et adjacentes...
- Une parfaite étanchéité obtenue avant le début de la procédure de collage
- Une maîtrise des protocoles de collage
- Un contrôle clinique post-opératoire minutieux pour éviter toute suroclusion ou répartition inégale des forces,
- Un contrôle radiographique post-opératoire pour empêcher la persistance d'excès de colle en proximal pouvant entraîner une inflammation chronique de la papille.

3 Le choix du matériau de restauration sur dent dépulpée : composite vs céramique

3.1. Critères de sélection du matériau de restauration indirecte collée

Le choix du matériau dans le cas de restauration indirecte collée va dépendre du cahier des charges du matériau idéal. En 1997, Dietschi et al.³⁰ ont énoncé le cahier des charges suivant :

- Permettre une approche la plus conservatrice de tissu sain possible, lors de l'aménagement de l'espace prothétique nécessaire
- Restaurer une morphologie naturelle et fonctionnelle de la dent
- Redonner une résistance mécanique à la dent restaurée, compatible avec sa fonction
- Assurer une adaptation optimale au niveau des bords et des interfaces
- Etre biocompatible
- Etre radio-opaque
- Assurer la plus grande longévité

Trois grandes familles de matériau répondent à ce cahier des charges :

- Les alliages métalliques
- Les résines composites
- Les céramiques

Bien que les restaurations partielles en Or aient été considérées pendant des décennies comme l'option thérapeutique idéale pour les restaurations postérieures et que leur recul clinique de plus de 30ans ait démontré leur performances³¹ (longévité, biocompatibilité, résistance mécanique et à la corrosion), leur coût et leur aspect inesthétique nous amènent à analyser plus en détail les deux autres familles.

³⁰ Dietschi et Spreafico, *Restaurations esthétiques collées : composites et céramique dans les traitements esthétiques des dents postérieures.*

³¹ Donovan et al., « Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years ».

3.2. Les résines composites

3.2.1. Classification des résines composites

Les résines composites sont composées d'une matrice organique résineuse dans laquelle sont réparties des charges minérales silanisées.

La phase organique représente 20 à 50% du volume, elle inclue dans sa composition la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et divers additifs.

La résine, composant chimique actif du composite, est un monomère fluide qui va subir une réaction d'addition aboutissant à sa conversion en un polymère rigide par photopolymérisation, thermopolymérisation ou une association des deux. Le monomère le plus couramment utilisé est le bis-GMA (95%). Il possède un poids moléculaire relativement élevé qui lui confère une viscosité importante et un faible stress de polymérisation (3-5%). L'UDMA (uréthane diméthacrylate ou diuréthane) est un autre type de monomère de viscosité plus faible que le Bis-GMA utilisé comme constituant de la résine matricielle. Sa faible viscosité permet l'incorporation facilitée des charges qui vont être piégées dans ce réseau mais il a une rétraction de prise plus forte.

Des abaisseurs de viscosité sont nécessairement ajoutés à la matrice afin de s'assurer de l'incorporation d'un grand nombre de charges à la matrice résineuse. Ces monomères de faibles viscosités appelés aussi diluants sont :

- Le triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA)
- Le méthacrylate de méthyle
- L'éthylène glycol diméthacrylate (EGDMA)
- Le diéthylène glycol diméthacrylate (DEGMA)

Le TEGDMA est le diluant le plus couramment utilisé.

La phase inorganique est constituée de charges. Les charges sont liées à la matrice par des agents de couplages, les silanes.

Les charges sont des composants essentiels des résines composites, elles renforcent la phase résineuse et lui confèrent une meilleure stabilité dimensionnelle :

- Diminution de la rétraction de prise
- Augmentation des propriétés mécaniques
- Meilleure compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec celui des tissus dentaires
- Réduction de la déformation sous contrainte
- Augmentation de l'étanchéité
- Augmentation de la résistance à l'usure

On distingue plusieurs types de charges :

Tableau 2 : Différents types de charges, résines composites

Charge de Quartz ($\approx 50\mu\text{m}$)	Très grosses et dures, résistance mécanique augmentée mais posent des problèmes pour les finitions et le polissage car ne s'usent pas et risque d'abrasion de la dent antagoniste
Silice colloïdale ($0,4\mu\text{m}$)	Toutes petites particules, qualité esthétique++, mais moins résistant car moins de capacité d'incorporation d'un nombre important de charge
Oxydes métalliques	Servent à la radio-opacité (Oxyde de Barium BaO, oxyde de zinc, oxyde de zirconium...)
Charges organo-minérales	Charges de silice colloïdale prépolymérisée afin d'obtenir de plus grosses charges. Confèrent de bonnes propriétés optiques et mécaniques et une bonne étanchéité

Source : Auteur, 2018

Selon leur structure le composite, sera classé de la manière suivante :

- Composite macrochargé : entre 10 et $50\mu\text{m}$
- Composite microchargé : contenant des particules de silice colloïdale ($0,4-10\mu\text{m}$)
- Composite hybride : mélange de macro-charge et de silice colloïdale dont 90% du marché sont des microhybrides ($0,6-1\mu\text{m}$)
- Composite nano-chargé : entre 5-70nm, très homogène, possèdent de bonnes propriétés mécaniques mais un rendu esthétique médiocre
- Composites nano-hybrides : composite de dernière générations constitué d'un mélange de nano et de micro-charge. Rendu esthétique optimisé mais peu de recul clinique.

Plus le composite contiendra de charge et plus ses charges seront petites, meilleures seront ses propriétés.

Les composites utilisés par les prothésistes pour les restaurations partielles sont identiques ou équivalents à ceux utilisés dans nos cabinets. La différence réside dans le système de polymérisation. En effet, ils sont polymérisés à des pressions et à des températures supérieures afin d'augmenter leur degré de conversion.

Le type de composite le plus utilisé aujourd'hui est le composite microhybride, composite de 2^{ème} génération apparu dans les années 1990 et dont la charge inorganique représente environ 66% de son volume. Il possède des propriétés mécaniques augmentées avec une résistance en flexion entre 120 et 160MPa et un module d'élasticité variant de 8,5 à 12 GPa (proche de la dentine).

Certaines études comparant la technique d'incrustation de composite directe avec la technique indirecte de restaurations collées en résine composite ont montré une absence de différences

significatives sur la longévité et les performances cliniques des deux techniques³². Cependant les études les plus récentes sur le sujet décrivent clairement les problèmes majeurs de la technique directe des restaurations en résine composite :

- Une résistance à l'usure insuffisante
- Des retraits de polymérisation provoquant des micro-fuites marginales
- Une gestion délicate du point de contact proximal
- Une morphologie occlusale moins fidèle

Ozakar-Ilday et al.³³ ont démontré, sur une étude clinique de trois ans (2013), que les inlays indirects ont de meilleures performances que les composites directs en termes de forme anatomique, intégrité marginale, décolorations marginales, changement de teinte, symptôme post-opératoire, intégrité de la dent mais qu'il n'y avait pas de différences significatives en termes de rugosité de surface, gestion de l'occlusion, doléances des patients et intégrité de la restauration.

Plus récemment, en 2017, Ausiello et al.³⁴ ont aussi montré de meilleurs résultats sur les restaurations indirectes en composite par rapport aux restaurations directes.

3.2.2. L'optimisation du degré de conversion

Le degré de conversion et le taux de charges sont les deux paramètres essentiels pouvant faire varier les propriétés du matériau composite.

Nous avons vu que la polymérisation permet de lier les monomères de la matrice résineuse et d'obtenir la formation de chaînes polymères, cependant cette polymérisation n'est jamais parfaitement complète et certains monomères restent libres. La proportion de monomère ayant bien réagi par rapport au nombre initial de monomères constitue le taux de conversion.

Un composite réalisé de manière directe a un taux de conversion d'environ 50-60%. Lorsqu'on réalise une restauration indirecte, le prothésiste peut utiliser différentes techniques pour augmenter le taux de conversion :

- Un traitement thermique (10 à 30 minutes à 100-200°) peut être réalisé, après avoir monté différentes couches qui sont photopolymérisés au fur et à mesure. Un taux de conversion de 70 à 80% peut alors être atteint.
- Une polymérisation à l'abri de l'oxygène, sous atmosphère d'azote par exemple, ou de façon progressive peut être effectuée
- Une polymérisation sous pression modérée par des systèmes commercialisés souvent inférieure à 10 bars (SR Chromasit Ivoclar)

³² Pallesen et Qvist, « Composite resin fillings and inlays : an 11-year evaluation ».

³³ Ozakar-Ilday et al., « Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations ».

³⁴ Ausiello et al., « Mechanical behavior of bulk direct composite versus block composite and lithium disilicate indirect Class II restorations by CAD-FEM modeling ».

3.2.3. Taux de survie

Sur une étude clinique rétrospective sur 5 années, D’Arcangelo, et al.³⁵ ont décrit un taux de survie de 91,1% basé uniquement sur les échecs absolus et un taux de réussite de 84,8% avec une probabilité de succès estimée de Kaplan-Meier de 0,857 pour les 79 onlays/overlays en composite sur 41 patients. Parmi les 7 échecs absolus, 2 patients ont montré une vitalité négative au bout du 36^{ème} mois et du 60^{ème} mois, 4 échecs sous formes de caries secondaires à l’interface dent-restauration ont été décrit au 40^{ème}, 48^{ème} et 36^{ème} mois (x2) et une fracture de la restauration au 36^{ème} mois a été relatée. Parmi les échecs relatifs, 3 restaurations ont montré des fractures cohésives minimales du composite qui ont été finies et polies et sont restées en place, et 2 restaurations décollées entre le 36^{ème} et le 48^{ème} mois, ont pu être recollées avec succès. Cette étude démontre que les restaurations indirectes collées en composite offrent une prévisibilité et une modalité de traitement optimale dans la mesure où la préparation, le collage et finitions sont réalisées selon les données acquises de la science.

Par ailleurs, un degré de conversion approprié est d’un intérêt clinique primordial pour les matériaux en résine composite car les monomères n’ayant pas réagi à cause d’une polymérisation incomplète peuvent compromettre le comportement mécanique de la restauration sous les charges de mastications.

Pour cette raison, il est recommandé d’utiliser une colle à prise duales qui possèdent les avantages et inconvénients dans le tableau suivant :

Tableau 3 : Avantages et inconvénients d’une colle composite à prise duale

Avantages	Inconvénients
Favorise la conversion même en présence d’énergie rayonnante rare	Nécessite un double mélange pouvant induire des porosités et une incorporation de bulles
Manipulation aisée	Résine très fluide
Retrait des excès contrôlés	

Source : Auteur, 2018

Ainsi, les restaurations partielles indirectes en composite sont particulièrement indiquées lors de perte de substances étendues comme nous le retrouvons sur les dents dépulpées.

³⁵ D’Arcangelo et al., « Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth ».

3.3. Les céramiques

3.3.1. Classification des céramiques selon la microstructure et la composition chimique

3.3.1.1. Les céramiques vitreuses

Cette famille comprend les céramiques feldspathiques classiques et les vitrocéramiques renforcées. La structure de ces céramiques est biphasée : elle est formée d'une matrice vitreuse et d'une phase cristalline dispersée.

Les céramiques feldspathiques traditionnelles sont des céramiques classiques surtout utilisées pour l'émaillage des armatures métalliques des restaurations céramo-métalliques.

Pour les restaurations partielles collées, les céramiques feldspathiques de 2^{ème} génération enrichies en leucite ou en disilicate de lithium sont indiquées car elles sont plus résistantes. On parle de vitrocéramiques renforcées car leurs propriétés se trouvent augmentées grâce à un traitement thermique particulier.

Leur phase cristalline contient des minéraux de nature très différente de sorte à renforcer la matrice. Ils sont mis en forme à l'état de verre et subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, partiel et contrôlé.

La taille et la densité de cristaux conditionne les propriétés de la céramique. Ces cristaux ont un rôle de ralentissement de la propagation des fissures.

Les vitrocéramiques sont obtenues soit par pressée à partir d'un lingotin, soit usiné par CFAO à partir d'un bloc. Les blocs, fabriqués industriellement, présentent moins de défauts que les restaurations obtenues par pressée mais l'usinage peut entraîner une fracture des bords fins et des défauts dans le matériau. Cependant, la cuisson de maquillage/émaillage peut permettre de restaurer en partie les propriétés mécaniques initiales. De plus, l'esthétique de la restauration est plus facilement gérable avec le mode pressé stratifié que pour les restaurations monolithiques usinées qui sont maquillées avec une fine couche de céramiques risquant de s'user dans le temps. On note toutefois qu'il existe des blocs dégradés en teinte ((blocs TriLuxe® Vita ; Empress CAD Multi®, Ivoclar ; Real Life®, Vita).

La céramique IPS Empress renforcée à la leucite est un procédé de céramique pressée/injectée. Les cristaux de leucite à teneur de 40 à 50% ont pour rôle d'améliorer la résistance à la fracture et la solidité du matériau. Ils possèdent un haut module d'élasticité.

L'IPS Empress II (Ivoclar vivadent) est une céramique renforcée au disilicate de lithium dont les cristaux constituent 60% du matériaux et en améliorent sa résistance à la flexion. La disposition des cristaux dans la matrice vitreuse va permettre une dispersion de la lumière permettant d'obtenir une

translucidité. Une stratification de céramique à base de fluoroapatite va ensuite recouvrir la base en disilicate de lithium.

L'IPS Emax (Ivoclar vivadent) est l'évolution la plus récente proposant deux techniques d'élaboration (usinage et/ou pressée) et deux structures chimiques pour l'infrastructure : le disilicate de lithium (E.max Press et E. max CAD) et la zircone (e.max ZirCAD). Le recouvrement se fait par une vitrocéramique à base de fluoroapatite e.max Ceram'' (cuite) ou par une surpressée de fluoroapatite ZirPress pour les infrastructures en zircone.

Figure 12 : Les vitrocéramiques accessibles par pressée et par usinage

Type de cristaux (% vol)	Pressée (lingotin)	Usinage (bloc)
Feldspaths (≈30)	-	Mark II, TriLuxe, Real Life (Vita), Cerec blocks (Sirona)
Leucite (35-45)	PM9 (Vita), IPS Empress Esthetic (Ivoclar), Authentic (Jensen), OPC (Pentron), CZR (Noritake), Finesse All Ceramic (Dentsply)	Empress CAD (Ivoclar), Paradigm C (3M Espe)
Disilicate de lithium (65-70)	e.max Press (Ivoclar)	e.max CAD (Ivoclar)
Silicate de lithium et zircone	A venir	Celtra Duo (Dentsply) Suprinity (Vita)

Source : Fron Chabouis, Attal et Prot, « Restauration partielle indirecte : composite ou céramique », 2014

3.3.1.2. Les céramiques infiltrées

Concues par le Dr Michael Sadoun en 1985, la céramique infiltrée In-Ceram contient plus de cristaux et moins de verre que les vitrocéramiques vues précédemment.

Elle est composée à 85% de charge cristalline et essentiellement de l'alumine de granulométrie moyenne de 3µm, qui va être infiltrée secondairement par une phase vitreuse. En fonction de la teneur en alumine, trois types de céramiques infiltrées se distinguent :

- L'In Ceram Spinell : cristaux d'alumine et de magnésium, meilleures propriétés esthétiques
- L'In Ceram Zirconia : Zircone partiellement stabilisé (33%) et 67% d'alumine, meilleure résistance mécanique mais opacité

- L'In Ceram Alumina : verre infiltré dans des cristaux d'alumine purs, propriétés intermédiaires esthétiques et mécaniques

Les propriétés mécaniques de ces céramiques sont importantes du fait du pourcentage élevé de cristaux mais le rendu optique très opaque de certaines et leur faible force de collage font qu'elles sont peu utilisées pour les restaurations partielles collées.

3.3.1.3. Les céramiques polycristallines

Cette classe de céramique ne contient que des cristaux et possède donc une haute résistance mécanique comparée aux autres céramiques. Il en existe deux types : l'alumine pure et la zircone.

La zircone est un oxyde de céramique polycristalline possédant la particularité de se retrouver sous la forme de trois phases structurales (allotropie). Le réchauffement ou le refroidissement peut entraîner le passage d'une forme à l'autre :

- Phase monolithique : inférieur à 1170°C
- Phase quadratique ou tétragonale : de 1170°C à 2370°C
- Phase cubique : de 2370°C au point de fusion 2690°C

Seule la phase tétragonale possède de fortes propriétés mécaniques, c'est pourquoi on utilise des oxydes pour stabiliser la zircone.

Les oxydes permettant de stabiliser la zircone sont l'oxyde d'yttrium en majorité (3 à 4%), l'oxyde de magnésium et l'oxyde de calcium.

La zircone présente la particularité d'avoir une grande capacité à s'opposer à la propagation des fissures caractérisée par une ténacité élevée allant de 5 à 10 MPa.m⁻² contre environ 1 MPa.m⁻² pour une vitrocéramique.

La zircone est retrouvée principalement pour la conception d'une infrastructure mais peut aussi être utilisée comme matériau unique sous forme de blocs préfrittés usinable ou par un procédé HIP (Hot Isostatic Pressing) plus complexe consistant en un unique frittage et usinable uniquement par des machines très puissantes lui conférant une densité maximale. Cependant, leur opacité ne permet qu'une utilisation en postérieur pour des raisons esthétiques.

3.3.2. Critère de choix pour les céramiques en restaurations partielles collées

Sur le plan biologique, toutes les céramiques sont extrêmement biocompatibles, le choix de la céramique pour les restaurations collées va donc se faire selon deux critères essentiels : son aptitude à être collée et ses propriétés mécaniques.

3.3.2.1. Aptitude au collage

La force de collage d'un matériau dépend du matériau d'assemblage utilisé et de son traitement de surface qui vont optimiser ses propriétés d'adhésion par un ancrage micromécanique associé à une adhésion chimique. Or, les traitements de surface (mordançage, silane) ne peuvent s'utiliser que sur une surface contenant du verre. Plus la phase vitreuse sera faible ou inexistante, moins bonne sera la capacité de collage du matériau. Ainsi, les céramiques infiltrées In Ceram et les céramiques polycristallines (zircone) ont des forces de collage plus faible que les autres classes de céramiques et devront avoir un traitement de surface différent (traitement tribochimique avant dépôt de silane) voir aucun traitement de surface pour la zircone dont le sablage entraîne des modifications structurales néfastes à ses propriétés³⁶. Leur force de collage se trouvera donc principalement dans le choix d'un matériau d'assemblage avec potentiel adhésif. Il est tout de même à noter que de nouveaux silanes récemment commercialisés permettent maintenant d'optimiser le collage sur la zircone (Monobond Plus- Ivoclar Vivadent).

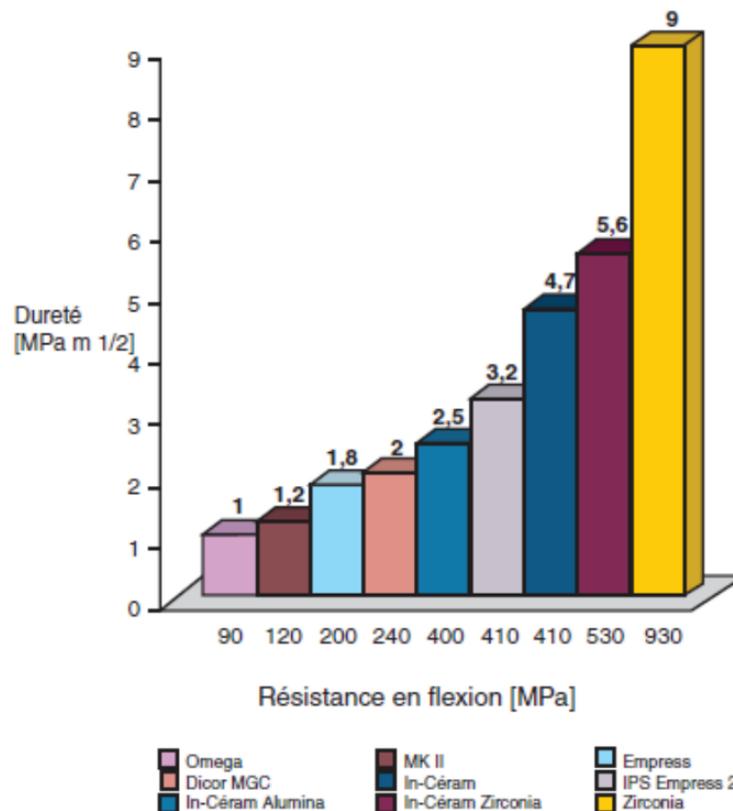
3.3.2.2. Propriétés mécaniques

La cause d'échec la plus fréquente concernant les restaurations collées en céramique est la fracture par fatigue. En effet, la fracture a le plus souvent lieu sur quelque chose de mou selon les dires du patient, entraînant la formation de deux fragments distincts bien nets.

La résistance en flexion des différentes céramiques utilisées pour les restaurations partielles est rapportée par la figure ci-dessous :

³⁶ Attal, Fron Chabouis, et Tirlet, « Les silanes : mieux les connaître pour mieux les utiliser ».

Figure 13 : Résistance en flexion des systèmes tout céramique



Source : Poujade, Zerbib, et Serre, « Céramiques dentaires », 2004

La zircone a le meilleur résultat en termes de résistance en flexion en s'approchant des 1000MPa, cependant, une étude de Ma et al³⁷ (2013), a démontré que malgré leurs 400 MPa de résistance en flexion, les céramiques au disilicate de Lithium collées sur l'émail approchent 75% de la résistance mécanique de la zircone.

D'autre part, la nature mécanique du substrat sur lequel est collée la céramique joue un rôle déterminant. Le module d'élasticité (E) est donc un facteur important à prendre en compte car plus le rapport $E_{\text{céramique}}/E_{\text{substrat}}$ est faible, meilleure est la résistance à la fracture. Ainsi, la céramique est d'autant plus indiquée lorsqu'elle concerne le collage à l'émail ($E_{\text{email}} = 70 \text{ Gpa}$, $E_{\text{dentine}} = 18 \text{ Gpa}$, $E_{\text{céramique feldspathique}} = 65 \text{ Gpa}$, $E_{\text{max}} = 95 \text{ Gpa}$, $E_{\text{zircone}} = 220 \text{ Gpa}$).

Sur le plan esthétique, les restaurations pressées stratifiées donnent les meilleurs résultats ; les restaurations monolithiques (pressées ou usinées) sont maquillées et la couche de maquillant céramique peut s'user avec le temps, il existe toutefois des blocs dégradés en teinte pour les

³⁷ Ma, Guess, et Zhang, « Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays : Finite element and theoretical analyses ».

restaurations monolithiques usinées (blocs TriLuxe®Vita ; Empress CAD Multi®, Ivoclar ; Real Life®, Vita).

En prenant en compte tous ces facteurs, les vitrocéramiques semblent les matériaux les plus indiqués. Le disilicate de lithium (IPS e.max) semble présenter les meilleures propriétés notamment par sa variante HT (high translucency) qui allie translucidité naturelle et résistance importante. La résistance initiale à la flexion de IPS e.max HT, de 360-400MPa, est à comparer à la valeur de 80-120 MPa pour les céramiques frittées traditionnelles et de 160 MPa pour les vitrocéramiques renforcées par de la leucite. Une étude portant sur 4000 inlays/onlays usinés par la société Biodentis³⁸, a montré un taux d'échec de 0,63 % pour les restaurations en disilicate de lithium (IPS e.max CAD) après 18 mois, soit sept fois inférieur à celui des vitrocéramiques renforcées par de la leucite (données fabricant).

3.4. Les matériaux hybrides usinables :

Les blocs et disques de composite usinable bénéficient de leur fabrication industrielle leur permettant d'accroître leurs propriétés. En effet, grâce aux machines industrielles, il est possible de réaliser la thermopolymérisation sous une pression pouvant atteindre plusieurs centaines, voire plusieurs milliers de bars ; le matériau composite résultant présente un taux de conversion supérieur à 90, voire 95 %.

3.4.1. Lava Ultimate (3M ESPE)

Ce composite est le remplaçant du Paradigm MZ 100 (3M ESPE) qui fut le premier composite commercialisé pour des application CFAO.

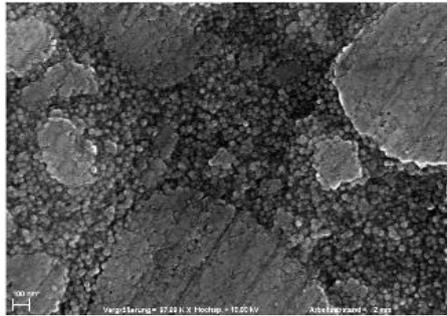
C'est un composite nano hybride, composé d'une matrice de résine à base d'ester-diméthacrylique et des charges minérales à environ 65% en volume. La matrice résineuse est infiltrée par 80% de son poids en nanoparticules de silice et de zircone.

La structure et la capacité de polymérisation à haute température et haute pression (HT/HP) de ce matériau lui confère de meilleures propriétés mécaniques qu'aux résines composite conventionnelles et en particulier une résistance à l'usure élevée³⁹.

³⁸ Hajto, Marinescu, et Ahlers, « Inlays et onlays en céramique : critères de succès ».

³⁹ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

Figure 14 : Structure du Lava Ultimate (3M) où l'on peut observer les particules de céramique agglomérées



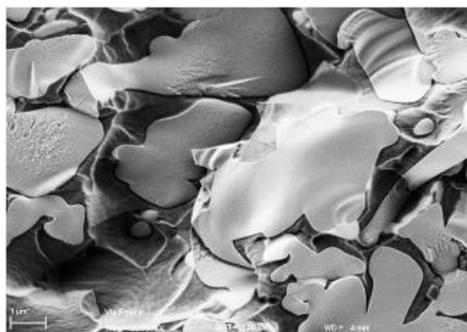
Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization », 2012

3.4.2. Enamic® (Vita)

Il s'agit du premier composite hybride à structure inversée qui a vu le jour en 2013. Il est constitué d'une base de matrice de céramique frittée dont les pores ont été comblés avec un matériau polymère. On parle de « polymer infiltrated ceramic network material » ou PICN. Son réseau principal contient une céramique feldspathique poreuse (86% en poids), infiltrée par un des monomères d'UDMA (uréthane diméthacrylate) et polymérisé sous HT/HP.

Son module d'élasticité est de 30GPa, proche de la dentine et très inférieur à celui des céramiques traditionnelles, ce qui en fait un matériau intéressant pour son élasticité proche des composites et sa résistance mécanique proche des céramiques. De plus, Son comportement à l'abrasion est proche de celui de l'émail, donc l'Enamic® n'exerce pas d'usures excessives des dents antagonistes.

Figure 15 : Structure de l'Enamic® (Vita), réseau de céramique feldspathique (structure macroscopiques) infiltré par un polymère de composite

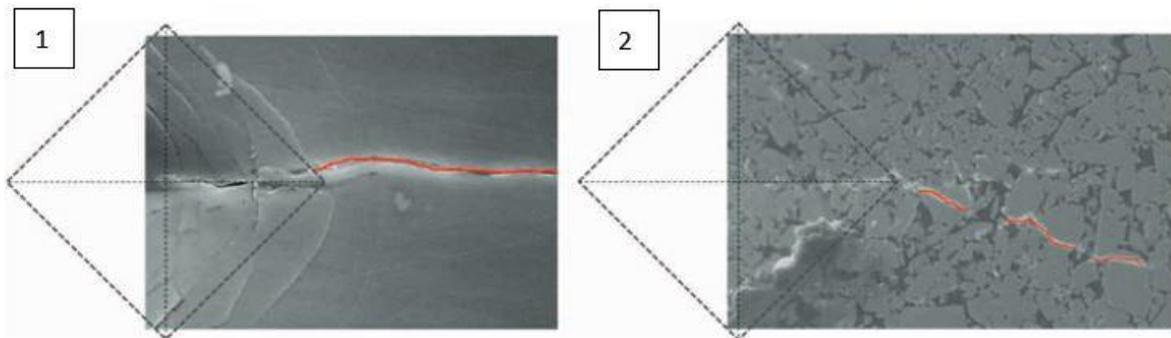


Source : Tanrattana et al., « Restaurations coronoradiculaires des dents dépulpées par endocouronnes », 2017

Avantages :

Ce matériau est très apte au collage, il présente une meilleure résistance mécanique que le polymère seul ou la céramique grâce à l'interconnexion des deux matrices. Une fonction de blocage des fissures par le réseau de polymère est assurée et la structure en résultant tolère davantage les défauts.

Figure 16 : Observation au MEB de l'indentation due au test de dureté Vickers sur un échantillon de Vita MarkII® (1) entraînant une ligne de fissure typique des céramique; Enamic® (2) présente une ligne de fissure plus mince et stoppée par le réseau de résine



Source : Dirxen et al., Dirxen, « Clinical performance of a new biomimetic double network material », 2013

Inconvénients :

L'inconvénient majeur est qu'il n'existe pas encore de bloc à teinte dégradée ce qui confère le matériau à des indications pour dents postérieures uniquement.

3.4.3. Le Cerasmart™ de GC™

Cerasmart™ est un composite hybride commercialisé par la société japonaise GC. Il est composé de nanoparticules de céramiques intégrées dans un réseau de polymère hautement comprimé. La matrice résineuse représente 29% alors que les nano céramiques feldspathiques 71%⁴⁰.

Ces fines particules de verres de dimensions égales sont noyées régulièrement dans la matrice, et dispersées de manière homogène grâce à un traitement sous haute pression. Les charges étant mieux réparties, la transmission des contraintes est plus homogène, et ces dernières sont mieux amorties. Le matériau possède une résistance à la flexion de 220MPa à 240MPa. Ceci le rendrait plus résistant aux fractures. Il peut s'adapter aux situations cliniques les plus difficiles.

Son fraisage est rapide et précis, l'adaptation marginale nette et sa bonne résistance au « chipping » laissent supposer un joint marginal préservé dans le temps. Sa manipulation est également très aisée,

⁴⁰ Horvath, « Key parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry ».

le polissage et les retouches étant facilement réalisables, il n'est pas difficile d'obtenir une surface hautement brillante⁴¹.

Dans la même lignée de Cerasmart, une autre société japonaise, Shofu Inc., a commercialisé Shofu Block HC. Composé de 61% de particules de céramiques, il possède les mêmes propriétés et indications que Cerasmart de GC. Il est également considéré comme un matériau hybride.

Suite à cette analyse précédente, on arrive à séparer les matériaux hybrides en 2 groupes : les composites hybrides (ou nanocéramiques) et céramique hybride.

Aujourd'hui, la seule céramique hybride reconnue en tant que telle est le Vita Enamic. Ce matériau hybride regroupe, en effet, la majorité des avantages des composites et des céramiques.

Les composites hybrides à savoir Lava Ultimate, le Cerasmart et Shofu Block HC sont, quant à eux, des matériaux résine avec une adjonction de certaines propriétés de céramiques.

Tableau 4 : Comparaison des propriétés des matériaux céramiques, composites et hybrides

	Email	HYBRIDES			Dentine	CERAMIQUES		COMPOSITE
		Enamic Vita	Cerasmart GC	Lava Ultimate 3M Espe		Vitreuse CFAO	Cristallines CFAO	CFAO
Flexion MPa	<180	150 137	231	220-225	<207	105 à 330	700 à 1000	138
Module d'élasticité GPa	<94	30 20	7,9	10,8	<20	26 à 80	200	12
Dureté GPa	6	2,7			1	6,5		
Ténacité MPa√m		1		2		1 à 2,30	3,7 à 4,94	0,78

Source : Carrère, « Apport des blocs de céramique hybride Enamic® Vita™ dans une réhabilitation totale chez un bruxomane sévère : présentation d'un cas clinique », 2015

Par rapport aux blocs de céramique

D'après les essais cliniques, ces matériaux hybrides se distinguent des céramiques conventionnelles car ils sont plus élastiques, moins fragiles, et leur dureté est trois fois inférieure.

Cela permet un polissage plus aisé, une abrasion réduite des dents antagonistes et un temps d'usinage divisé par 2 au minimum.

On observe de plus une meilleure intégrité des bords et une rugosité réduite des pièces après usinage.

Il est ainsi possible de réaliser des pièces de faibles épaisseurs 0,5 à 0,3 mm et qui résisteraient mieux au « chipping ». ⁴²

⁴¹ Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

⁴² Swain, « La céramique hybride : une similitude à la nature exemplaire ».

Par rapport aux blocs de composites

Grâce à la polymérisation sous HTHP et à la fraction volumique très élevée des charges associées au réseau de céramique, les blocs hybrides présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures à celles des blocs de composites classiques. Le matériau hybride a aussi l'avantage d'avoir une usure nettement inférieure à l'usure des composites traditionnels⁴³.

Par ailleurs, les composites polymérisés sous HTHP sont moins sujets à la dégradation, et la résine composée d'UDMA ne pourrait relarguer ni monomère ni bisphénol A, ce qui les rendraient nettement plus biocompatibles. Cependant, des études plus approfondies sont nécessaires pour le confirmer.

D'un point de vue esthétique, Accar et coll⁴⁴ ont observé les changements de couleurs après immersion dans du café et les résultats pour Enamic[®] se sont révélés perceptibles cliniquement mais acceptables, alors qu'ils ne sont pas acceptables pour les composites traditionnels⁴⁵.

Tableau 5 : Propriétés des céramiques hybrides en comparaison aux autres matériaux

	CERAMIQUES HYBRIDES			
	Comparées à l'émail	Comparées à la dentine	Comparées aux composites	Comparées aux céramiques
Flexion	<	<	>	<< pour zircon </ = feldspathique
E	<	=	>	<<
Dureté	<	>	>	<<<<
Ténacité	/	/	>	= feldspathique <<zircon
Epaisseur prép			/	</ = e.max®Press
Usinage			Meilleure intégrité des bords	+ facile : + rapide - d'usure des fraises meilleure intégrité des bords
Biocompatibilité			Meilleure	Rétention de plaque bactérienne en cervical
Indications			Plus élargies	+ élargies (parafonctions, usures sévères)

Source : Mormann et Swain, « La céramique hybride : une similitude à la nature exemplaire », 2013

⁴³ Zhi, Bortolotto, et Krejci, « Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials ».

⁴⁴ Acar et al., « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ».

⁴⁵ Arocha et al., « Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions ».

3.5. Comparaison de l'efficacité entre les restaurations indirectes en composite et céramique et facteurs décisionnels sur dents déulpées

Tableau 6 : Famille de matériaux disponibles pour les RPIC

Céramiques vitreuses				Composites	Hybrides
Feldspathiques	Vitrocéramiques	Vitrocéramiques renforcées			
	Enrichie en leucite	Enrichie en disilicate de lithium	Enrichie en silicate de lithium et en zircono		
<i>Mark II, Triluxe, Reallife (Vita), Cerec blocs (Sirona)</i>	<i>Empress CAD (Ivoclar Vivadent)</i>	<i>e.Max CAD (Ivoclar Vivadent)</i>	<i>Suprinity (Vita), Celtra Duo (Dentsply)</i>	<i>Ambarino High Class (Creamed), Lava Ultimate (3M Espe), Cerasmart (GC)</i>	<i>Enamic (Vita)</i>
					

Source : Nasr et al., « Choix des blocs en CFAO directe en fonction de la situation esthétique dans le secteur antérieur », 2015

3.5.1. Etude de la littérature

La première cause des échecs des RPIC (restaurations partielles indirectes collées) est la carie secondaire qui va dépendre du risque carieux mais surtout de l'efficacité du collage. Nous avons vu que les vitrocéramiques et les composites possèdent tous deux des forces de collage importantes et similaires.

La deuxième cause des échecs des RPIC est la fracture de la restauration, cette fracture va dépendre de plusieurs paramètres dont la forme de préparation de la dent et les propriétés mécaniques du matériau de restauration.

Plusieurs études ont comparé les propriétés des céramiques et des composites pour les RPIC :

- En 2009, P Magne a analysé la résistance à la fatigue et le mode de fracture sur une étude in vitro de molaires déulpées et restaurées par overlay en céramique feldspathique (Vita MK II block-vident) et en composite (Paradigm MZ100). Les résultats ont rapporté une augmentation de la résistance à la fatigue des restaurations en composite par rapport à la céramique feldspathique⁴⁶.

⁴⁶ Magne et Knezevic, « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ».

- En 2014, Belli et al. ont comparé la fatigue mécanique des RPCI en céramiques et en composite. Cette étude a fait ressortir que la résistance à la fatigue des matériaux composites et céramiques donnait des résultats sensiblement équivalents avec une légère supériorité des céramiques en disilicate de lithium.
- En 2015, Frankenberger et al. ont évalué in vitro la résistance à la fracture sur molaires dépulpées selon le type de restauration avec en comparaison l'IPS Empress, Emax CAD, Celtra Duo, Lava Ultimate et Enamic. Concernant les cavités MOD, les couronnes partielles en Emax CAD, Celtra Duo, Lava Ultimate et Enamic ont montré des résistances à la fractures presque comparables aux dents témoins sans restaurations et comparable entre elles ($p > 0,05$). IPS empess (vitrocéramique renforcée en leucite) possédait le moins bon résultat quel que soit le mode de préparations.
- En 2017, Ausiello et al. ont évalué les différents comportements mécaniques des restaurations collées directes et indirectes en composite et disilicate de lithium. Malgré un module d'élasticité différent (environ 70 GPa pour le disilicate de lithium et 20GPa pour le composite, les deux matériaux ont montré des comportements similaires avec une bonne distribution du stress comparé au composite direct dont le retrait de polymérisation d'1% affectait négativement son comportement mécanique sur dents restaurées avec cavités MOD.
- En 2018, Wafaire et al. ont mesuré l'influence des nouveaux composites de laboratoire (SR Nexco) avec les céramiques renforcées au disilicate de lithium (IPS e.max Press) et les céramiques à base de zircon stabilisée à l'Yttrium (ICE Zirkon) sur la résistance à la rupture des prémolaires maxillaire restaurés par des RCPI de classe II. Aucune différence statistiquement significative entre les moyennes du groupe témoin et les groupes restaurés avec inlays/onlays en zircon. Cependant, la résistance à la fracture des inlays/onlays en composite de laboratoire et en céramiques pressées au disilicate de lithium était inférieure aux dents intactes avec des résultats légèrement supérieurs pour l'IPS e.max.

Il est à noter que le recul clinique est faible sur ces nouveaux matériaux de RPIC et très peu d'essais randomisés comparent les performances des nouveaux matériaux hybrides aux céramiques, et aucun sur dents dépulpées. Fron Charbouis et al. ont montré sur 2 essais cliniques sur une durée de 3 ans, que les inlays en céramique pourraient entraîner moins d'échecs pendant les trois premières années⁴⁷. Cependant, les fractures sur céramique résultant de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut, peuvent mettre du temps à survenir. Actuellement, un essai clinique randomisé nommé CECOIA comparant l'efficacité d'inlays et onlays en composite (Lava Ultimate) et en vitrocéramique enrichie en leucite (Empress CAD) est en train d'être mené. Les résultats sur 5 ans chez 359 patients pourront nous éclairer davantage.

En l'absence de certitude sur le matériau le plus efficace, certains critères pourront guider notre choix thérapeutique.

⁴⁷ Fron Chabouis, Smail Faugeron, et Attal, « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays : a systematic review ».

3.5.2. Facteurs fonctionnels :

En fonction de la dent antagoniste :

L'usure du matériau dépend de la dent antagoniste. La vitesse d'usure des composites polymérisés en laboratoire est très inférieure à celle des composites conventionnels, mais elle reste plus élevée que celle de l'émail, tandis que la céramique présente une vitesse d'usure plus faible que l'émail.

Il est préférable d'utiliser le même matériau pour que l'usure soit similaire sur les deux dents et afin d'éviter une éventuelle égression compensatrice de la dent dont la vitesse d'usure est la plus faible.

En ce sens, d'Arcangelo et Vanini ⁴⁸suggèrent d'avoir recours aux critères décisionnels suivant:

- Si la dent antagoniste est composée d'émail ou de composite, la RPCI devrait être réalisée en composite
- Si la dent antagoniste est une couronne en céramique, il est conseillé d'utiliser la céramique comme matériau pour la RPCI

En fonction de la nature du substrat sur lequel est collée la restauration partielle :

Le module d'élasticité est le rapport entre la contrainte qu'on applique au matériau et la déformation élastique qu'il subit du fait de cette contrainte. Ainsi, si le module d'élasticité de la RPCI et des tissus dentaires sont proches, il y aura une déformation similaire pendant les mouvements fonctionnels et à l'inverse, le différentiel de module d'élasticité induira des contraintes internes dans le matériau de colle. Sur dent dépulpée, il est donc recommandé de remplir la chambre pulpaire par un matériau composite afin d'éviter toute fracture par contrainte.

Le collage sur de l'émail orientera donc le praticien vers le choix de la vitrocéramique tandis que le collage sur la dentine orientera le choix vers le composite ou hybride.

En fonction de l'épaisseur de la restauration et de sa mise en forme :

Aujourd'hui les épaisseurs de préparation des céramiques et notamment concernant l'Emax, sont largement revues à la baisse. Lorsqu'il s'agit de coller sur l'émail dans un contexte occlusal favorable, des épaisseurs de 0,6mm ont été testées sur des inlays avec des contraintes en tension pas plus élevées que sur des inlays épais⁴⁹. En revanche, sur la dentine, une restauration trop fine en céramique risquera d'engendrer un maximum de contraintes internes et de casser. Pour ce qui est de la mise en forme, on préférera une mise en forme pressée pour la céramique pour limiter la fracture des zones de fines

⁴⁸ D'Arcangelo et Vanini, « Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations ».

⁴⁹ Ma, Guess, et Zhang, « Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays : Finite element and theoretical analyses ».

épaisseurs arrivant plus fréquemment sur les pièces usinées. Le composite, au contraire, tolère très bien l'usinage même quand les épaisseurs sont fines.

En fonction d'éventuels parafunctions ou de nécessité d'ajustement occlusal :

Pour les cas de bruxisme, les risques de fracture de céramique sont accrus, il est donc préférable de s'orienter vers les RCPI en composite. Cependant, certains praticiens d'excellence réalisent des restaurations en vitrocéramique au disilicate de lithium dans ce contexte. Le bruxisme doit évidemment être pris en charge parallèlement. En cas de modification de la dimension verticale d'occlusion ou de surfaces dentaires érodées, il est parfois nécessaire d'avoir recours à des ajustements occlusaux, plus faciles à effectuer sur les restaurations en composites.

3.5.3. Facteurs biologiques :

La céramique est le matériau le plus biocompatible. En effet, son inertie électrique et thermique lui confère une excellente tolérance biologique, pulpaire et parodontale. Cette tolérance peut cependant être affectée par le positionnement sous gingival des limites de préparations (contre-indiquées pour les RCPI) et les défauts de l'état de surface dus à une mauvaise mise en œuvre des techniques de polissage.

En ce qui concerne les composites, la toxicité du matériau est principalement due aux monomères libres (UDMA, bisGMA) et aux additifs (TEGMA) lors d'une polymérisation incomplète, et secondairement, et en quantité plus infime, à la dégradation du matériau dans le temps. Aujourd'hui, les composites de laboratoires possèdent un taux de conversion très élevé notamment les composites usinés (90-95%), et il semblerait que le potentiel relargage causé par la restauration soit presque négligeable par rapport au relargage de la colle⁵⁰.

Par ailleurs, le Bisphénol A, issu de la dégradation du bis-GMA n'est qu'à l'état de trace dans le matériau final. Son taux dans les urines et dans le sang subirait une légère augmentation durant les 24 premières heures et rentrerait dans la normale rapidement pour les matériaux contenant du bis-GMA. Ainsi, bien que le composite utilisé pour les restaurations partielles possède une très bonne biocompatibilité, un terrain allergique ou un patient se sentant très concerné par la biocompatibilité peut être un argument en faveur de la céramique.

⁵⁰ Fron Chabouis, Attal, et Prot, « Restauration partielle indirecte : composite ou céramique ».

3.5.4. Facteurs esthétiques :

Les céramiques possèdent des propriétés optiques supérieures aux composites. La technique traditionnelle de pressée suivie d'un émaillage permet à la céramique d'obtenir les meilleurs résultats mais cette technique fastidieuse induit un temps de travail et donc un coût de mise en œuvre important. Les RPCI en composite possèdent elles, l'avantage d'être maquillées aisément en bouche après collage. Dans le cas où la limite vestibulaire serait trop visible, un protocole de maquillage à l'aide de retouches successives en composite a été développé par Rocca et al.⁵¹ afin de recréer la transition de teinte.

⁵¹ Rocca et al., « A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations ».

4 : Le choix des formes de préparation tissulaire pour restaurations indirectes sur dents dépulpées

Aujourd'hui, il n'y a pas de guideline pour les formes de préparations pour les RPCI. Le mode de préparations va être très praticien-dépendant et il est difficile d'évaluer la relation entre le succès d'une RCPI et la forme de préparation choisie. Néanmoins, il est clair que la forme de préparation est un facteur influant sur la résistance de la dent à la fracture.

4.1. Etude de la littérature

M Zarrow et al.⁵² insistent sur l'importance de l'évaluation de l'épaisseur des parois dentaires saines qui va guider notre choix de préparation pour les restaurations collées. Ils précisent aussi qu'il n'y a pas de critères absolus pour le recouvrement cuspidien mais que de nombreuses études⁵³ ont révélé un plus grand nombre de fractures cuspidiennes pour les dents dépulpées porteuses de restaurations collées sans recouvrement cuspidien. Concernant les formes de préparations, Zarrow préconise la conservation des parois avant restauration d'une épaisseur de 2,5 à 3mm impliquant si besoin une réduction cuspidienne selon une surface parallèle au plan d'occlusion, une absence de contacts occlusaux sur le bord de la restauration et la réalisation de boîtes proximales d'une épaisseur de 1,5mm environ dans le sens mésio-distal avec la possibilité de réaliser un léger biseau lorsque l'émail est épais (>1mm) afin d'optimiser l'adhésion. Pour les préparations esthétiques, un chanfrein de 0,75mm à 1mm d'épaisseur est recommandé sur la face vestibulaire des dents dyschromiées.

En 2015, Rocca et Dietschi⁵⁴ publient un article intéressant dans lequel ils mettent en lumière la possible dangerosité de la dentisterie selon le principe minimal invasif à l'aveugle. En effet, la préservation d'un maximum de tissus dentaires peut s'avérer néfaste pour la survie de la dent si on ne tient pas compte du contexte occlusal. C'est le cas pour les préparations d'inlays qui, notamment dans le cas d'une cavité centrale étendue, se caractérisent par un effet coin pouvant aboutir à une fracture cuspidienne. Dans ce sens, Fennis et al.⁵⁵ ont montré que les restaurations à recouvrement épais présentent une résistance à la fracture statique plus élevée que les restaurations conservatrices. A

⁵² Zarow et al., *La dent dépulpée : endodontie et prothèse : guide clinique pour une pratique raisonnée*.

⁵³ Latta et Barkmeier, « Bond strength of a resin cement to a composite inlay material ».

⁵⁴ Rocca et al., « Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II, Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication ».

⁵⁵ Fennis et al., « Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results ».

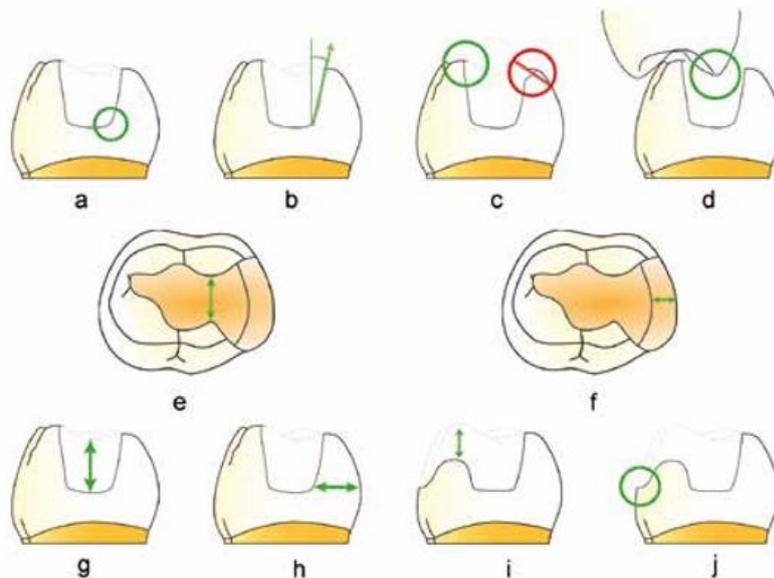
contrario, une fine épaisseur de recouvrement amélaire par une restauration en disilicate de lithium a récemment prouvé un effet positif.⁵⁶

Concernant le mode de préparation tissulaire, Rocca et al. conviennent qu'une épaisseur de parois d'1mm de largeur avant reconstitution est suffisante pour être renforcé, et que le recours au recouvrement cuspidien se fera donc pour les parois dont l'épaisseur est inférieure à 1mm, bien qu'il ne soit, selon cet article, pas prouvé que la couverture occlusale systématique augmente la force du système de restauration et même sur dent dépulperée⁵⁷.

De même, une étude in vitro de Fonseca et al.⁵⁸ (2007) sur les restaurations partielles collées et leur mode de fracture selon la préparation tissulaire, relève qu'il n'y a pas d'avantage spécifique du recouvrement cuspidien pour les restaurations en composites.

Au contraire, D'Incau et al.⁵⁹ rendent systématique le recouvrement cuspidien sur dent dépulper, avec une préférence pour les restaurations en composite. Leur mode de préparation à la mandibule se fait selon un protocole défini :

Figure 17 : Principaux critères de préparation pour inlays/onlays cosmétiques.



Source : Incau et Zunzarren, « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule », 2014

⁵⁶ Skouridou et al., « Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service ».

⁵⁷ Rocca et Krejci, « Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns ».

⁵⁸ Fonseca et al., « The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations ».

⁵⁹ Incau et Zunzarren, « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule ».

- a) Les angles entre le plancher et les parois axiales doivent être arrondis.
- b) La divergence des parois internes ne doit pas être trop limitée ($\geq 10^\circ$).
- c) Les limites cavo-superficielles doivent être nettes, sans biseau.
- d) Les impacts occlusaux ne doivent pas se situer à l'interface dent-restauration.
- e) La largeur de l'isthme principal doit être ≥ 2 mm.
- f) La boîte proximale doit avoir une largeur mésio-distale d'au moins 1 mm.
- g) L'épaisseur des restaurations doit être de l'ordre de 2 mm au niveau du sillon occlusal.
- h) La largeur des parois résiduelles doit être d'au moins 2 mm au niveau cervical et 1 mm au niveau occlusal.
- i) L'épaisseur des matériaux de restauration (composite ou céramique) doit être d'au moins 1,5 à 2 mm au niveau des cuspidés recouvertes.
- j) Une limite en congé est préconisée au niveau des cuspidés recouvertes.

Par ailleurs, Gerdolle et al. (2014)⁶⁰, ont publié un article dans lequel ils détaillaient les formes de préparations selon des impératifs biomécanique, liés aux matériaux et esthétique. Parmi les impératifs biomécaniques, ils préconisaient au maxillaire un recouvrement dans le cas d'un rapport hauteur/largeur supérieur à 1mm et à la mandibule, un recouvrement des parois d'épaisseur inférieures à 2mm pour éviter les fractures. En ce qui concerne les impératifs liés aux matériaux, cet article nous incite à privilégier des pièces de 2-3mm d'épaisseur régulière pour éviter les contraintes internes sources de microfissures⁶¹. En effet, une épaisseur inférieure à 2mm entraîne une plus grande fragilité en cas de collage sur la dentine tandis qu'une pièce d'épaisseur supérieure à 3mm n'apporte pas d'amélioration significative de la résistance des pièces prothétiques⁶². Parmi les impératifs esthétiques se pose la question de la position de la limite cervicale. 2 possibilités de forme de préparation esthétique s'offrent alors à nous : soit un congé juxta-gingival pour une esthétique

⁶⁰ Gerdolle, Drossart, et Bazos, « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire ».

⁶¹ Magne, « Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars ».

⁶² Yamanel et al., « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities : 3-D finite element analysis ».

maximale type facette mais avec une difficulté technique à prendre en considération, soit une marge dans le tiers cervical, idéale biomécaniquement car apporte une bonne férule amélaire et acceptable esthétiquement. Cette dernière option se caractérise par une finition biseautée entre 30 et 40° minimisant la perte d'émail et améliorant la qualité du collage par une section des prismes perpendiculairement à leur grand axe.

En ce qui concerne la dent dépulpée, et en particulier sur les molaires mandibulaires, les contraintes étant majorées au niveau dentinaire de même que la flexion cuspidienne, il est préférable d'avoir recours au recouvrement cuspidien.^{63,64}

Enfin, Marco Veneziani⁶⁵ a publié un article récent dans lequel il détaille le mode de préparation tissulaire pour restauration collée selon un nouveau concept : la technique de préparation dictée par la morphologie (TPDM). Ce principe intéressant a pour objectif de limiter le plus efficacement possible les zones de dentine exposée, de définir un type de marge, synonyme d'orientation optimale de la coupe des prismes d'émail et de surface amélaire étendue disponible afin d'obtenir une meilleure qualité d'adhésion, de faciliter l'insertion de la restauration lors du collage et d'améliorer l'esthétique de la zone de transition par un protocole adapté. Ainsi, l'auteur propose un protocole précis selon le type de dent, sa position au maxillaire ou à la mandibule, en tenant compte de considérations structurelles et géométriques.

Tableau 7 : TPMD selon Marco Veneziani.

Formes de préparations				
	Face vestibulaire	Face palatine/ linguale	Face proximale	Situation de la ligne de plus grand contour
Maxillaire	Congé	Congé	Epaulement arrondi avec limite franche	1/3 cervical
Mandibule	Congé	Epaulement		1/3 cervical en V 1/3 coronaire en L

Source : Auteur, 2018

⁶³ Magne, « Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars ».

⁶⁴ Rocca et Krejci, « Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization ».

⁶⁵ Veneziani, « Posterior indirect adhesive restoration: updated indications and the morphology driven preparation technique ».

Tableau 8 : Récapitulatif de l'analyse de la littérature sur les formes de préparations pour les RPIC

	Epaisseur des parois requises	Epaisseur du matériau de recouvrement cuspidien	Largeur des isthmes	Boites proximales
E. d'Incau et al.	1mm en occlusal 2mm en cervical	>1,5 à 2mm	>2mm	Oui >1mm en MD
Rocca et al.	1-1,5 mm	2-3 mm	/	/
Zarrow et al.	2,5 à 3mm	2mm		Oui
Marco Véneziani	>2mm sur DV >3mm sur DTE	>1 (compo) >1,5 (Emax)	>2mm	Oui avec overjet interprox <2mm

	En faveur du recouvrement sur dent dépulpée
Rocca et al.	Oui si parois < 1mm
Zarrow et al.	Systématique
Fonseca et al.	Non
Gerdolle et al.	Oui si rapport H/l < 1 A la mandibule : si parois < 2mm
Incau et Zunzarren	Systématique
Marco Veneziani	Oui si parois < 3mm

Source : Auteur, 2018

En somme, bien que les avis divergent sur certains critères concernant les formes de préparations sur dent dépulpées, les auteurs s'accordent sur quelques points essentiels :

- Sur dent dépulpée, le recouvrement cuspidien est le plus souvent indiqué
- Lorsque cela est possible, on préférera une forme de préparation en congé notamment au niveau des parois axiales afin d'optimiser l'adhésion
- Les angles internes doivent toujours être arrondis
- L'épaisseur résiduelle est un paramètre important à prendre en compte au moment de décider du maintien des parois
- La réduction occlusale doit être suivi d'une reconstitution adhésive ou comblement

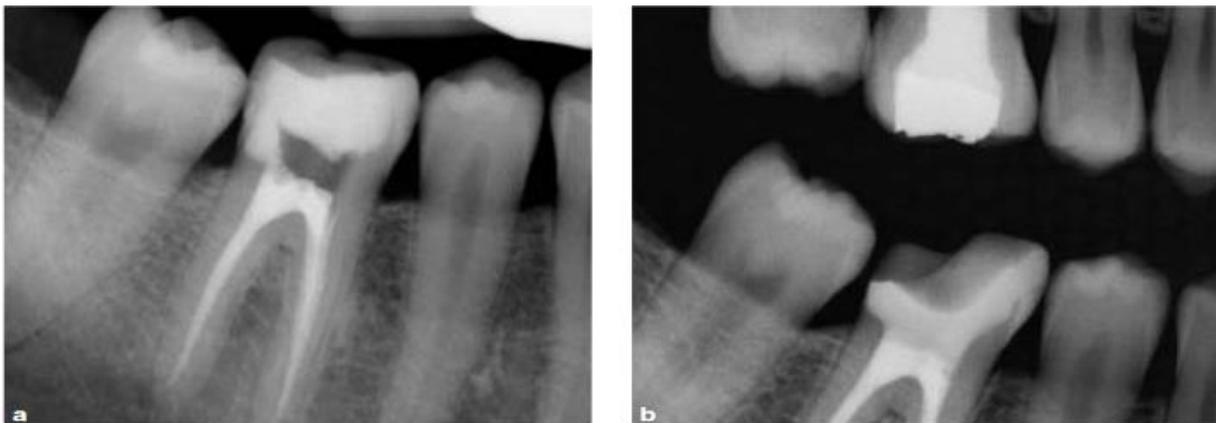
4.2. Reconstitution adhésive et IDS

La réduction occlusale doit être suivie d'une reconstitution dont les objectifs sont :

- Optimiser la résistance du collage aux microtractions par le principe de l'IDS (scellement dentinaire immédiat)⁶⁶
- Comblent les contre-dépouilles résultant du curetage de la lésion carieuse
- Donner à la cavité une forme géométrique appropriée
- Faire en sorte que la restauration présente l'épaisseur requise pour une conversion correcte du composite de collage

Si l'espace interocclusal est limité, la reconstitution se limitera à une fine couche de composite fluide. Si les marges cervicales sont profondes sans effraction de l'espace biologique, il est avantageux de les déplacer coronairement en appliquant une couche de composite fluide ultra-renforcé⁶⁷ (1-1,5mm).

Tableau 9 : Radiographies prises (a) avant et (b) après la mise en place d'une base de résine composite pour sceller la dentine et élever le bord distal de la première molaire mandibulaire. L'IDS permet une prise d'empreinte aisée et la mise en place du champ opératoire facilité pour le collage de la restauration



Source : Magne et Spreafico, « Deep Margin Elevation: A Paradigm Shift », 2002

Si la position des marges cervicales interdit une isolation correcte du champ opératoire ou qu'il y a effraction de l'espace biologique, une approche chirurgicale est requise.

⁶⁶ Magne, « Composite resins and bonded porcelain : the postamalgam era? »

⁶⁷ Magne.

Conclusion

La dent dépulpée est une dent dont le choix du mode de restaurations dépend de très nombreux facteurs.

On sait aujourd'hui que la perte de substance liée à la carie et à la réalisation de la cavité d'accès endodontique entraîne une diminution considérable de la résistance mécanique de la dent.

Aussi, lors de perte de substance étendue, l'objectif sera de chercher à renforcer cette résistance mécanique. Les nouvelles techniques adhésives nous offrent cette possibilité d'apporter un renfort aux parois fragilisées tout en simulant le comportement de l'émail et de la dentine afin d'offrir une répartition des contraintes la plus uniforme et la moins traumatisante possible. C'est dans cette voie de biomimétisme et de préservation tissulaire que tend la dentisterie contemporaine.

Toutefois, la volonté de s'inscrire dans ce système de « minimal invasive dentistry » favorisant la préservation tissulaire à tout prix peut s'avérer dangereuse pour la pérennité de la dent sur le long terme.

Nous devons être rigoureux et prendre en compte les facteurs généraux, anatomo-géométriques et structurels de la dent et l'inscrire dans son contexte occlusal avant toute décision thérapeutique.

Selon les dernières études, la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium et les matériaux hybrides semblent être les matériaux de choix pour restaurer la dent dépulpée. Mais ces matériaux étant en constante évolution, il manque de recul clinique et d'études comparant leurs propriétés et leur survie dans le temps.

Concernant le choix de la forme de préparation, il semblerait qu'il soit très praticien-dépendant et les protocoles divergent selon les auteurs. Cependant, certaines lignes directrices établies nous permettent de réaliser une préparation tissulaire adaptée aux restaurations partielles et de nous écarter d'une approche de préparation périphérique conventionnelle.

Il est clair que la dentisterie adhésive est en essor constant ces dernières années. Elle permet d'ancrer la dent dans un gradient thérapeutique lui optimisant ces chances de survie. Les RPIC nécessitent toutefois une maîtrise de la biomécanique, une rigueur protocolaire, un plateau technique complexe et une maîtrise des techniques de collage et d'isolation. Par ailleurs, leur faible prise en charge par la sécurité sociale peut nous inciter s'en détourner.

Aujourd'hui, les RPIC doivent s'inscrire dans la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste et le choix dans le type de matériau et de préparation n'est pas absolu mais dépend d'une association de facteurs propres à une situation donnée.

Bibliographie

- Acar, O., B. Yilmaz, S. H. Altintas, I. Chandrasekaran, et W. M. Johnston. « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 1 (2016): 71-75. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.014>.
- Andreasen, J. O., B. Farik, et E. C. Munksgaard. « Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture ». *Dental traumatology*, 18, n° 3 (2002): 134-37.
- Aquilino, S. A., et D. J. Caplan. « Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 87, n° 3 (2002): 256-63.
- Arocha, M. A., J. Basilio, J. Llopis, E. Di Bella, M. Roig, S. Ardu, et J. R. Mayoral. « Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions ». *Journal of dentistry* 42, n° 7 (2014): 831-38. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.04.002>.
- Attal, J.-P., H. Fron Chabouis, et G. Tirlet. « Les silanes : mieux les connaître pour mieux les utiliser ». *I.D. L'information dentaire* 91, n° 20 (2009): 1058-63.
- Ausiello, P., S. Ciaramella, A. Fabianelli, A. Gloria, M. Martorelli, A. Lanzotti, et D. C. Watts. « Mechanical behavior of bulk direct composite versus block composite and lithium disilicate indirect Class II restorations by CAD-FEM modeling ». *Dental materials* 33, n° 6 (2017): 690-701. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.014>.
- Bindl, A., et W. H. Mörmann. « Clinical evaluation of adhesively placed cerec endo-crowns after 2 years : preliminary results ». *The journal of adhesive dentistry* 1, n° 3 (1999): 255-65.
- Bolla, M. *Restaurer la dent dépulpée*. Paris : Espace id, 2014.
- Bolla, M., M. Muller-Bolla, C. Borg, L. Lupi-Pegurier, O. Laplanche, et E. Leforestier. « Root canal posts for the restoration of root filled teeth (version 3) ». *The Cochrane database of systematic reviews*, n° 11 (2016). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004623.pub3>.
- Buonocore, M. G. « Principes of adhesive retention and adhesive restorative materials ». *Journal of the american dental association* 67, (1963): 382-91.
- D’Arcangelo, C., F. De Angelis, M. Vadini, M. D’Amario, et S. Caputi. « Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers ». *Journal of endodontics* 36, n° 1 (2010): 153-56. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.036>.
- D’Arcangelo, C., et L. Vanini. « Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations ». *The journal of adhesive dentistry* 9, n° 3 (2007): 319-26.
- D’Arcangelo, C., M. Zarow, F. De Angelis, M. Vadini, M. Paolantonio, M. Giannoni, et M. D’Amario. « Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth ». *Clinical oral investigations* 18, n° 2 (2014): 615-24. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1001-8>.
- Degrange, M., M. Sadoun, et G. Burdairon. « Etude spectrométrique d’un cas clinique de corrosion endobuccale ». *Journal de biomatériaux dentaires* 2, n° 3 (1986): 189-95.
- Dietschi, D., O. Duc, I. Krejci, et A. Sadan. « Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth : a systematic review of the literature. Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) ». *Quintessence International* 39, n° 2 (2008): 117-29.
- Dietschi, D., et R. Spreafico. *Restaurations esthétiques collées : composites et céramique dans les traitements esthétiques des dents postérieures*. Paris : Quintessence International, 1997.
- Donovan, T., R. J. Simonsen, G. Guertin, et R. V. Tucker. « Retrospective clinical evaluation of 1,314 cast gold restorations in service from 1 to 52 years ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 16, n° 3 (2004): 194-204.

- Fennis, W.M., R.H. Kuijs, F.J. Roeters, N.H. Creugers, et C.M. Kreulen. « Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results ». *Journal of dental research* 93, n° 1 (2014): 36-41. <https://doi.org/10.1177/0022034513510946>.
- Fonseca, R. B., A. J. Fernandes-Neto, L. Correr-Sobrinho, et C. J. Soares. « The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 98, n° 4 (2007): 277-84. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60101-2).
- Fron Chabouis, H., J.-P. Attal, et C. Prot. « Restauration partielle indirecte : composite ou céramique ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 297-306.
- Fron Chabouis, H., V. Smail Faugeron, et J.-P. Attal. « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays : a systematic review ». *Dental Materials* 29, n° 12 (2013): 1209-18. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>.
- Gerdolle, D., M. Drossart, et P. Bazos. « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 307-16.
- Hajto, J., C. Marinescu, et O. Ahlers. « Inlays et onlays en céramique : critères de succès ». *Réalités cliniques* 24, n° 4 (2013): 309-17.
- Heydecke, G., F. Butz, et J. R. Strub. « Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems : an in-vitro study ». *Journal of dentistry* 29, n° 6 (2001): 427-33.
- Horvath, S. D. « Key parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry ». *Compendium of continuing education in dentistry* 37, n° 9 (2016): 638-43.
- Huang, T. J. G., H. Schilder, et D. Nathanson. « Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin ». *Journal of endodontics* 18, n° 5 (1992): 209-15. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)81262-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)81262-8).
- Incau, E. d', et R. Zunzarren. « Évolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 317-26.
- Keshvad, A., et S. M. R. Hakimaneh. « Microtensile bond strength of a resin cement to silica-based and Y-TZP ceramics using different surface treatments ». *Journal of Prosthodontics* 27, n° 1 (2018): 67-74. <https://doi.org/10.1111/jopr.12622>.
- Lang, H., Y. Korkmaz, K. Schneider, et W.H.-M. Raab. « Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root ». *Journal of dental research* 85, n° 4 (2006): 364-68. <https://doi.org/10.1177/154405910608500416>.
- Latta, M. A., et W. W. Barkmeier. « Bond strength of a resin cement to a composite inlay material ». *The journal of prosthetic dentistry* 72, n° 2 (1994): 189-93. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90079-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90079-5).
- Ma, L., P. C. Guess, et Y. Zhang. « Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays : Finite element and theoretical analyses ». *Dental materials* 29, n° 7 (2013): 742-51. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.004>.
- Magne, P. « Composite resins and bonded porcelain : the postamalgam era? » *Journal of the california dental association* 34, n° 2 (2006): 135-47.
- . « Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars ». *The journal of prosthetic dentistry* 103, n° 6 (2010): 343-51. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60074-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60074-1).
- Magne, P., et U. C. Belser. « Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure ». *The international journal of periodontics & restorative dentistry* 23, n° 6 (2003): 543-55.
- Magne, P., et W. H. Douglas. « Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors ». *The international journal of periodontics & restorative dentistry* 19, n° 6 (1999): 543-53.
- Magne, P., et A. Knezevic. « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ». *Quintessence International* 40, n° 9 (2009): 729-37.

- Mainjot, A.K., N.M. Dupont, J.C. Oudkerk, T.Y. Dewael, et M.J. Sadoun. « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ». *Journal of dental research* 95, n° 5 (2016): 487-95. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>.
- Marquinet, S., et H. Fron Chabouis. « Matériaux actuels pour les restaurations partielles ». *Le fil dentaire*, n° 99 (2015).
- Nagasiri, R., et S. Chitmongkolsuk. « Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage : a retrospective cohort study ». *The journal of prosthetic dentistry* 93, n° 2 (2005): 164-70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.11.001>.
- Nguyen, J. -F., V. Migonney, N. D. Ruse, et M. Sadoun. « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ». *Dental materials* 28, n° 5 (2012): 529-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.12.003>.
- Ozakar-Ilday, N., Yo. Zorba, M. Yildiz, V. Erdem, N. Seven, et S. Demirbuga. « Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations ». *Medicina oral patología oral y cirugía bucal*, 2013, e521-28. <https://doi.org/10.4317/medoral.18491>.
- Pallesen, U., et V. Qvist. « Composite resin fillings and inlays : an 11-year evaluation ». *Clinical oral investigations* 7, n° 2 (2003): 71-79. <https://doi.org/10.1007/s00784-003-0201-z>.
- Pissis, P. « Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique ». *Practical periodontics and aesthetic dentistry* 7, n° 5 (1995): 83-94.
- Ratcliff, S., I. M. Becker, et L. Quinn. « Type and incidence of cracks in posterior teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 86, n° 2 (2001): 168-72. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.116578>.
- Reeh, E. S., H. H. Messer, et W. H. Douglas. « Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures ». *Journal of endodontics* 15, n° 11 (1989): 512-16. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(89\)80191-8](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(89)80191-8).
- Rocca, G. T., F. Bonnafous, N. Rizcalla, et I. Krejci. « A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 104, n° 4 (2010): 273-75. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60138-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60138-2).
- Rocca, G. T., et I. Krejci. « Bonded indirect restorations for posterior teeth : from cavity preparation to provisionalization ». *Quintessence international* 38, n° 5 (2007): 371-79.
- . « Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns ». *The European journal of esthetic dentistry* 8, n° 2 (2013): 156-79.
- Rocca, G. T., N. Rizcalla, I. Krejci, et D. Dietschi. « 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* 10, n° 3 (2015): 392-413.
- Roulet, J.-F., et M. Degrange, éd. *Collages et adhésion : la révolution silencieuse*. Paris : Quintessence International, 2000.
- Roulet, J.-F., K. J. M. Söderholm, et J. Longmate. « Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength ». *Journal of dental research* 74, n° 1 (1995): 381-87. <https://doi.org/10.1177/00220345950740011501>.
- Skouridou, N., S. Pollington, M. Rosentritt, et E. Tsitrou. « Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service ». *Dental materials* 29, n° 6 (2013): e70-77. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.019>.
- Spencer, P., T. J. Byerley, J. D. Eick, et J. D. Witt. « Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy ». *Dental materials* 8, n° 1 (1992): 10-15.
- Swain, M. V. « La céramique hybride : une similitude à la nature exemplaire ». *Dental visionist*, n° 1 (2013): 12, 13.
- Tanrattana, J., A. Para, et L. Jordan. « Restaurations coronoradiculaires des dents déulpées par endocouronnes ». *Actualités odonto-stomatologiques*, n° 283 (2017): 1-11. <https://doi.org/10.1051/aos/2017032>.

- Tirlet, G., et J. P. Attal. « Préservation tissulaire, biomimétique, adhésion : les trois clés de la dentisterie actuelle ». In *Journée scientifique spéciale en hommage à Michel Degrange*. Société odontologique de Paris, 2011. <https://www.sop.asso.fr/les-journees/comptes-rendus/18-journee-scientifique-speciale-en-hommage-a-michel-degrange/1>.
- Veneziani, M. « Posterior indirect adhesive restoration: updated indications and the morphology driven preparation technique ». *The international journal of esthetic dentistry* 12, n° 2 (2017): 204-30.
- Winter, W., et M. Karl. « Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 14 (2012): 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.05.008>.
- Yamanel, K., A. Caglar, K. Gülsahi, et U.-A. Ozden. « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities : 3-D finite element analysis ». *Dental materials journal* 28, n° 6 (2009): 661-70. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.661>.
- Zarow, M., C. D'Arcangelo, L. A. Felipe, G. Paniz, et G. Paolone. *La dent dépulpée : endodontie et prothèse : guide clinique pour une pratique raisonnée*. Berlin : Quintessence publishing, 2017.
- Zhi, L., T. Bortolotto, et I. Krejci. « Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 2 (2016): 199-202. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.011>.

Table des figures

Figure 1 : Réduction de la résistance de la dent résultant des cavités restauratrices et endodontiques	6
Figure 2 : Taux de survie d'une dent dépulpée en fonction de la perte de substance	7
Figure 3 : Complexité de l'endodonte	8
Figure 4 : Endocouronne : dent préparée (A), endocouronne (B), résultat final après traitement (C)	15
Figure 5 : Le puzzle physiologique.....	16
Figure 6 : Le gradient thérapeutique.....	16
Figure 7 : Mechanical interlocking of two surface. Théorie mécanique de l'adhésion.....	17
Figure 8 : Email mordancé après traitement à l'acide phosphorique 38% pendant 60sec. (MEB, x4000)	18
Figure 9 : Suintement d'eau dans les tubules dentinaire	19
.....	20
Figure 10 : Couche hybride.....	20
Figure 11 : Principe de l'hydrolyse du silane à Ph acide.....	22
Figure 12 : Les vitrocéramiques accessibles par pressée et par usinage	33
Figure 13 : résistance en flexion des systèmes tout céramique	36
Figure 14 : Structure du Lava Ultimate (3M) où l'on peut observer les particules de céramique agglomérées	38
Figure 15 : Structure de l'Enamic® (Vita), réseau de céramique feldspathique (structure macroscopiques) infiltré par un polymère de composite	38
Figure 16 : Observation au MEB de l'indentation due au test de dureté Vickers sur un échantillon de Vita MarkII® (1) entraînant une ligne de fissure typique des céramique; Enamic® (2) présente une ligne de fissure plus mince et stoppée par le réseau de résine	39
Figure 17 : Principaux critères de préparation pour inlays/onlays cosmétiques.....	48

Table des tableaux

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des restaurations type RMIPP	13
Tableau 2 : Différents types de charges, résines composites	29
Tableau 3 : Avantages et inconvénients d'une colle composite à prise duale.....	31
Tableau 4 : Comparaison des propriétés des matériaux céramiques, composites et hybrides.....	40
Tableau 5 : Propriétés des céramiques hybrides en comparaison aux autres matériaux	41
Tableau 6 : Famille de matériaux disponibles pour les RPIC.....	42
Tableau 7 : TPMD selon Marco Veneziani.....	50
Tableau 8 : Récapitulatif de l'analyse de la littérature sur les formes de préparations pour les RPIC .	51

Vu, le Directeur de thèse

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

Professeur Marwan DAAS

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes

Professeur Frédéric DARDEL

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Restaurations indirectes collées sur dents dépulpées postérieures : que choisir ?

Résumé :

Durant de nombreuses années, la dent dépulpée a eu pour Gold-standard de restauration la couronne périphérique scellée avec ancrage mécanique radiculaire. Cependant, l'avancée de la dentisterie, la notion d'économie tissulaire et de gradient thérapeutique nous amènent désormais à favoriser la préservation tissulaire par le collage d'élément prothétique par technique indirecte afin d'augmenter l'espérance de vie de la dent. La dent dépulpée, longtemps considérée comme plus fragile, est la plus sujette aux indications de couronnes dans la dentisterie commune. De nombreuses études mettent pourtant l'accent sur l'aspect non significatif de la vitalité de la dent par rapport à l'étendue de la perte de substance ayant des répercussions significatives sur la résistance de la dent aux forces s'y exerçant. Le collage est une technique fastidieuse nécessitant de nombreux impératifs afin d'obtenir une restauration pérenne tant au niveau biologique que biomécanique. La forme de préparation, la notion d'étanchéité, les matériaux de collage et matériaux prothétiques choisis font partie des facteurs clés d'un succès thérapeutique. Le collage est indiqué dans de plus en plus de cas, repoussant toujours l'indication du cerclage par couronne périphérique. Jusqu'où pouvons-nous repousser les limites du collage ? Dans quel cas l'indication de couronne est de rigueur face à des dents dépulpées de secteurs postérieurs ayant un délabrement important ? Sur quel choix de matériau et de forme de préparation tissulaire devons-nous nous positionner ?

Discipline :

Prothèses dentaires

Mots clés fMesh et Rameau :

Dent dévitalisée -- Dissertations universitaires ; Inlays -- Dissertations universitaires ; Restauration dentaire -- Thèses et écrits académiques ; Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques

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