

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE SANTE

ANNEE 2022

2022 TOU3 3016

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Abdelaziz KAOUCHI

Le 2 Mars 2022

**CONCEPT DE PREPARATION POUR RESTAURATION
ADHESIVE INDIRECTE EN SECTEUR POSTERIEUR**

Directeur de thèse : Dr Jérôme FISSE

JURY

Président :	Pr Franck DIEMER
1 ^{er} assesseur :	Pr Jean-Noël VERGNES
2 ^{ème} assesseur :	Dr Karim NASR
3 ^{ème} assesseur :	Dr Jérôme FISSE



UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE SANTE

ANNEE 2022

2022 TOU3 3016

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Abdelaziz KAOUCHI

Le 2 Mars 2022

**CONCEPT DE PREPARATION POUR RESTAURATION
ADHESIVE INDIRECTE EN SECTEUR POSTERIEUR**

Directeur de thèse : Dr Jérôme FISSE

JURY

Président :	Pr Franck DIEMER
1 ^{er} assesseur :	Pr Jean-Noël VERGNES
2 ^{ème} assesseur :	Dr Karim NASR
3 ^{ème} assesseur :	Dr Jérôme FISSE



**Faculté de santé
ancienne Faculté
de Chirurgie Dentaire**

➔ **DIRECTION**

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

➔ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

**MEMBRE DU DIRECTOIRE ADMINISTRATIF DE LA
FACULTE DE SANTE**

Mme Muriel VERDAGUER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

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

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Marion GUY-VERGER, Mme Alice BROUTIN (*associée*)

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : Mme Isabelle ARAGON, M. Vincent VIDAL-ROSSET

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

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES

Assistante : Mme Géromine FOURNIER

Adjoints d'Enseignement : Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Jean-Philippe GATIGNOL, Mme Carole KANJ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL

Assistants : Mme. Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN

Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,
Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

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

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : M. Matthieu MINTY, Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET GALY-CASSIT
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

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

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT, M. Antoine GALIBOURG, Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET
Assistants : Mme Constance CUNY, M. Julien GRIFFE
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND, M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONIOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES, Mme. Julie FRANKEL
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 01 février 2022

Remerciements :

A toi Maman, A toi Papa : je vous dédie ce travail qui ne saurait rendre honneur aux sacrifices que vous avez fait pour moi. Une thèse entière serait nécessaire pour illustrer le modèle que vous avez été car mon admiration pour vous va grandissante avec l'âge. J'espère avoir un jour un millionième de votre intelligence émotionnelle, vos valeurs, votre détermination.

A vous, Hakim, Samira, Mohamed, Abdessaber et Ahlam, pour votre soutien indéfectible, vos conseils avisés et votre loyauté dans le doute et dans la certitude. Au-delà de nos liens de sang, cette ferveur que vous m'aurez transmise a été un moteur intarissable tout au long de ma vie et je vous en remercie.

Merci à toi, Vincent, pour tous ces moments partagés qui, si je devais les recompter, trahiraient sûrement ma mémoire tant ils sont nombreux. Ces joies, ces peines, ces remises en question, cette ferveur qui a accompagné notre binôme durant toutes nos études aboutissent aujourd'hui et j'en suis fier. Je laisserai notre complicité dire le reste : tu sais déjà.

Merci à toi, Wayl, pour ces années passées ensemble et ta future carrière de pneumologue qui, je l'espère, sera à la hauteur de ta générosité et ta loyauté. Merci pour cette chaleureuse fraternité qui t'est propre mon ami.

Merci à toi, Omar, pour ces années d'amitié, pour ta motivation sans pareil, contagieuse ; ton abnégation m'aura beaucoup inspiré et elle continuera d'orner ton parcours. Je vois en toi un ami et un grand médecin en devenir.

Merci à vous deux, Fatima & Lamisse pour votre générosité & votre bienveillance que je n'oublierai jamais tant elles ont jalonné mon chemin. Je reconnais en vous une grande sincérité qui fera fleurir vos vies respectives.

Merci à toi, Dr Douara, pour ce mentorat, ce partage de connaissances et surtout ces qualités humaines que j'ai pu voir à l'œuvre durant toutes ces années ; votre rencontre fût déterminante dans mon parcours.

Merci à tous ceux que je n'ai pas cité mais ont participé, bon gré mal gré, à l'aboutissement de ces années enrichissantes ; Merci à toutes ces causes, immanentes soient-elles ou Transcendante.

A notre président du jury Monsieur le Professeur Franck DIEMER,

DIEMER Franck

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- D.E.A. de Pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Responsable du comité scientifique de la Société française d'Endodontie
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse,
- Responsable du Diplôme universitaire d'hypnose
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d'odontologie du Sport
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Je vous remercie de me faire l'honneur de présider ce jury de thèse. Il était impensable pour moi de partager ce moment si important sans vous.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect pour l'enseignement que vous nous avez dispensé avec tellement de gentillesse. Vous avoir à mes côtés durant on cycle d'études pré-cliniques mais surtout cliniques a été une grande chance et m'a permis de m'enrichir sur le plan professionnel mais aussi personnel. Vous nous apprenez et vous nous faites prendre conscience de principes, de rigueur de travail et de conscience professionnelle, valeurs qui sont fondamentales dans notre profession. Vous offrez beaucoup aux étudiants qui croisent votre chemin et votre passion pour l'endodontie est palpable. A l'écoute de vos étudiants, vous nous faites confiance et vous nous poussez à constamment nous améliorer..

Pour tout cela, je vous remercie.

A notre jury Monsieur le Professeur Jean-Noël VERGNES,

VERGNES Jean-Noël

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Habilitation à Diriger des Recherches (HDR)
- Docteur en Epidémiologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Professeur associé, Oral Health and Society Division, Université McGill –Montréal, Québec – Canada,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Je vous remercie de me faire l'honneur de participer à ce jury de thèse. Votre présence est très importante pour moi en ce jour car vous avez été présent depuis le début. Toujours là pour soutenir vos étudiants, les aider, leur prodiguer de bons conseils, le tout toujours avec beaucoup de gentillesse et d'humour.

Ce fût un réel plaisir de travailler et d'apprendre à vos côtés votre éthique, votre intelligence situationnelle et votre recul par rapport au rôle de thérapeute. Votre passion communicative pour l'enseignement rayonne sur vos étudiants.

Soyez assuré de mon profond respect et de ma sincère gratitude.

A notre jury Monsieur le Docteur Karim NASR,

NASR Karim

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.
- Master1 mention Biotechnologie-Biostatistiques
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux
- Certificat d'Etudes Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire
- Certificat d'Etudes Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée)
- Responsable du domaine d'enseignement Imagerie et Numérique
- Responsable de l'Attestation d'Etudes Universitaires d'Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT).
- Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie
- Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury.

J'ai pu bénéficier de vos qualités d'enseignant et de praticien lors de mes cycles préclinique et clinique, particulièrement lors de vos consultations spécialisées. Je vous remercie pour votre pédagogie, vos conseils, votre disponibilité et votre gentillesse. Votre passion pour l'innovation dans cette profession a été cruciale dans mon parcours universitaire. Ce fût un réel plaisir de travailler à vos côtés, notamment pour réaliser mes premières empreintes optiques.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude la plus sincère et de mon profond respect.

A notre jury & directeur de thèse Monsieur le Docteur Jérôme FISSE,

FISSE Jérôme

- Ancien Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- CES en Odontologie conservatrice Restauratrice et Endodontie,
- CES en Odontologie Prothétique mention prothèse conjointe,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Attestation Universitaire d' imagerie 3D et Cone Beam
- Attestation Universitaire de dentisterie esthétique et restauratrice (Paris 7)

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail.

Je vous remercie pour votre gentillesse, votre bienveillance, votre écoute et votre implication.

J'ai pu fournir ce travail grâce à vos conseils, votre rigueur, votre investissement et votre réactivité.

Mais j'ai également pris plaisir à travailler avec vous en clinique. Proche de vos étudiants, j'ai beaucoup appris à vos côtés et souvent je repense et j'applique vos précieux conseils.

Vous m'avez donné confiance en moi et appris la persévérance et la patience dans cette discipline qu'est l'endodontie.

C'est pour tout cela, qu'il était important pour moi de vous choisir comme directeur de thèse.

Voyez en ce travail, l'expression d'une grande estime et d'une grande considération.

Table des matières

I – Généralités :	11
A – Biomimétisme	11
1) Structural	11
2) Biomécanique	11
3) Esthétique	12
B – La révolution adhésive	13
1) Changement de paradigme.....	13
2) Préservation tissulaire	14
3) Performance clinique.....	14
C – L’expansion des matériaux céramiques	15
1) Propriétés biomécaniques	15
2) Propriétés optiques	15
3) Flux digital.....	16
II – Analyse structurale du substrat dentaire résiduel	17
A – Histologie du substrat dentaire	17
1) L’émail.....	17
2) La dentine	20
3) La jonction amélo-dentinaire.....	26
B – Collage aux tissus dentaires	27
1) Adhésion à l’émail.....	27
2) Adhésion à la dentine	28
C – Indication & principe de préparation	30
1) Indications & Contre-indications	30
2) Principes de préparation.....	32
III – Pièce prothétique	35
A – Les biomatériaux prothétiques	35
1) Les vitrocéramiques	35
2) Les composites.....	39
3) Les céramiques hybrides.....	39
B – Collage & traitement de surface	40
1) Sablage à l’alumine	40
2) Mordançage à l’acide fluorhydrique.....	41
3) Silanisation	42
4) Traitement par polyfluorures d’ammonium	45
5) Primers universels.....	46
C - Critères de choix	47
1) Comportement optique	47
2) Comportement biomécanique.....	49
3) Facilité d’usinage	50
Conclusion :	52
Index des figures :	53
Bibliographie:	55

I – Généralités :

A – Biomimétisme

L'étymologie du terme « biomimétique » renvoie aux termes grec « bios » et « mimesis » signifiant respectivement la vie et imiter.

En dentisterie, ce terme s'applique quand il s'agit d'aboutir à un modèle le plus proche de la dent naturelle afin d'en assurer la pérennité sur l'arcade. Il doit y avoir une véritable intégration naturelle des biomatériaux : c'est-à-dire à la fois biologique, biomécanique, fonctionnelle et esthétique, mimant au plus proche le comportement physiologique de la dent naturelle.(1)

1) Structural

Ce concept médical fait appel à l'investigation des structures et des propriétés intrinsèques des tissus composant l'organe dentaire, ceci dans le but d'en produire des substituts les plus proches. Cela implique de prendre un modèle en référence afin de l'imiter. En dentisterie restauratrice, nul doute que la référence sera la dent intacte. Le biomimétisme débutera ainsi par une compréhension de l'arrangement macrostructural et microstructural des tissus durs et des propriétés mécaniques attenantes. L'émail et la dentine forment un véritable complexe aux caractéristiques uniques : d'un côté la dureté amélaire protège la dentine sous-jacente, plus molle ; de l'autre côté, les fibres de collagène épaisses, la jonction amélo-dentinaire et l'élasticité dentinaire compensent la nature fragile de l'émail. Cette intrication de deux tissus, l'un extrêmement dur et l'autre résilient offre à l'organe dentaire la capacité de résister aux contraintes masticatoires et aux changements de température durant le cours d'une vie humaine. Bien que des fissures amélaire se retrouvent au niveau amélaire sur les dents âgées, ces fissures ne traversent que rarement le complexe amélo-dentinaire.



Figure - Photographie avant et après dissolution amélaire montrant la structure amélaire convexe et la structure dentinaire convexe(1).

2) Biomécanique

Sur le plan biomécanique, la dent naturelle est l'association entre l'émail, tissu minéralisé, convexe, rigide et cassant, et la dentine, véritable noyau d'hydratation concave, résilient et flexible. Ainsi, la surface amélaire apporte à la dent une résistance nécessaire directement soumise aux contraintes masticatoires et aux charges occlusales. Alors que la surface dentinaire, apporte un support stable à la couche amélaire et joue le rôle d'amortisseur des contraintes.

La distribution des contraintes dans l'organe dentaire est orchestrée par l'anatomie et la géométrie de la coque amélaire. Celle-ci agit comme le dôme d'une cathédrale(2) en transformant et transmettant les différentes contraintes, via la jonction amélo-dentinaire en une contrainte compressive. En effet, la jonction amélo-dentinaire est une interface complexe permettant la transmission des contraintes en protégeant la dentine des contraintes en tension délétères et maintenant des contraintes en compression(2). Sans ce dôme de compression amélaire, la dentine est exposée à une concentration des contraintes en tension plutôt qu'à la dissipation de ces contraintes.

Le bio-contour amélaire ainsi que les crêtes marginales, constituent autant d'éléments participant à la dissipation des contraintes montrant une importance capitale de ce tissu dans la biomécanique de l'organe dentaire(2). Au niveau microstructural, les nano-cristaux d'hydroxyapatite dentinaires gardent les fibrilles collagéniques en tension assurant un renforcement biomécanique de la dentine face aux contraintes en compression(3).

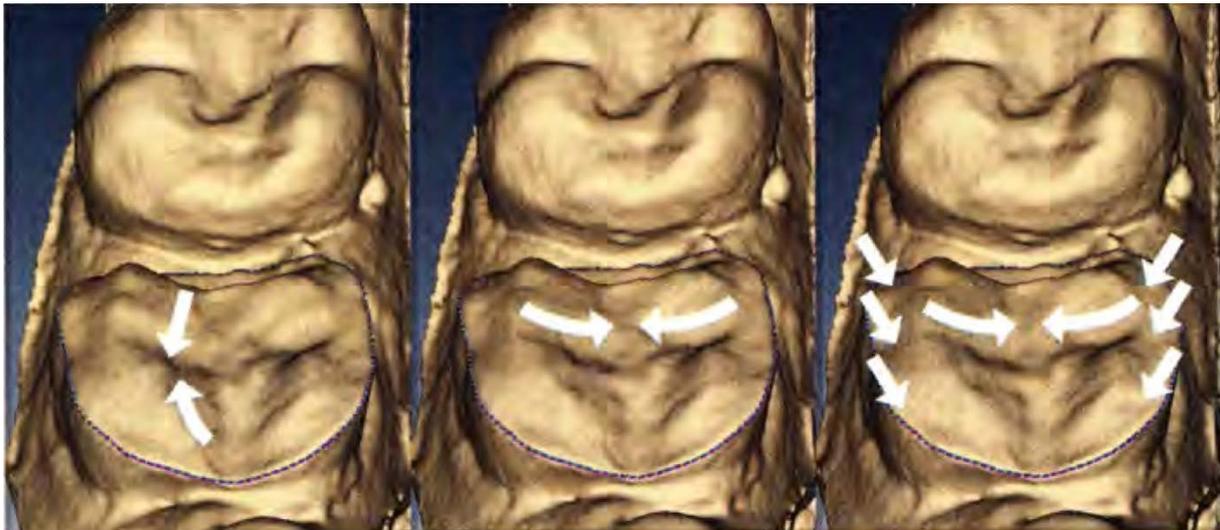


Figure 1- Schéma montrant la distribution des contraintes au niveau d'une préparation pour restauration adhésive indirecte en secteur postérieur : dôme amélaire de substitution(2).

Lorsque l'émail est altéré, usé, ou absent, son remplacement devra se faire par l'utilisation de biomatériaux aux propriétés similaires pour restaurer ce comportement biomécanique(2). Dans ce contexte, l'opérateur ne devra pas rechercher le biomatériau aux propriétés mécaniques les plus fortes mais plutôt avec des propriétés mécaniques se rapprochant au plus des tissus dentaires sous-jacents(1). Les conséquences d'une inadéquation biomécanique, relevant d'un manque de biomimétisme peuvent être délétères pour la survie de l'organe dentaire et a fortement été documenté dans la littérature(1).

3) Esthétique

L'intégration esthétique est une des priorités du biomimétisme, la connaissance accrue de la diffusion lumineuse au sein de l'organe dentaire, l'enregistrement colorimétrique des tissus dentaires, l'analyse et la communication de la couleur sont tant d'axes de progrès majeurs de la dentisterie ces vingt dernières années.



Figure 2- Photographie montrant la texture de surface de 2 incisives centrales(4). Notez la diffusion de la lumière au niveau de cette surface caractérisée.

La couleur se développe en profondeur, reflétant intimement la structure stratifiée hétérogène de la dent naturelle. Son analyse dépasse aujourd'hui largement la simple définition d'une teinte au niveau du tiers moyen de la dent de référence, ou son analyse tridimensionnelle. Nous sommes aujourd'hui parfaitement capables, grâce aux logiciels de communication mis au point avec ces nouveaux instruments, de transmettre tous les détails de la dent à reproduire au laboratoire de prothèse(4).



Figure 3- Stratification de différentes poudres par le céramiste afin d'obtenir une fidélité colorimétrique optimale au niveau d'une couronne d'incisive centrale(5).

Enfin lorsqu'un patient souhaite atteindre une amélioration de son sourire mais est sceptique quant à la procédure de traitement ou au résultat final, le Digital Smile Design (Digital Smile Design, Madrid, Spain) est un outil majeur. Cet outil permet de créer et projeter le nouveau sourire via une simulation et une prévisualisation du traitement proposé, avec la possibilité « d'essayer » ce sourire. Cette simulation digitale implique la participation du patient dans la personnalisation du sourire souhaité, en prenant en compte ses doléances esthétiques, ses caractéristiques morfo-psychologiques(6).

B – La révolution adhésive

1) Changement de paradigme

Les protocoles de restauration biomimétique actuels sont fondés sur la « révolution silencieuse »(7) qui a débuté dans les deux dernières décennies du XXème siècle. Cette révolution permet d'identifier et distinguer deux différentes couches de dentine cariée aux caractéristiques très différentes, l'une à éliminer et l'autre à conserver, pour ensuite réaliser une « hybridation » à l'aide de monomères amphiphiles pour coller au tissu dentinaire résiduel : il s'agit là d'une avancée majeure dans la conservation tissulaire(8,9).

La quête de restaurations adhésives conservatrices et restauratrices pérennes a été l'un des axes de recherche majeurs, permettant une amélioration constante des techniques et des biomatériaux utilisés dans les traitements dentaires tant du secteur antérieur que du secteur postérieur.

A l'aube de ce millénaire, la production constante et prolifique de recherche sur l'adhésion a permis de jeter les bases de la dentisterie adhésive. S'enchaîneront ainsi les premières études sur le biomimétisme(10), l'hybridation dentinaire immédiate (Immediate Dentin Sealing)(10,11), les facteurs attenants à la couche hybride(9), la réduction du stress de polymérisation(12,13).

Ce changement de paradigme rapide a fait entrer la dentisterie dans une nouvelle ère dont nous vivons actuellement la floraison.

2) Préservation tissulaire

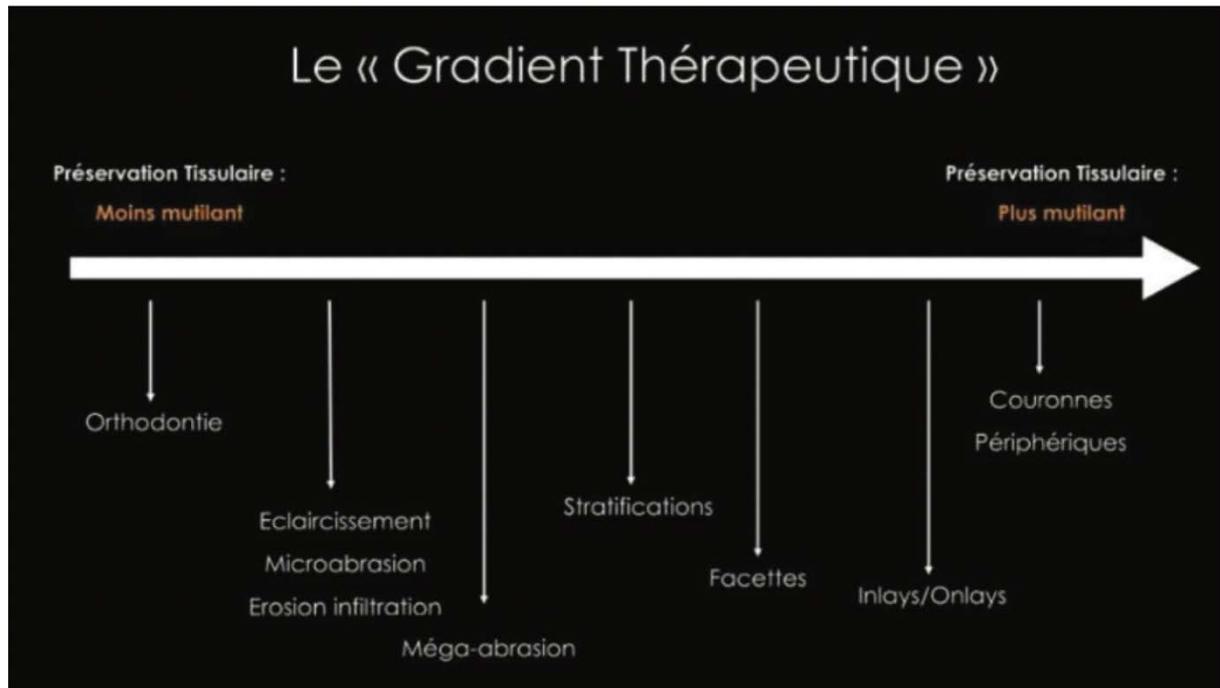


Figure 4- Le gradient thérapeutique(14)

Le premier leitmotiv de l'adhésion concerne l'économie tissulaire qu'elle permet par l'appréciation des propriétés des tissus dentaires naturels par leurs comportements sur le plan biomécanique, optique et fonctionnel. Le placement de la dent naturelle en référence a mis en marche une tendance à l'intervention a minima dans l'approche des traitements dentaires dans toutes les disciplines. Cette approche apparaît dans le concept actuel de « gradient thérapeutique ».

3) Performance clinique

La performance clinique permise par les restaurations adhésives n'est aujourd'hui plus à prouver tant la littérature sur le sujet est vaste.

Les valeurs d'adhésion sont en amélioration constante grâce aux avancées sur les systèmes adhésifs(15); la connaissance des facteurs attenants à l'établissement d'un collage stable - particulièrement le collage dentinaire- s'accroît constamment.(15–17)

La longévité clinique est aussi un axe en évolution croissante, avec un suivi minutieux permettant le recul clinique actuel sur les restaurations adhésives, leurs indications, leurs critères de réussite.(2,18) Les propriétés mécaniques(2,19) ainsi que l'unité optique(20) permises par l'adhésion au substrat dentaire, la fidélité optique aux tissus dentaires naturels(5) sont tant d'éléments avantageux qu'ont permis la révolution adhésive.

C – L'expansion des matériaux céramiques

1) Propriétés biomécaniques

L'amélioration constante des matériaux céramiques, de leur technique de mise en œuvre à leur traitement de surface en passant par leurs performances mécaniques a grandement participé au paradigme actuel dans le cadre des restaurations adhésives indirectes en secteur postérieur. En effet, un large panel de choix de biomatériaux de restauration est aujourd'hui à la disposition de l'opérateur, avec des propriétés mécaniques satisfaisantes même sous fines épaisseur, décuplées par l'adhésion au substrat dentaire(21).

Ces qualités ont été largement mises tant in vitro que par la longévité clinique des restaurations adhésives indirectes postérieures, affichant un taux de survie entre 96 et 100% à 7 ans(18) faisant de ce type de restaurations une possibilité de traitement viable(18).

2) Propriétés optiques

La possibilité d'obtenir cette qualité biomécanique sans sacrifier la translucidité, nécessaire afin de recréer le continuum optique entre le substrat dentaire et la restauration, est un avantage de taille(20). Elle permet, selon la volonté du praticien, de masquer plus ou moins le substrat dentaire par un matériau opaque, ou à l'inverse, de profiter de la couleur du support pour influencer celle de la restauration(22).

L'enjeu est aujourd'hui de reproduire fidèlement la couleur et les caractérisations de la dent naturelle lors de la stratification avec une épaisseur limitée par les préparations du substrat dentaire minimales(23). De nombreux facteurs comme la texture de surface sont à garder à l'esprit lors du traitement par leur influence sur le résultat optique final(23,24).



Figure 5- Photographie d'un overlay en vitrocéramique enrichi au disilicate de lithium (lingotin HT, eMax Press Ivoclar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein))(25)

3) Flux digital

La versatilité qu'offre ces matériaux dans le flux digital permet d'envisager un flux de travail en CFAO direct, semi-directe ou indirecte. La diversification des systèmes céramiques a permis ce large panel de biomatériaux de restauration à disposition du praticien.

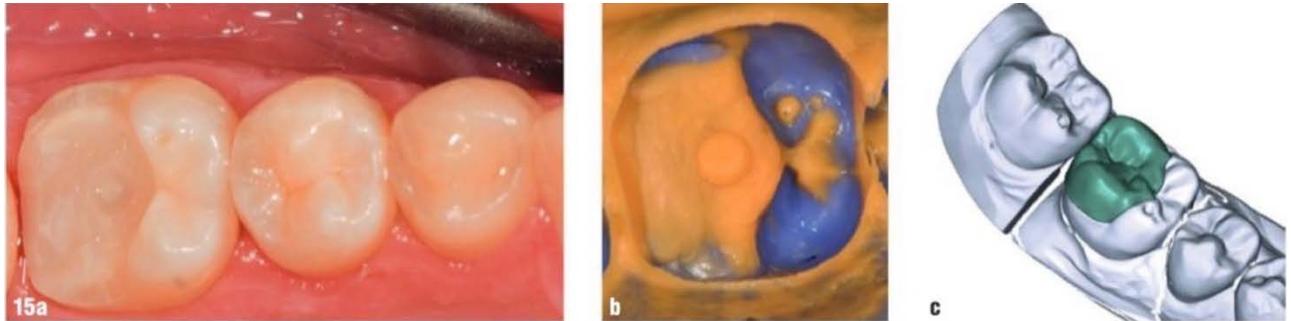


Figure 6- Exemple de flux de travail pour une restauration céramique en CFAO indirecte(26)

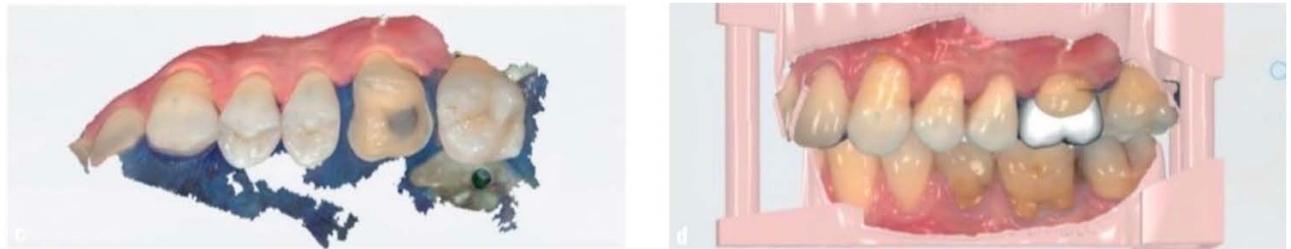


Figure 7- Exemple de flux de travail pour une restauration céramique en CFAO directe(26)

Il est à noter que, dans le concept d'une séance unique en CFAO directe, seuls les matériaux ne devant pas être stratifiés seront privilégiés. Les restaurations vont être conçues en monobloc et pourront être par la suite polies, maquillées et glacées.(27)

II – Analyse structurale du substrat dentaire résiduel

A – Histologie du substrat dentaire

1) L'émail

a- *Composition de l'émail*

L'émail, tissu le plus minéralisé de l'organisme (96%), constitue un tissu relativement homogène du fait de sa faible composante organique (0,4%) et aqueuse (3,6%).(28)

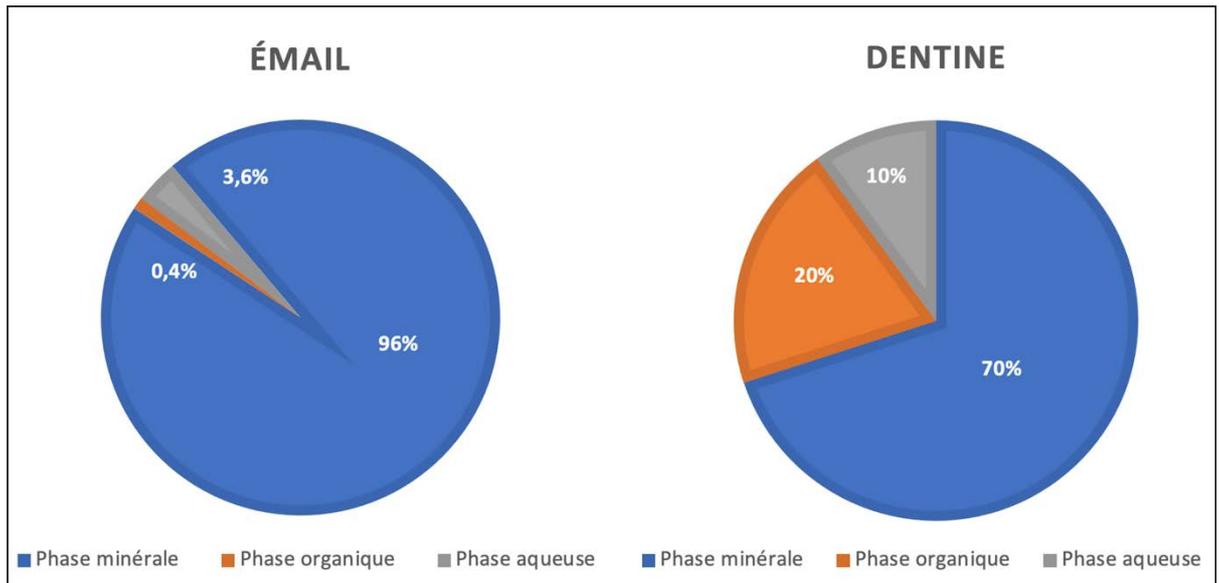


Figure 8- Tableau comparant les proportions (en pourcentage du poids total) des différentes phases amélaire et dentinaire.

b- *Structure de l'émail*

1- Structure primaire :

a- L'émail prismatique

Les cristaux de monohydroxyapatite de l'ordre du nanomètre s'empilent en structure régulière pour former les cristallites, de l'ordre de 50 nm(29), qui eux-mêmes s'empilent en structure régulière, toujours parallèles entre eux pour former deux structures intriquées, ne différant que par l'orientation de leurs cristallites(30): l'émail prismatique et la substance interprismatique. Dans l'émail prismatique, les cristallites sont parallèles au grand axe du prisme tandis que dans la substance interprismatique, ceux-ci forment un angle de 60 ° par rapport au grand axe du prisme, avec un ordre moins strict(31). Ces deux structures peuvent fusionner à la base du prisme ou être séparés par une structure regroupant la substance organique amélaire : il s'agit de la gaine du prisme(29). En coupe transversale, l'émail mordancé apparaît en « nid d'abeille »(32).

Cette organisation des prismes d'émail est essentielle pour le mordantage et le collage sur l'émail.

b- L'émail prismatique

La structure prismatique n'est pas retrouvée sur toute l'épaisseur de l'émail. Aux deux extrémités, à savoir au niveau de la jonction amélo-dentinaire et au niveau de la couche surface, on retrouve une structure aprismatique, d'environ 20 à 30 microns d'épaisseur(32). Les cristallites y sont unidirectionnelles et plus denses. Celle-ci correspond à la phase pré-sécrétoire (émail aprismatique interne) et post-sécrétoire (émail aprismatique externe) des améloblastes qui modifient leur métabolisme lors de la sécrétion de l'émail prismatique.(33)

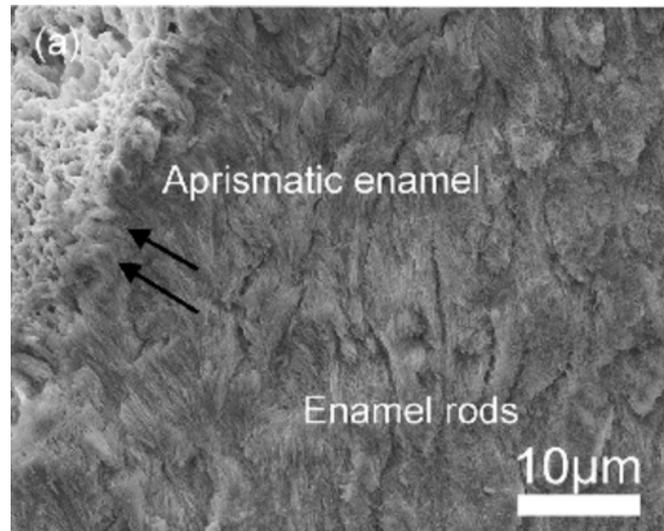


Figure 9-Coupe en microscopie électronique à balayage d'émail humain à l'interface entre la couche prismatique et aprismatique(34)

2- Structure secondaire :

a- Stries de Retzius

La sécrétion de l'émail par les améloblastes se fait par phases d'apposition successives, ceci s'observe par la présence de stries concentriques (d'environ 25 microns) en section longitudinale nommées stries de Retzius. Une légère torsion des prismes d'émail est présente à chaque franchissement de stries ce qui participe à la dissipation des contraintes(28).

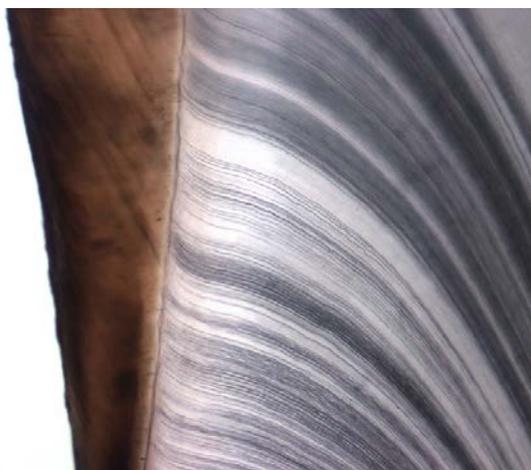


Figure 10- Photographie de la jonction amélo-dentinaire montrant les stries de Retzius (x100) (source : www.anatomicum.com)

b- Périkymaties

En surface, les stries de Retzius forment de fines caractérisations en forme de sillon visibles sur l'émail d'incisives jeunes encore peu attritiées(35). Leur nombre décroît de cervical en incisal(36).

c- Bandes de Hunter-Schreger

Les prismes d'émail sont perpendiculaires au niveau de la surface, mais leur trajectoire non rectiligne se traduit par une inflexion au niveau des deux tiers internes. Il s'agit de la décussation des prismes de l'émail. Ainsi, en coupe, on observe une alternance de bandes sombres (diazonies) si le prisme est sectionné transversalement et de bandes sombres (parazonies) si le prisme est sectionné longitudinalement. La densité de ces bandes augmente de cervical en occlusal(37). Cette micro-architecture a un rôle biomécanique essentiel, elle augmente la résistance de l'émail à la fracture en lui conférant une légère élasticité et a un effet de déviation et de pontage des fissures(37,38).

3- Structure de l'émail carié

La surface de l'émail déminéralisé par les acides produits par le biofilm bactérien est microporeuse et a un aspect opaque, elle forme le leucome pré-carieux. Structurellement, cela correspond à une dissolution et un élargissement de la gaine prismatique(39). Cette dissolution continuera au niveau du corps du prisme puis de la substance interprismatique. L'émail ainsi attaqué dans sa micro-structure aura un potentiel d'adhérence plus faible que le tissu amélaire sain(40).

4- Anomalies de structure

a- Anomalies congénitales

L'amélogénèse imparfaite est une anomalie génétique du développement de l'émail. Son atteinte peut être syndromique ou locale, elle comprend trois formes décrites dans la classification de Witkop(41) :

Type I : forme hypoplasique. Cette forme correspond à une anomalie quantitative de l'émail traduisant un développement insuffisant. L'émail est en quantité faible ou insuffisante, il est fragile et se traduit cliniquement par la présence de puits et de sillons accompagné de colorations jaunes ou brunes.(42)

Type II : forme hypomature. Cette forme correspond à une anomalie qualitative de l'émail, plus mou, qui s'effrite de la dentine sous-jacente. La phase minérale est désorganisée, avec une forte rétention de matrice organique, des prismes altérés et une gaine interprismatique élargie(43). Dans certains sous-types, on retrouve un émail d'aspect blanc opaque.

Type III : forme hypominéralisée

Cette forme correspond à une anomalie qualitative de l'émail, plus mou, avec un contenu protéique plus élevé que la normale(42). Elle se traduit cliniquement par une coloration jaune brun, un effritement marqué de l'émail sauf au niveau des collets.

b- Anomalies acquises

On retrouve deux origines aux anomalies acquises de l'émail.

Origine environnementale :

Il s'agit d'atteintes locales concernant une seule ou plusieurs dents proches. Ceci regroupe le traumatisme de la dent lactéale durant l'édification du germe permanent et la lésion péri-apicale infectieuse de la dent lactéale atteignant l'organe de l'émail de la dent permanente sous-jacente.

Origine systémique :

Il s'agit d'atteintes dont la topographie est corrélée à la chronologie de minéralisation.

Fluorose :

De sévérité variable selon la quantité de fluor apportée durant le développement des germes des dents permanentes. Cliniquement elle se manifeste par l'apparition de taches blanches opaques plus ou moins étendues, voire brunes dans certaines formes(44). L'émail hyperminéralisé en surface est poreux en subsurface avec une forte présence de protéines de la matrice amélaire(45).

L'hypominéralisation molaire-incisive de l'émail ou MIH est d'étiologie encore non élucidée bien qu'influencée par divers facteurs environnementaux. Elle se traduit par une rétention anormale de phase organique, une dureté inférieure et une porosité supérieure de l'émail, diminuant ainsi son adhérence(46). Une ou plusieurs dents de 6 ans sont touchées ainsi que les incisives permanentes. Cliniquement on retrouve des tâches opaques, blanchâtres ou jaunes selon la sévérité de la lésion(46).

2) La dentine

La dentine constitue le tissu prédominant de l'organe dentaire.

Circonscrite par l'émail au niveau coronaire et par le cément au niveau radiculaire, la dentine recouvre quant à elle la pulpe dentaire avec laquelle elle est en étroite relation par le biais des prolongements odontoblastiques qui la traversent.

La dentine et la pulpe s'identifient ainsi en un complexe appelé complexe dentino-pulpaire. La dentine, tissu minéralisé et avasculaire mais innervé, est, en cas d'agression, le siège de phénomènes douloureux. Toute agression, qu'elle soit mécanique, chimique ou physique de la dentine aura inexorablement des répercussions sur la pulpe.

Cependant, grâce à l'action de cellules sécrétrices spécialisées, les odontoblastes, parcourant la dentine via leur prolongement et dont le corps cellulaire se trouve en périphérie de la pulpe, la dentine est alors un tissu vivant doué d'un potentiel de régénération.

a - Composition de la dentine

L'émail, tissu le plus minéralisé de l'organisme (96%), constitue un tissu relativement homogène du fait de sa faible composante organique (0,4%) et aqueuse (3,6%). Il n'en est cependant pas de même pour la dentine. Celle-ci constitue un tissu bien plus hétérogène. En effet, son importante composition organique (20%) et aqueuse (10%) ne laisse place qu'à 70% de matrice minérale.(47)

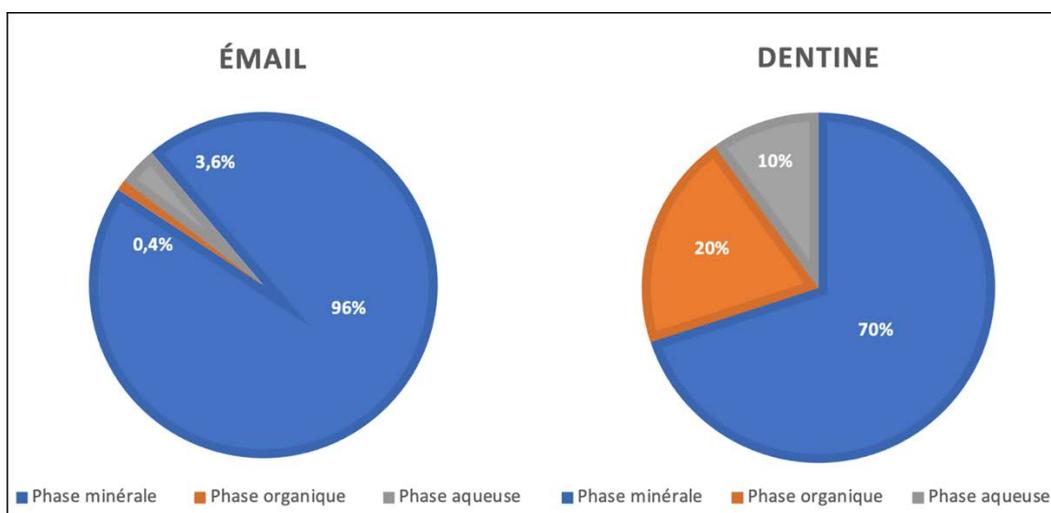


Figure 11-Tableau comparant les proportions (en pourcentage du poids total) des différentes phases amélaire et dentinaires.

Cette importante phase aqueuse influence négativement l'adhésion.
En effet, il s'agit là d'infiltrer une résine hydrophobe au sein même d'un tissu particulièrement hydrophile.

b – Structure de la dentine

Le tissu dentinaire est perforé dans son intégralité de canalicules (aussi appelés tubuli dentinaires) se propageant de la pulpe vers la périphérie dentinaire.

Ces tubuli abritent les prolongements odontoblastiques.

Ces prolongements sont doués d'une sensibilité ainsi que d'une capacité de mécano-transduction permettant la transmission de signaux d'alerte à la pulpe sous-jacente.

Les corps cellulaires correspondants sont, quant à eux, situés en périphérie de la pulpe.

Ces prolongements baignent alors dans un fluide intratubulaire.

Ce fluide est en continuelle perfusion depuis la pulpe et contribue, grâce à la pression positive qu'il produit, à empêcher l'infiltration bactérienne ainsi que de leurs toxines à travers les tubuli.



Figure 12-Image représentant le complexe pulpo-dentinaire. Sa structure comprenant les tubuli (1), les corps odontoblastiques (2), les prolongements odontoblastiques (3), le fluide intratubulaire (4).(48)

1- Densité et diamètre canaliculaire

Les tubuli ne sont pas répartis en proportion identique sur la totalité de l'épaisseur dentinaire.

En effet, si la densité est d'environ 10 000 canalicules par mm² au tiers externe, celle-ci passe à 50 000 par mm² à proximité de la pulpe(47).

Parallèlement, le diamètre de ces canalicules augmente en direction pulpaire, passant d'environ 0,5µm proche de la jonction amélo-dentinaire, à 3µm en juxta-pulpaire(47).

Ces deux phénomènes expliquent l'intensité croissante des phénomènes douloureux lorsqu'une atteinte, carieuse par exemple, s'insinue de plus en plus profondément dans la dentine.

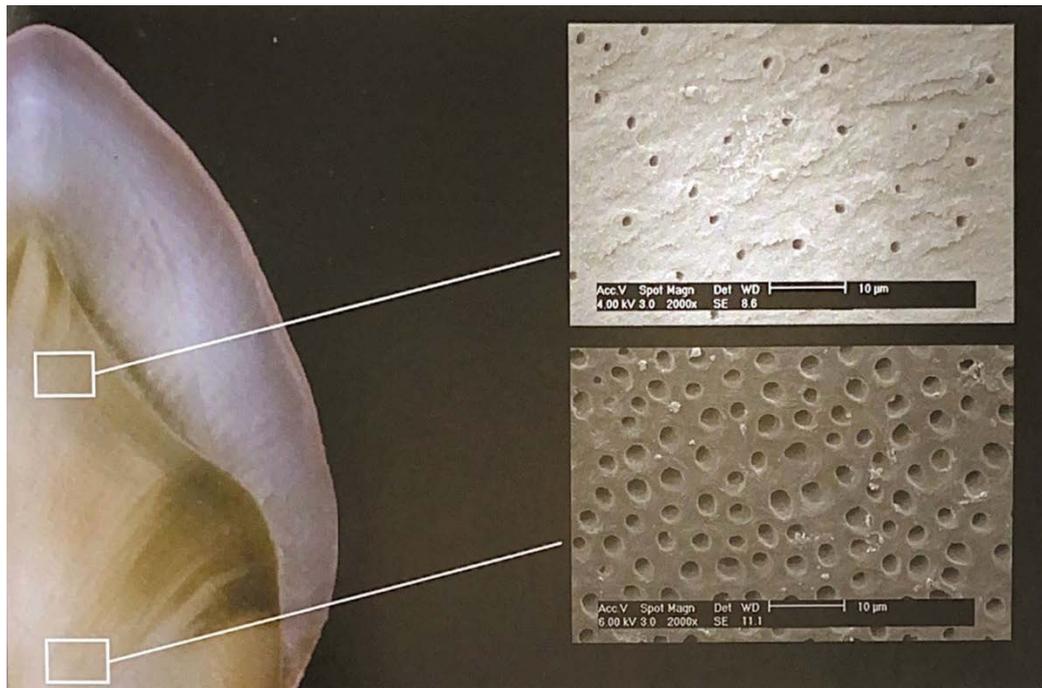


Figure 13- Représentation de la densité et du diamètre des tubuli en fonction de la profondeur dentinaire. Observation au microscope électronique à balayage.(49)

L'âge représente une caractéristique importante influençant le nombre et le diamètre de ces canalicules dentinaires.

L'activité sécrétoire continuant tout au long de la vie, la dentine subit alors une sclérose qui tend à diminuer ces deux paramètres.

Également, la quantité d'agression que subit la dent influence ces paramètres dans le même sens.

Ce réseau canaliculaire, constitue une voie d'insinuation de la résine de collage à condition de pouvoir en chasser l'eau présente afin d'en prendre la place.

2- Les différents types de dentine

La dentine périphérique : le manteau dentinaire

Cette dentine hypo-minéralisée et dépourvue de canalicule, s'étend sur 20µm d'épaisseur en moyenne.

Cette fine couche, associée à la jonction amélo-dentinaire, constitue une interface de dissipation des contraintes transmises de l'émail et d'arrêt des fissures(47,50).

La dentine circum-pulpaire

Cette dentine se distingue en trois sous catégories. Les deux premières sont physiologiques tandis que la dernière est pathologique :

La dentine primaire :

Celle-ci est la résultante de l'organogénèse dentaire et est strictement limitée à la période pré-éruptive.

Une fois la dent sur arcade et fonctionnelle elle prend le nom de dentine secondaire.

La dentine secondaire :

Faisant suite à la dentine primaire lors de la mise en occlusion de la dent, cette dentine est la résultante de l'activité sécrétoire lente et continue des odontoblastes tout au long de la vie (0,5µm/j environ) sous l'effet des stimulations physiologiques que subit la dent(50).

Cette dentine s'appose au détriment du volume pulpaire qui tend à se réduire sans jamais s'oblitérer totalement(47).

La dentine tertiaire :

Cette dentine est uniquement sécrétée en conditions pathologiques lorsque la dent subit des stimulations pathologiques.

Suivant l'intensité et la durée de ces stimulations cette dentine se distingue en deux groupes :

- *Dentine tertiaire réactionnelle :*

Les odontoblastes ont subi une agression de faible intensité (carie superficielle par exemple) et/ou sur un laps de temps modéré n'entraînant pas leur destruction.

En réponse à cette agression, ces derniers sécrètent alors une dentine qui fait la continuité avec la dentine secondaire, créant alors sur son passage, des canalicules(47).

- *Dentine tertiaire réparatrice :*

Les odontoblastes ont subi une agression intense (carie profonde par exemple) et/ou sur un laps de temps important entraînant leur destruction.

En réponse à cette agression, des néo-odontoblastes issus d'un réservoir de cellules souches au sein de la pulpe s'apposent en front en regard de la zone lésée permettant l'apposition d'un pont de dentine tertiaire dépourvu de toute structure canaliculaire(47).

La dentine cariée

La dentine cariée se distingue en 3 zones(39) :

La dentine infectée :

Zone la plus externe de la dentine cariée.

Elle est constituée d'une dentine fortement déminéralisée et excessivement molle, nécrotique, et emplit de bactéries cariogènes.

Celle-ci doit impérativement être éliminée car cet état est irréversible.

La dentine affectée :

Cette zone intermédiaire est constituée d'une dentine faiblement déminéralisée mais à l'aspect dur.

Sa caractéristique principale est d'être amicrobienne.

Ainsi, il est recommandé de conserver cette dentine surtout lorsque la cavité carieuse est importante et tend à atteindre des zones para-pulpaire.

En effet, du fait de la réversibilité de cet état, celle-ci conserve un potentiel de reminéralisation.

La dentine transparente :

Cette dentine présente un aspect sclérotique (voir ci-après).

Celle-ci constitue une zone hyper-minéralisée s'opposant à la progression carieuse(51).

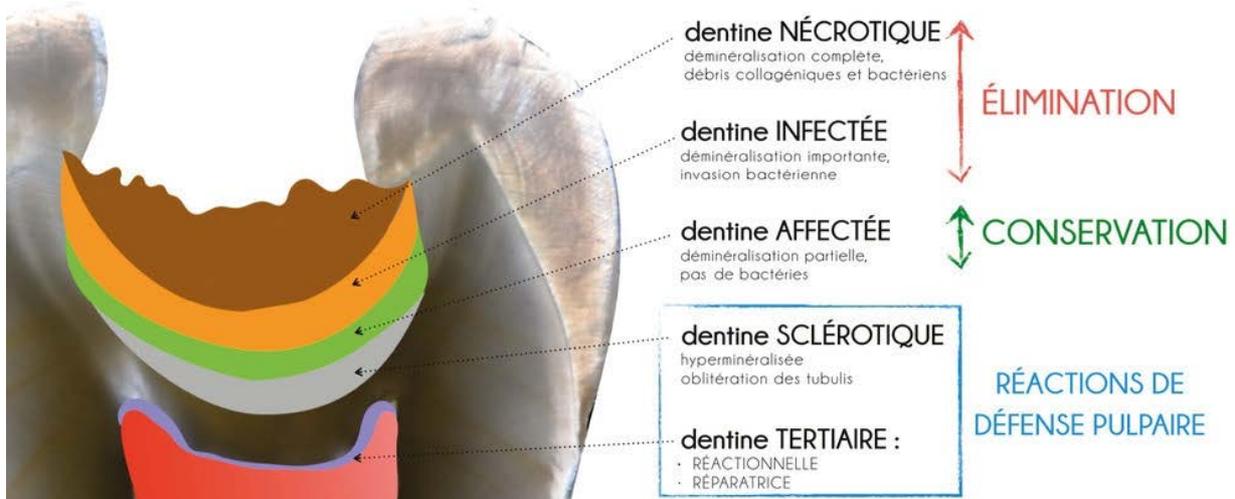


Figure 14- Schéma représentant les différentes zones dentinaires lors de lésions carieuses cavitaires.

La dentine sclérotique

Cette dentine résulte du vieillissement de l'individu.

En effet, avec l'âge, les odontoblastes dégénèrent laissant alors les tubuli vides.

Ceux-ci s'oblèrent ainsi avec le temps par apposition d'hydroxyapatite.

Cette sclérose tissulaire est un frein à l'action de l'acide orthophosphorique, gel de mordantage utilisé afin d'élargir les tubuli et mettre à nu les fibres de collagènes intradentinaire.

Les valeurs d'adhérence à une dentine sclérotiques sont alors inférieures à celles d'une dentine saine(52).

Également, lors d'une atteinte carieuse, la couche de dentine immédiatement en regard de la zone déminéralisée se sclérose, constituant alors une ultime barrière à la déminéralisation par les acides issus de la fermentation d'origine bactérienne lors du processus carieux(47).

3- Anomalies de structure de la dentine

Ces anomalies prennent place en deux groupes selon leur origine : congénitale ou acquise.

Anomalie congénitale : Dentinogenèse imparfaite

Cette anomalie congénitale est une pathologie à caractère héréditaire transmise selon le mode autosomique dominant.

Cela signifie que si un individu est atteint de celle-ci, le risque de transmission est de 50%.

On en distingue trois types dont les caractéristiques cliniques sont proche(53).

Cette maladie affecte pour partie la dentine, mais également la jonction amélo-dentinaire.

En effet, cette dernière est alors déficiente et ne soutient plus l'émail sus-jacent qui, bien qu'il soit sain, s'écaille extrêmement facilement(53).

La dentine, quant à elle, est hypominéralisée, molle, dépourvu de canalicules et dont le contenu hydrique est drastiquement augmenté.

Le collage est pratiquement inenvisageable en tant que solution d'usage.

Celle-ci portera alors sur des thérapeutiques prothétiques conventionnelles, certes plus invasives, mais également plus pérennes.

Anomalie acquise d'origine systémique : effet secondaire attendant à la prise de tétracyclines

La tétracycline est un antibiotique à spectre large appartenant à la famille des cyclines.

Utilisée par la mère lors de la grossesse et/ou par l'enfant jusqu'à l'âge de 8 ans environ, la tétracycline possède la capacité de se fixer aux tissus minéralisés (os, dent...) par affinité avec le calcium.

Dans le cas des dents, cette fixation peut survenir jusqu'à la fin d'édification coronaire et entraîner des dyschromies d'autant plus marquées que la prise médicamenteuse était importante en dose et en durée(54).

Le seul préjudice clinique est ici esthétique.

Ainsi, si dans les formes légères, un simple éclaircissement peut solutionner le problème, le recours à des céramiques opaques est indispensable pour entraver les dyschromies les plus marquées.

Anomalie acquise d'origine environnementale : oxydes métalliques

La dentine peut subir une coloration noire lorsqu'elle est exposée à des produits de corrosion d'alliages tels que les amalgames.

Cette coloration noire est la résultante de l'envahissement des tubuli dentinaires et de la surface des fibrilles de collagène de la dentine par des ions métalliques tels que Cu^{2+} , Zn^{2+} ou encore Sn^{2+} .(55)

Cependant, le facteur principal en cause dans ces dyschromies serait la déminéralisation de la dentine(56).

Ici, le préjudice n'est pas uniquement esthétique.

En effet, la fixation de ces ions métalliques sur les fibrilles de collagène de la dentine fait chuter les valeurs d'adhérence(55).

Il y a plusieurs raisons probables à cela selon les auteurs :

- Ces ions affecteraient la polymérisation des monomères de résine
- Ils diminueraient également la solubilité de la boue dentinaire rendant les agents mordants moins efficaces.
- Ils diminueraient la perméabilité dentinaire au sein des tubuli et fibrilles de collagène ce qui entraverait l'infiltration résineuse

3) La jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire correspond à une interface entre deux tissus minéralisés, aux modules d'élasticité différents, dont la largeur se situe entre 50 et 100 nm(57,58).

Au niveau de cette interface complexe l'émail développe une structure trabéculaire et la dentine sous-jacente a une structure différente sur 2 à 300 μm sous l'émail(2). Cette interface permet de transmettre les stress, protégeant ainsi la dentine des contraintes en tension délétères et maintenant des contraintes en compression(2).

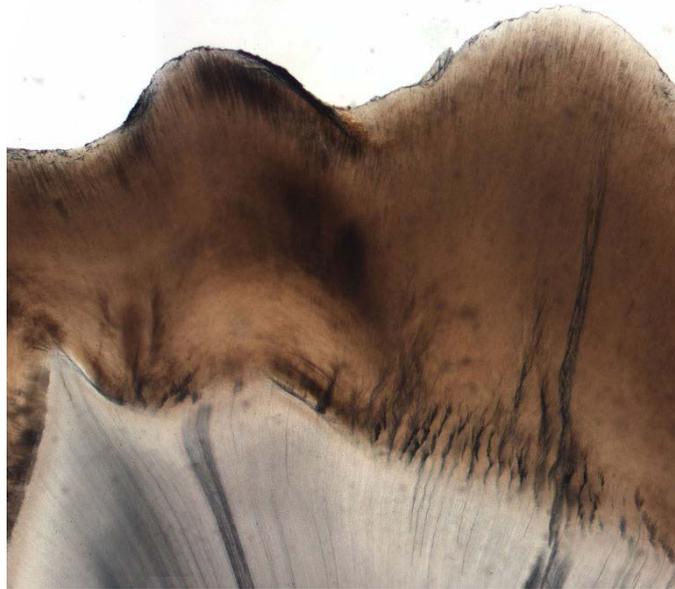


Figure 15-Coupe montrant l'imbrication des Lamelles d'émail au niveau de la Jonction Amélodentinaire (x40) (source : www.anatomicum.com)

B – Collage aux tissus dentaires

1) Adhésion à l'émail

a- *Email sain*

Le degré d'hydratation faible du tissu amélaire garantit de bonnes valeurs d'adhérence grâce au mordantage. Ce mordantage s'effectue durant 15 à 30 secondes à l'aide d'acide orthophosphorique de 32 à 40 %. Le mordantage élimine les cristallites fracturées issus du fraisage et accède à la structure amélaire sous-jacente(32). Une déminéralisation différentielle s'opère sur une épaisseur d'environ 10 µm et crée des microporosités dans lesquelles va s'imbriquer la résine adhésive de faible viscosité par attraction capillaire(32). Cette zone de microclavetage forme la couche hybride amélaire(9).

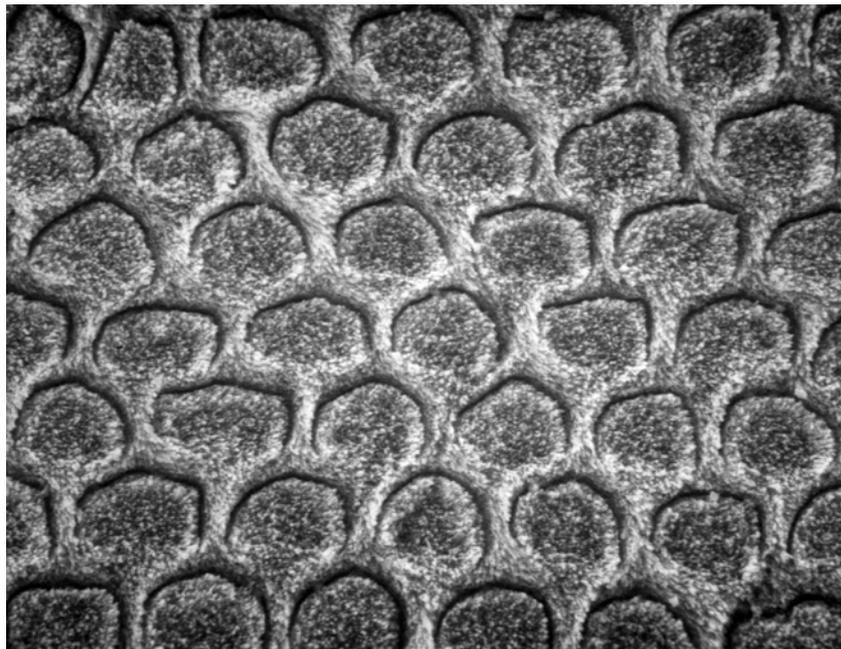


Figure 16- Coupe en microscopie électronique d'un émail mordancé à l'acide orthophosphorique 30s. (source : www.anatomicum.com)

b- *Email pathologique*

Email carié

L'émail déminéralisé présente des valeurs d'adhérence plus faibles que l'émail sain à cause d'une infiltration résineuse moindre(40).

Fluorose

Deux couches du tissu amélaire fluorotique sont à prendre en compte, la couche de surface hyperminéralisée composée de fluoroapatite – résistante à l'action de l'acide orthophosphorique- et la couche de subsurface poreuse – dont la porosité augmente proportionnellement à la sévérité de l'atteinte-(44).

Un temps de mordantage de 15 secondes pour les formes légères, 30 secondes pour les formes modérées, précédé d'une micro-abrasion par fraisage est recommandée.

Quant aux formes sévères, le mordantage pouvant être délétère sur l'intégrité de l'émail résiduel(44,45), une approche automordante avec des monomères adhésifs hydrophiles est recommandée(44).

Amélogénèse imparfaite

Dans les formes hypomature et hypocalcifiée de l'amélogénèse imparfaite, le contenu organique augmente au dépens du contenu minéral ce qui entrave la qualité de la couche hybride amélaire augmentant le taux d'échec des restaurations finales(43,59). En particulier dans la forme hypomature où la structure prismatique est fortement désorganisée et le contenu minéral plus fortement réduit, les surfaces sont moins aptes au collage(60).

L'utilisation d'agents déprotéinisants tel que l'hypochlorite de sodium à 5 % a été proposée pour éliminer les excès organiques en surface et améliorer l'accessibilité au gel mordançant pour les formes hypocalcifiées(60,61).

Dans le cas où ce traitement à l'hypochlorite à 5% est réalisée avant le mordantage, une approche automordante douce serait à privilégier tandis que si ce traitement est effectué après mordantage à l'acide orthophosphorique, les systèmes MR augmenteraient les valeurs d'adhérence.(59,62)

MIH

La présence d'une phase organique anormalement élevée aux dépens du contenu minéral(63) est une caractéristique commune avec l'amélogénèse imparfaite orientant vers des traitements de surface similaires(46).

La localisation des marges cavitaires sur un émail sain ainsi que la supplémentation de l'adhésion micromécanique par une adhésion chimique via l'utilisation d'adhésifs contenant le monomère fonctionnel 10-MDP a été proposée pour optimiser l'adhésion à l'émail atteint de MIH(61).

2) Adhésion à la dentine

Le tissu dentinaire est plus hydraté que le tissu amélaire et possède une morphologie complexe, l'adhésion à celui-ci est un défi, qui, au fil des années, n'a cessé d'être amélioré.

a- *Dentine saine*

Infiltration des tubuli dentinaires

L'infiltration des tubuli dentinaire par la résine adhésive est garante de la formation des brides ou « tags » résineux, nécessaires à l'adhésion dentinaire. Ces tubuli sont remplis de fluide dentinaire.

La densité et le diamètre des tubuli augmente en direction pulpaire, suggérant une adhésion plus forte pour les cavités profondes via des tags résineux plus importants en qualité et en quantité, cependant, l'augmentation de la perfusion du fluide dentinaire sous l'effet de la pression intrapulpaire rend l'élimination de l'eau résiduelle impossible et affaiblit le joint de collage(17).

Infiltration des fibrilles de collagène

La couche hybride se forme par l'infiltration des fibrilles de collagène mises à nu via la déminéralisation dentinaire. Cette interface essentielle au collage a une épaisseur variable entre 0,5 et 4 microns d'épaisseur selon le type d'adhésif utilisé(9,64).

Système MR :

Le mordantage par l'acide orthophosphorique déminéralise la dentine exposant ainsi les fibrilles de collagène. La qualité de la couche hybride est influencée par les modalités de mordantage (temps de mordantage et intensité de séchage) car celles-ci dicteront le degré d'humidité dentinaire et la profondeur de déminéralisation(17). Une déminéralisation trop profonde aboutit à une insuffisance d'infiltration de l'adhésif menant à des hiatus sous la couche hybride qui ultérieurement favoriseront le phénomène de nanoleakage(65).

Avec un degré d'humidité trop faible, la toile collagénique s'effondre empêchant la couche hybride de se former tandis qu'avec un degré d'humidité trop élevé, le surmouillage empêche la résine adhésive de pénétrer le réseau de collagène(17,65). La gestion du degré d'humidité par un jet d'air bref visant à sécher sans dessécher ou par tamponnement est recommandé(17).

Système SAM :

Dans cette approche automordante, la boue dentinaire sera infiltrée via des monomères acides qui déminéralisent et infiltrent la dentine, évitant une mise à nu des tubuli dentinaires(64). La profondeur d'infiltration de la dentine selon l'acidité du système adhésif SAM utilisé. La persistance d'une quantité trop importante de cristaux d'hydroxyapatite au niveau de la couche hybride gêne la formation des brides résineuses(66), pour cela, certains systèmes adhésifs sont dotés de monomères fonctionnels comme le 10-MDP capables de lier chimiquement l'hydroxyapatite et stabiliser ainsi la couche hybride.

b- Dentine pathologique

Dentine cariée affectée

L'excavation de dentine infectée ramollie pour laisser un fond de dentine cariée affectée nécessite la prise en compte de plusieurs éléments caractéristiques de ce tissu dentinaire. En effet, les valeurs d'adhérence y sont moindres quel que soit le système adhésif utilisé(17). La déminéralisation de la dentine intratubulaire rend ce tissu plus sensible au mordantage et à la diffusion des acides primaires mais les dépôts minéraux tubulaires sont résistants, gênant la création des brides résineuses(17). Aussi, la persistance d'une matrice de collagène gélatineuse imperméable, issue du fraisage préalable, entrave l'infiltration dentinaire et rend la couche hybride susceptible à la dégradation par les métalloprotéases matricielles(16).

Dentine sclérotique

La dentine sclérotique présente des valeurs d'adhérence plus faibles que la dentine saine. Cette dentine est hyperminéralisée avec des tubuli obstrués par des débris minéraux(67). L'augmentation de la durée du mordantage n'augmente pas les valeurs d'adhérence(52) et peuvent même être délétères à cause d'une déminéralisation excessive créant des inégalités d'épaisseur de la couche hybride(52).

Dentine dyschromiée par oxydes métalliques

L'adhésion sur la dentine infiltrée d'ions métalliques d'amalgame est moindre que sur une dentine saine(55). Les ions issus de la corrosion affecteraient la polymérisation et l'étape de mordantage(55)11/03/2022 17:28:00.

Dentinogénèse imparfaite

Le collage au tissu dentinaire en cas de dentinogénèse imparfaite est très peu fiable, raison pour laquelle les restaurations adhésives n'y sont pas recommandées.

C – Indication & principe de préparation

1) Indications & Contre-indications

a- Volume de la perte tissulaire

La perte des éléments anatomiques nobles de la dent par fracture ou lors de l'excavation de la lésion carieuse constitue classiquement la première indication de la restauration adhésive postérieure. La crête marginale, le dôme amélaire, et le cerclage amélaire jouent un rôle déterminant dans la résistance de la dent ; le délabrement ne devra cependant pas être trop important afin de préserver un cerclage amélaire périphérique sans quoi la qualité adhésive et la transmission des contraintes masticatoires sera compromise(2).

De plus, la technique indirecte diminue fortement la rétraction de polymérisation par la séparation du temps polymérisation de la restauration et du temps de collage de la restauration. Cela améliore l'étanchéité marginale car il ne reste que la rétraction de polymérisation de la fine couche adhésive en bouche(25). Ce paramètre est particulièrement important pour les volumes de restauration étendus.

b- Recouvrement cuspidien

Le recouvrement cuspidien peut être nécessaire par l'absence d'une ou plusieurs cuspides, ou par des signes de fragilité des cuspides résiduelles comme dans le cas de parois d'épaisseur trop faible ou de fissures. Il est admis que généralement il n'y a pas de risque de fracture pour des parois résiduelles de plus de 2mm d'épaisseur sur dents vitales et de plus de 3mm d'épaisseur pour les dents dévitalisées. Celles de moins de 1mm en occlusal et 2mm en cervical présentent un risque de fissure lors de la mastication : elles devront être abaissées et recouvertes(25).

c- Usure tribo-érosive & Augmentation de DVO

Les restaurations adhésives indirectes en secteur postérieur vont dans le sens d'une conservation tissulaire maximale. Elles constituent une solution de choix pour remonter la dimension verticale d'occlusion pour des raisons prothétiques.(68) Leur utilisation dans le cadre des traitements de l'usure sur des substrats dentaires affectés en quantité en fait une indication majeure.(68–70)

d- Fissures ou Cracked Tooth Syndrom

Un examen attentif de la surface dentaire doit être effectué, la détection d'éventuelles fissures à visée préventive permet d'éviter leur propagation apicale et améliorer la cohésion mécanique du substrat dentaire. Bien que la profondeur de la fissure soit difficile à apprécier, la localisation, le sens, le diagnostic pulpaire, parodontal, radiologique sont tant d'éléments à prendre en compte dans la prise en charge du « Cracked Tooth Syndrom ».

La recherche minutieuse d'une éventuelle atteinte pulpaire (signes cliniques, paracliniques et radiologiques) et le sondage à la recherche d'une rupture de l'attache épithéliale doivent être effectués en premier lieu.

Si l'élimination de la fissure n'est pas effectuée, diverses stratégies de prise en charge existent sans consensus actuellement.

Lorsque la fissure est verticale et centrale, intéressant toute la largeur de la dent, la morphologie de préparation se voudra périphérique (overlay ou couronne) pour une mise en contention maximale de la fissure afin d'améliorer le pronostic de la dent(71).

Lorsque la fissure est verticale et périphérique, l'infiltration de la fissure par une résine adhésive fluide et le collage permettent d'obturer les tubuli dentinaires ouverts et empêcher le passage des bactéries systématiquement présentes dans la fissure et potentiellement responsables de l'inflammation pulpaire(72).

Une fissure cuspidienne et oblique présage des contraintes en tension indiquant le recouvrement préventif de la cuspidate atteinte pour restaurer une distribution des contraintes viable(2,71).

Des réserves doivent être émises quant à la survie des dents fissurées et le patient doit être prévenu des éventuelles complications pulpaires ou parodontales(71,72).

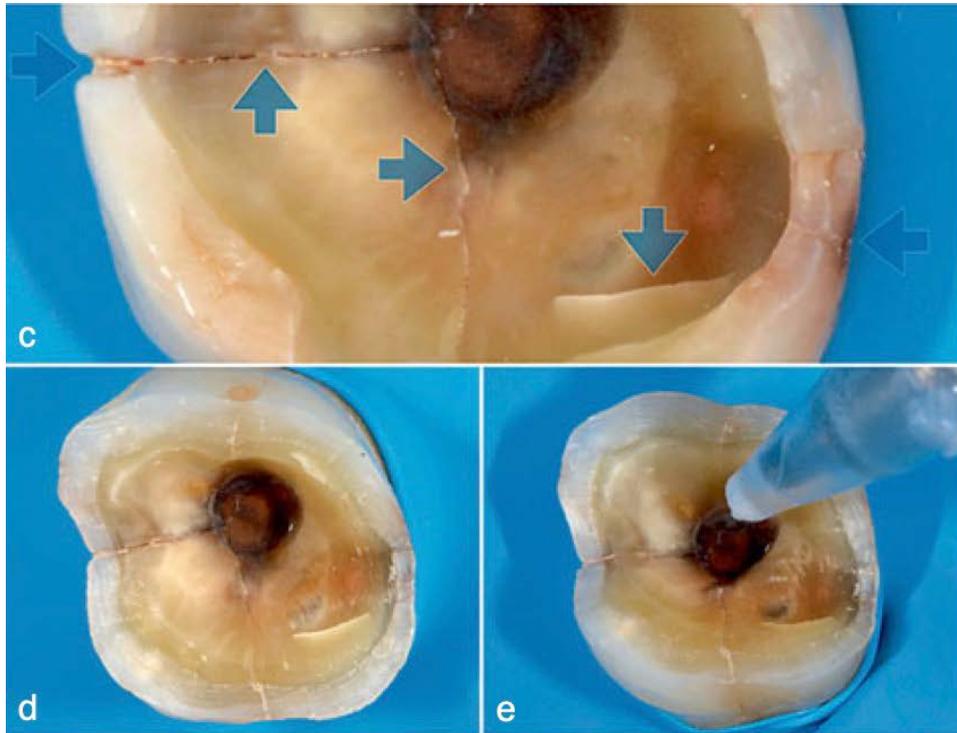


Figure 17- Décontamination d'une fissure par sablage pour contention en préparation adhésive(73). L'infiltration étanche de la fissure par une résine adhésive fluide chargée sera effectuée par la suite.

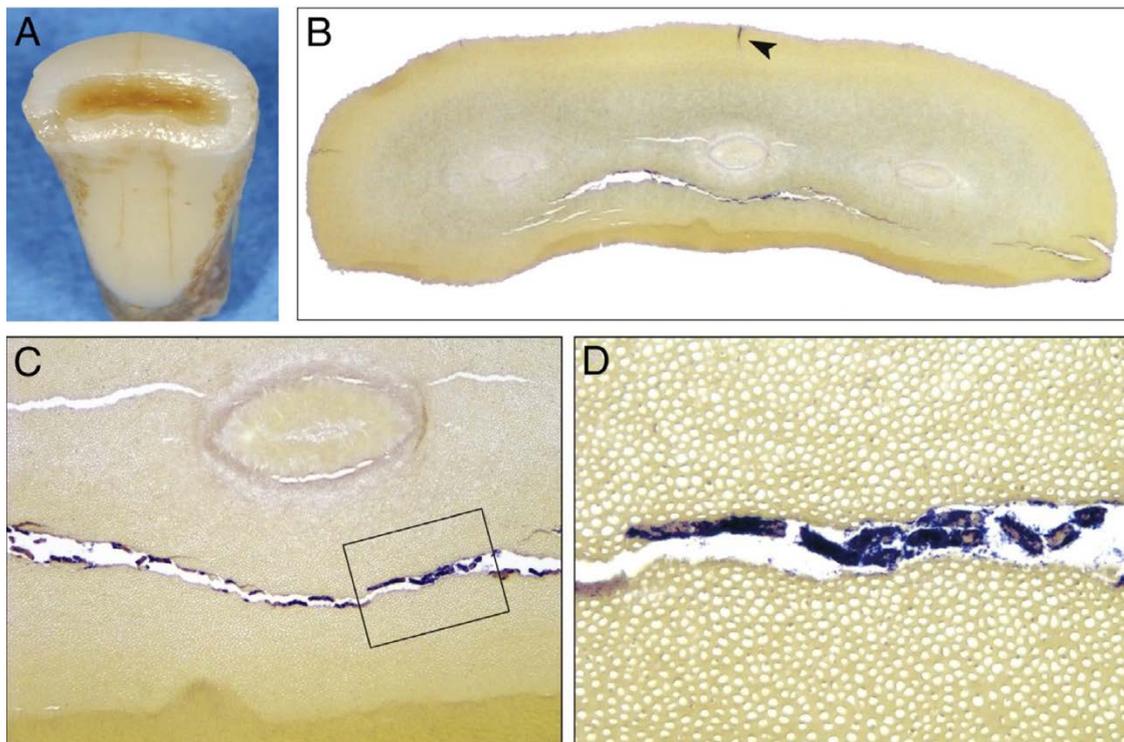


Figure 18- Coupe histologique montrant le biofilm bactérien au niveau de fissures d'une incisive mandibulaire(72) (B :x16 ; C : x100 ; Dx400)

e- Reconstitutions multiples sur un même quadrant

La reconstitution de points de contact adjacents multiples peut indiquer, pour une meilleure gestion des zones de contact interproximales, l'utilisation de restaurations en technique indirecte. Un des avantages des restaurations adhésives en technique indirecte comparé à la technique directe réside dans la création d'une anatomie de surface idéale avec un contrôle optimal des profils d'émergence et des points de contact ; ceci sous contrôle d'une évaluation de l'occlusion dynamique à l'aide d'un articulateur(25).

2) Principes de préparation

a- Morphologie de préparation

La morphologie des restaurations est variable selon la situation clinique bien qu'elle réponde toujours à des principes biomorphologiques.

L'absence de contre-dépouilles par rapport à l'axe d'insertion prothétique choisi est essentiel. Ces contre-dépouilles résultantes de la suppression des tissus dentaires lésés seront comblées en technique adhésive directe(25,74).

L'absence de coins et l'adoucissement des reliefs visant un continuum dento-prothétique dans transmission des contraintes oriente l'opérateur vers une simplification de la morphologie de préparations(25,74).

L'épaisseur nécessaire à la restauration devra suivre les recommandations fabricants ; 1,5 mm d'épaisseur seront nécessaires dans le cas d'une vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium par exemple.

Le choix de substrats favorables à l'adhésion est essentiel, ceci implique un substrat dentaire supra-gingival favorable aux prérequis de l'adhésion. L'apport par additions d'incrémets de faible épaisseur, avec un facteur de configuration favorable dans des conditions d'isolation propices sont de mise lors du « build up ».

Celui-ci permettra la diminution des sensibilités post-opératoires dans le cas de dent vitale, ainsi qu'une amélioration des valeurs d'adhérence. Il permettra de configurer une biomorphologie optimale pour répondre au cahier des charges de la restauration prothétique future.

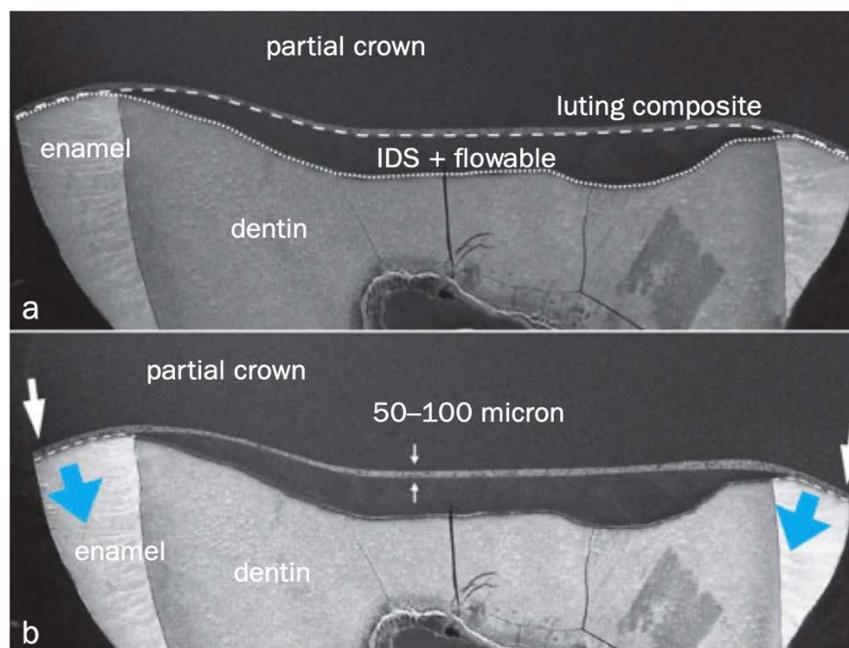


Figure 19- Coupe photographique en Microscopie Électronique à Balayage montrant une préparation pour restauration adhésive en secteur postérieur. La préparation agit comme une plateforme de distribution des contraintes. Les flèches bleues montrent le caractère compressif et centripète des contraintes(73).

b- Gestion des limites

Une limite intra-sulculaire, si elle n'est pas relocalisable (soit par élévation en technique adhésive, soit par relocalisation parodontale en technique soustractive soit par traction orthodontique) constituera une contre-indication à la réalisation d'une restauration adhésive indirecte postérieure.

Concernant la relocalisation par remontée de marge cervicale (Deep Margin Elevation), la fiabilité de cette technique est avérée lorsqu'elle est réalisée dans de strictes conditions à savoir, sous champ opératoire, avec l'utilisation de matrices afin de restaurer l'émergence cervicale.

La quantité / épaisseur de composite (fluide ou réparateur) est limitée au minimum nécessaire pour amener la préparation en supragingivale (généralement environ 1 à 1,5 mm), afin à la fois de contrôler les contraintes de polymérisation et d'optimiser l'adaptation marginale(75).

Cette technique n'offre pas d'aussi bons résultats cliniques en termes de vieillissement du joint de collage qu'un collage direct de la restauration en céramique. Son usage doit donc rester limité. D'autant plus que la région cervicale est un environnement difficile à contrôler et à maintenir dans un état sain(75,76).

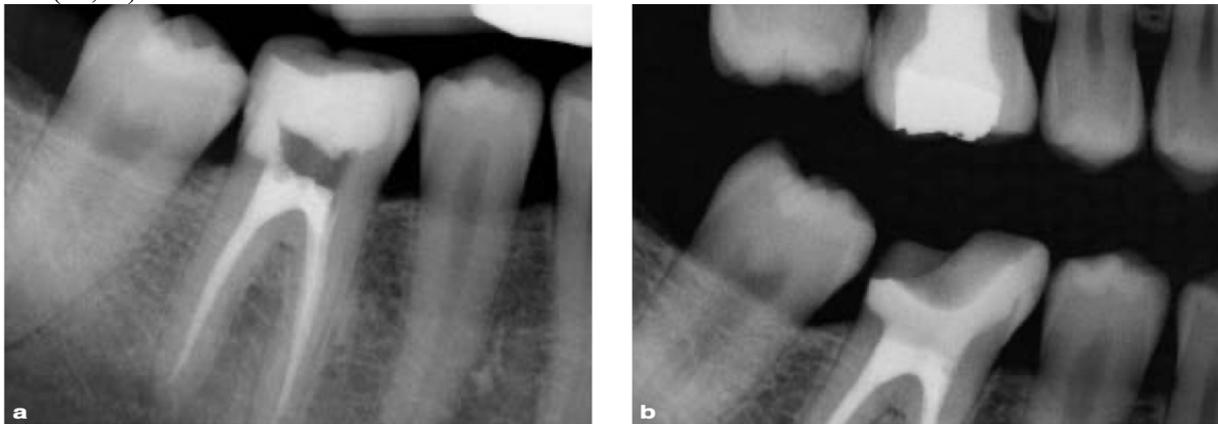


Figure 20- Radiographie rétroalvéolaire avant (a) et après (b) réalisation d'une remontée de marge cervicale(76).

En effet, la compromission de la force adhésive, l'impossibilité d'éliminer les excès de colle et l'impossibilité d'assurer une maintenance d'hygiène sont tant de facteurs délétères à la survie de ce type de restaurations.

Les limites doivent être nettes et la surface polie afin d'assurer une assise à la restauration et éviter un chipping de la céramique(25).

c- Gestion des zones proximales

La gestion des zones proximales varie selon le type de préparation envisagée et la situation clinique. Elle pourra préserver la crête marginale dans le cas où celle-ci est conservable et intacte d'atteinte carieuse, d'usures ou de fissures. Il s'agit du « **ridge up** ».



Figure 21- Ridge up(77)

Elle peut au contraire nécessiter une préparation plus marquée dans le cas où l'excavation carieuse ou la suppression d'une fissure dans la zone concernée est indiquée. Il s'agit du « **slot** ». Une attention particulière sera donnée à la conservation d'un bandeau d'émail cervical sain où l'isolation à l'aide du champ opératoire est possible ainsi d'un porte-à-faux inférieur à 2 mm comme vu plus haut.



Figure 22- Exemple de slot proximal(77)

Enfin la préparation proximale en « **bevel** » sera indiquée dans les situations où le type de préparation nécessite la réduction occlusale d'une crête marginale saine (intacte de lésion carieuse ou de fissure) afin d'améliorer le pronostic de la dent.



Figure 23- Exemple combinant un slot, un bevel et un ridge up(77)

III – Pièce prothétique

A – Les biomatériaux prothétiques

1) Les vitrocéramiques

Les céramiques feldspathiques

a- Microstructure et composition

Sa microstructure consiste en une phase cristalline, principalement composée de quartz, dispersée dans une matrice vitreuse. Elle est composée de multiples oxydes aux propriétés diverses retrouvés dans la phase cristalline, vitreuse ou dans les deux, essentiellement de l'oxyde de Silicium SiO_2 (50 à 78 %) et d'aluminium Al_2O_3 plus opaque (moins de 10%).(78) Ces oxydes augmentent température de fusion, résistance, tension de surface et rétraction à la cuisson. D'autres oxydes modificateurs représentant 10 à 17% permettent eux d'abaisser la viscosité, augmenter les températures de ramollissement et coefficients de dilatation thermique.(78) Sensibles à la fissuration, leur mise en forme artisanale incorpore un certain nombre de porosités et de pollutions ce qui affecte leur résistance mécanique(79).

b- Mise en œuvre

Bien qu'il existe des blocs pour CFAO de céramique feldspathique (par exemple VITABLOCS Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)) -certains blocs présentant même des stratifications polychromatiques (comme les VITABLOCS Triluxe, VITA) celle-ci est majoritairement mise en œuvre selon la technique de la barbotine. Cette technique consiste à monter au pinceau une suspension de poudre de céramique aqueuse pour la modeler selon la forme souhaitée en tenant compte de la saturation et de la translucidité des incréments grâce à une palette de poudres colorées. Ensuite, un traitement thermique par frittage permettra de solidifier, densifier les particules menant ainsi à une contraction globale de la pièce prothétique. La pièce obtenue sera ensuite polie, glacée jusqu'à obtenir une esthétique satisfaisante.

Céramique feldspathique renforcée à la leucite

a- Microstructure et composition

Composée de 62% de dioxyde de silice (SiO_2) et de 19% d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) auxquels sont ajoutés les cristaux de leucite dispersés de manière homogène dans la matrice vitreuse.(78) Ces cristaux, répartis de manière homogène grâce à une technique de pressée à chaud contrôlée augmentent la résistance à la flexion du matériau (117 MPa) par déflection de la propagation des fissures via leur module d'élasticité plus élevé(80).

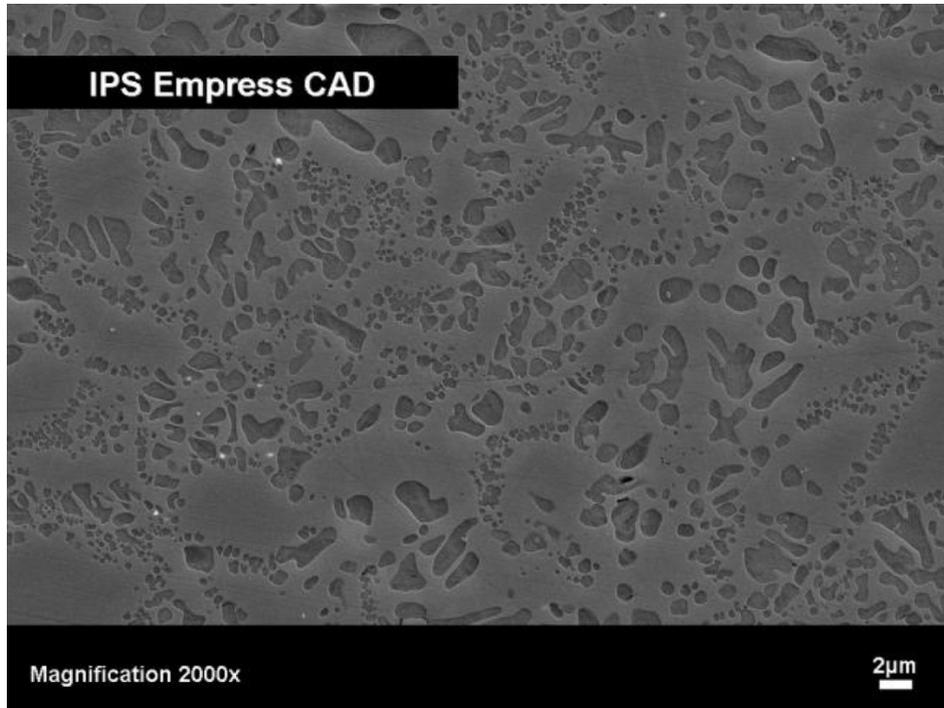


Figure 24- Coupe en microscopie électronique à balayage (x2000) d'une vitrocéramique enrichie à la leucite après un mordantage à l'acide fluorhydrique durant 10 secondes.(81)

b- Mise en œuvre

Initialement disposée à une technique de pressée à haute température sous forme de lingotins, procédé nommé « Empress » par Ivoclar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) afin d'obtenir une restauration monolithique maquillée secondairement ou une armature accueillant une céramique feldspathique cosmétique.

Elle est aujourd'hui disponible à une mise en forme par CFAO, présentant une relative facilité d'usinage intéressante pour des restaurations partielles collées.

Céramique à base de silicate de lithium renforcé

a- Microstructure et composition

Cette céramique a pour phase cristalline de fins cristaux de silicate de lithium dopés à l'oxyde de zirconium de 0,6 à 0,8 μm , conférant à la fois résistance mécanique et facilité d'usinage tout en limitant l'effet abrasif antagoniste.(78)

b- Mise en œuvre

Disponibles exclusivement sous forme de blocs pour CFAO, elle peut être cristallisée avant (Celtra Duo, Dentsply (Dentsply Sirona, York, USA) ou après usinage (Suprinity VITA (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)), leur usinage faisant perdre une grande partie de sa résistance au matériau.

Céramique à base de disilicate de lithium

a- Microstructure et composition

Composée de dioxyde de silicium principalement SiO_2 , ainsi que d'oxydes secondaires (Li_2O K_2O MgO ZnO Al_2O_3 P_2O_5) sa teneur en cristaux de disilicate de lithium Li_2Si est de 70%(82). Ces cristaux de Li_2S en forme de bâtonnets mesurent environ $5 \mu\text{m}$ de long pour un diamètre de $0,2 \mu\text{m}$ sont entrelacés dans une phase vitreuse(82).

La céramique utilisée pour la technique de pressée est composée de bâtonnets de céramique plus grands (3 à $6 \mu\text{m}$) que son homologue usinable ($0,5$ à $4 \mu\text{m}$). Cela aboutit à une résistance à la flexion supérieure de la forme pressée (400 MPa contre 360 MPa) mais un comportement plus abrasif pour l'antagoniste(83).

La céramique usinable se présente sous forme partiellement cristallisée, dans cet état caractérisé par sa couleur bleue, la céramique est composée de 40% de cristaux de métasilicate de lithium (Li_2SiO_3) de $0,2$ à $1 \mu\text{m}$ ce qui la rend plus facilement usinable. Un traitement thermique à $850 \text{ }^\circ\text{C}$ pendant 20-25 minutes est nécessaire afin de terminer la cristallisation, aboutissant à une céramique composée de 70% de cristaux de disilicate de lithium (Li_2S) lui conférant ainsi ses propriétés optiques et mécaniques(82).

La diversité de teintes est caractérisée par la présence d'ions colorants bleus (V^{+4}), jaunes (V^{+3}) et (Ce^{+4}) ou marrons (Mn^{+3}); tandis que les différents niveaux de translucidité sont caractérisés par une microstructure différente. En effet les lingotins HT sont composés de cristaux de $1,5 \times 0,8 \mu\text{m}$ tandis que les lingotins LT sont composés de cristaux de $0,8 \times 0,2 \mu\text{m}$ dispersés dans une matrice vitreuse plus dense(82). Cette microstructure explique les comportements optiques différents des deux blocs(82).

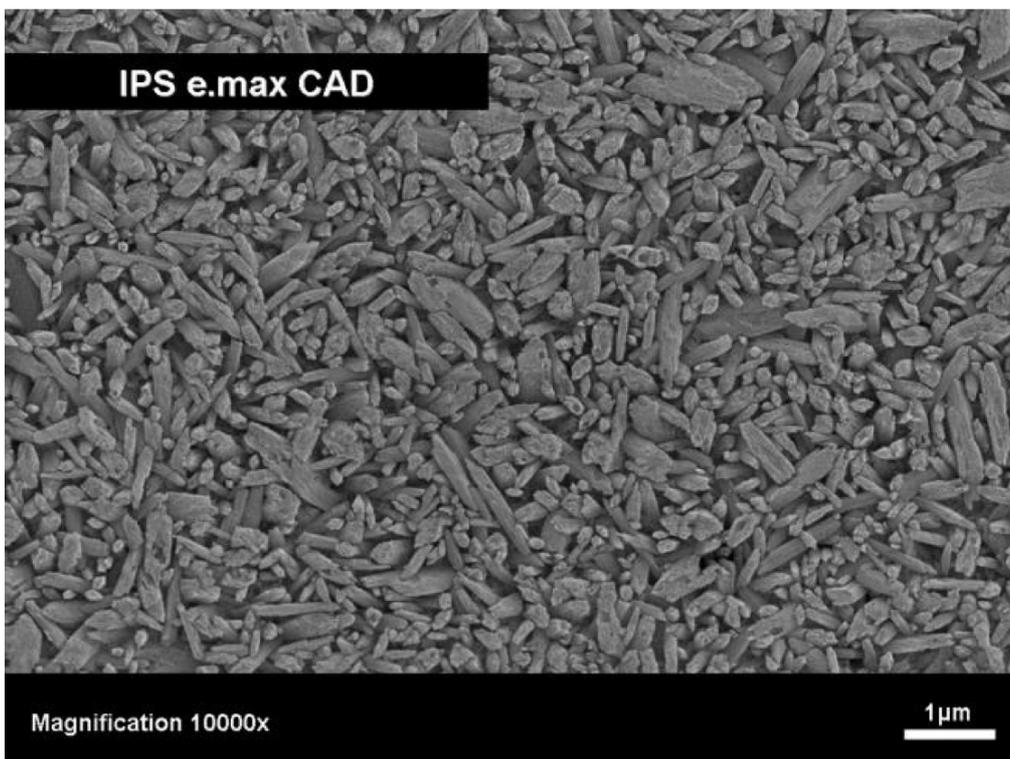


Figure 25- Coupe en microscopie électronique à balayage d'une vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium après un mordantage à l'acide fluorhydrique durant 20 s.(81)

b- Mise en œuvre

La mise en forme par pressée commence par un maquetage artisanal réalisé à l'aide de la technique de la cire perdue ou en résine calcinable.

En suivre, il existe deux variantes, la pressée verticale –la plus utilisée- et la pressée horizontale, utilisable avec des lingotins polychromes d'Emax press Multi à translucidité progressive.

Dans la technique de pressée verticale, on procède ensuite à la mise en revêtement réfractaire adapté à la pressée. On effectue alors, dans un premier four, cuisson du réfractaire ainsi que l'élimination de la cire à une température de 850 °C. Ensuite, dans un second four préchauffé à 700 °C, on introduira le lingotin ainsi que le piston en alumine enduit de poudre de séparation (Alox), puis on effectuera la pressée du lingotin à 935 °C pendant environ 18 minutes. Après refroidissement à température ambiante on procédera au démoulage, à l'élimination du réfractaire par sablage à 110 µm sous 2 Bars de pression suivi de la suppression de la couche de réaction blanc crayeuse dans un bain d'Invex. Enfin, ainsi qu'un sablage à l'alumine à 50 µm à faible sous 1,5 à 2 Bars de pression.(78)

Dans la technique de pressée horizontale, le maquetage s'effectue à l'aide de préformes calibrées (IPS Multi Wax Pattern) dont le positionnement vertical guidera le ratio dentine/incisal de la pièce prothétique obtenue. La mise en réfractaire ainsi que les cycles de cuissons sont les mêmes que dans la technique précédente.(78)

Quelle que soit la technique de pressée utilisée, une fois la pièce prothétique grattée et surfacée, il sera choisi de réaliser soit une finition par maquillage de surface consistant à caractériser la surface par un glaçage et/ou des colorants de surface ; soit un cut back correspondant à stratifier une céramique feldspathique après le retrait par découpe d'une fine couche sur la face vestibulaire. Dans le cas du secteur postérieur, le maquillage de surface sera la finition de choix.

2) Les composites

Microstructure & composition

Les résines composites sont constituées d'une matrice organique renforcée par des charges minérales. D'une part la quantité de la phase minérale est directement reliée au module de Young et la dureté du matériau. D'autre part, la rétraction de polymérisation et le taux de conversion est liée aux monomères de la matrice résineuse, les plus courants étant les Bis-GMA, UDMA, UTMA, et Bis-EMA(84).

L'amélioration de la technologie des charges inorganiques a grandement amélioré les propriétés des résines composites en technique indirecte.

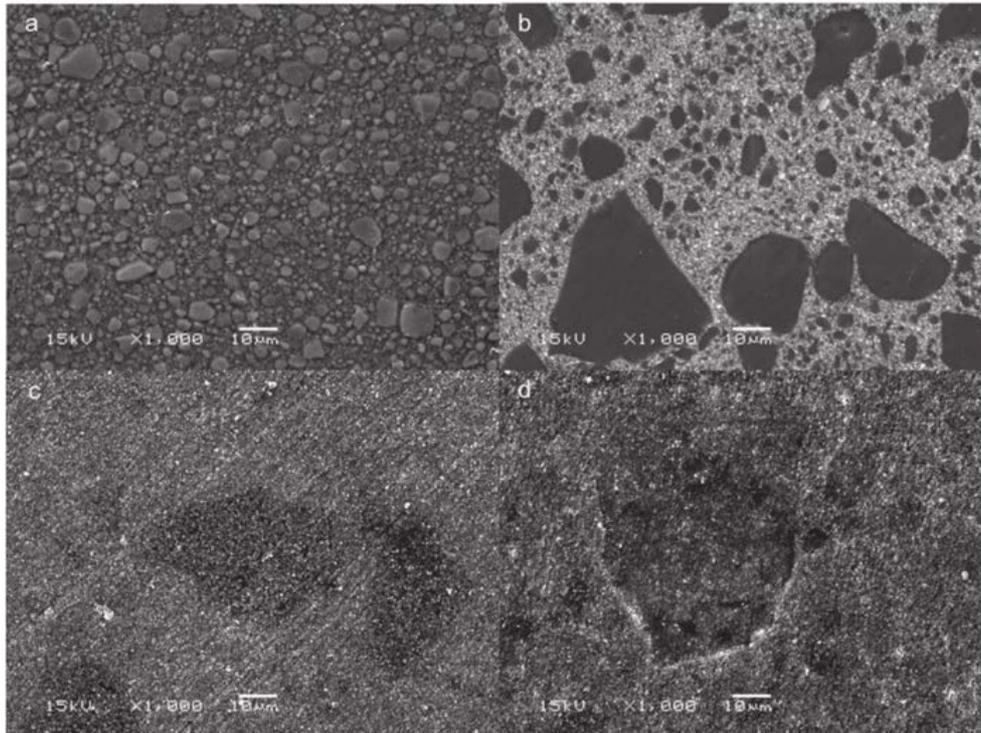


Figure 26- Coupe en Microscopie électronique à balayage (x1000) de différentes résines composites. La phase inorganique apparaît dispersée. (24)

3) Les céramiques hybrides

Microstructure & composition

Afin d'améliorer les propriétés des matériaux de restauration prothétiques, les résines composites et les vitrocéramiques ont été combinées dans un seul et même matériau. Il apparaît ainsi une alternative de qualité combinant le module d'élasticité des résines composite, qui est au plus proche de celui de la dentine, avec les propriétés esthétiques stables sur le long terme des vitrocéramiques.(85)

Il existe actuellement sur le marché neuf blocs CFAO usinables qui rentrent dans la catégorie des matériaux dits « hybrides ». Ils peuvent être répartis selon deux grandes catégories, d'après la classification proposée par Mainjot et coll.(86) : les résines chargées en nano céramique (RCNC) ; les céramiques infiltrées de polymères (CIP).

Aujourd'hui, un seul fabricant produit une céramique infiltrée: VITA (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) avec l'Enamic, ce type de matériau obéit à la technologie PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network), à savoir un squelette de céramique feldspathique poreuse sintérisée et préconditionnée par un agent de couplage (87), représentant environ 86% du poids du matériau final, infiltré par une phase de matériau polymère, qui représente 14% du poids du matériau final.(85)

Tous les autres blocs disponibles se classent dans la catégorie des résines chargées en nano céramique en référence aux clusters de céramique inclus dans le matériau résineux(88). Le taux de charge varie donc selon le matériau choisi. Les charges céramiques sont généralement de la silice ou des particules de zirconium.

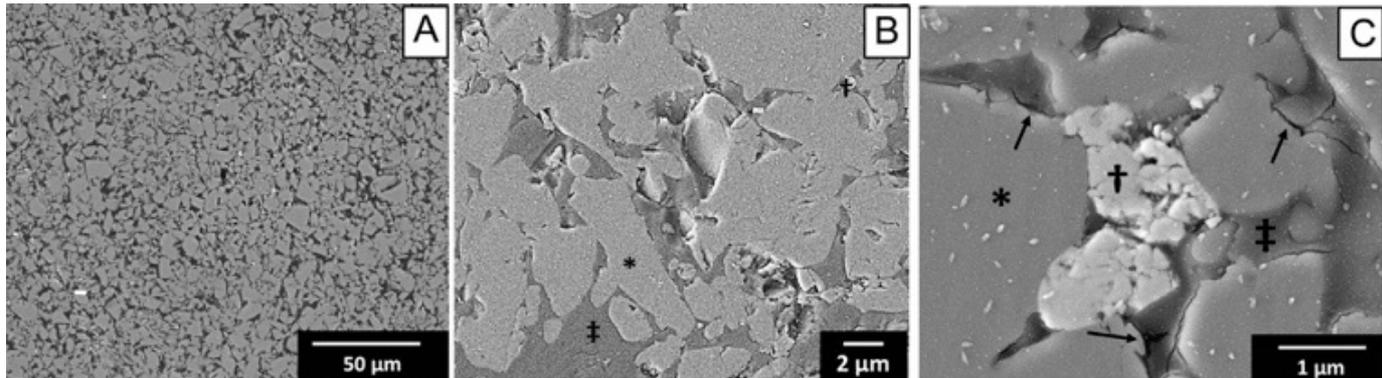


Figure 27- Coupe en microscopie à balayage d'une céramique hybride. (x1500 /x5000/ x20000)(87)

‡ : polymère

† : zircone

* : leucite

B – Collage & traitement de surface

1) Sablage à l'alumine

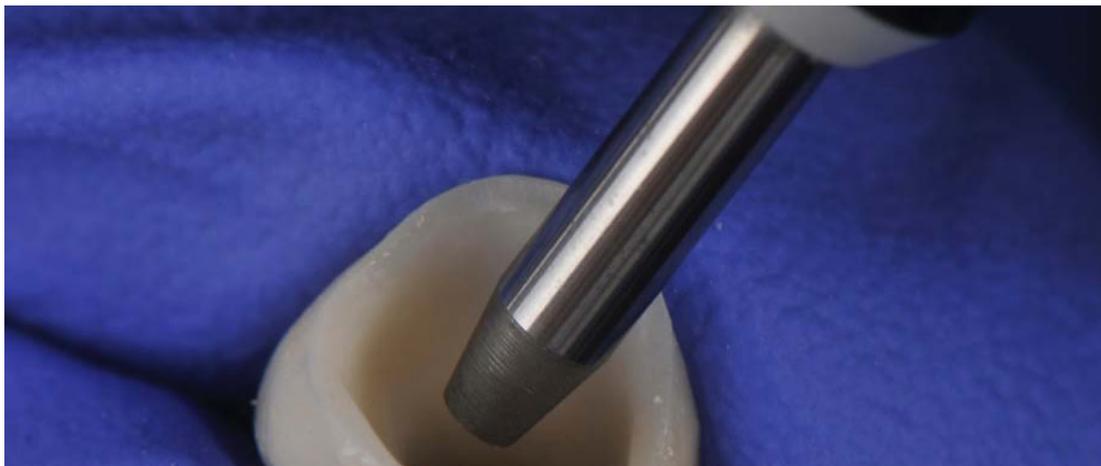


Figure 28- Sablage de l'intrados d'une couronne en céramique (source : www.style-italiano.org)

Le sablage est un traitement mécanique par projection de particules abrasives à grande vitesse grâce à de l'air comprimé sur la surface d'un matériau. Il permet de nettoyer, dégraisser et augmenter les microrétentions sur l'intrados des pièces prothétiques en céramique destinées au collage. Son action de libération des groupements hydroxyles potentialise les effets du silane et augmentent significativement la résistance à la fracture de l'interface céramique-composite. Les forces d'adhésion restent cependant inférieures à une surface traitée à l'acide fluorhydrique puis silanisée.(89)

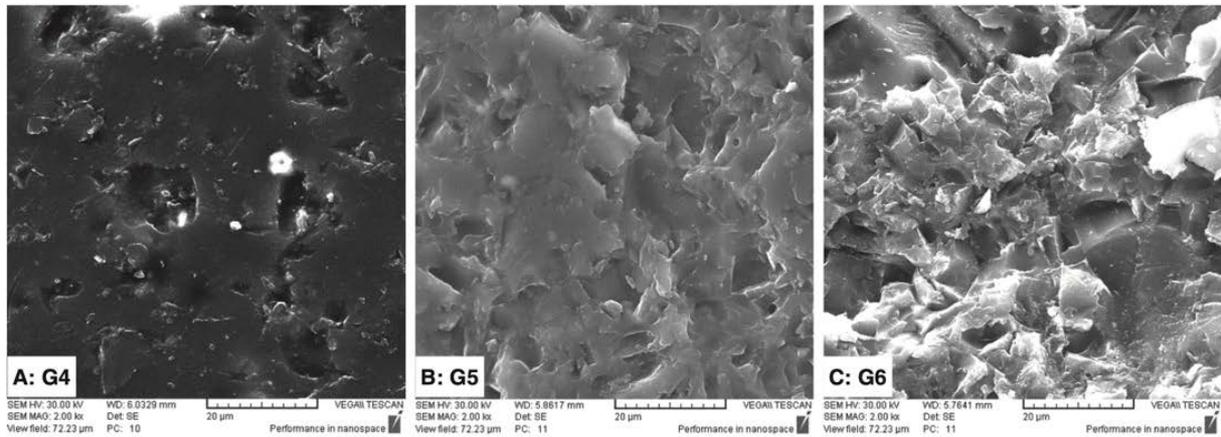


Figure 29-Coupe en Microscopie électronique à balayage montrant l'effet du sablage sur la surface d'une céramique feldspathique (x2000)(90)

Les recommandations pour des restaurations adhésive en céramique, sont d'utiliser une faible granulométrie (30 à 50 microns) à basse pression (2 Bars en moyenne). La technique de sablage consistera en des mouvements de balayage croisés pendant 10 à 15 secondes.

Dans le cas des composites en technique indirecte et des résines nano-chargées (RCNC), le traitement de surface de choix se composera de 3 étapes(84) :

- 1- Nettoyage de la restauration
- 2- Sablage
- 3- Silanisation

Les recommandations vont dans le sens de l'utilisation d'alumine à 50 microns pour le sablage.(84,91)

Celui-ci, permet d'augmenter la tension de surface, créer des micro-abrasions et d'exposer les charges minérales en subsurface de la matrice résineuse pour la silanisation ultérieure. En effet, ce sont grâce à ces charges minérales incluses dans la restauration que les ponts siloxane se forment. La silanisation augmente aussi la mouillabilité.(84,92)

2) Mordançage à l'acide fluorhydrique

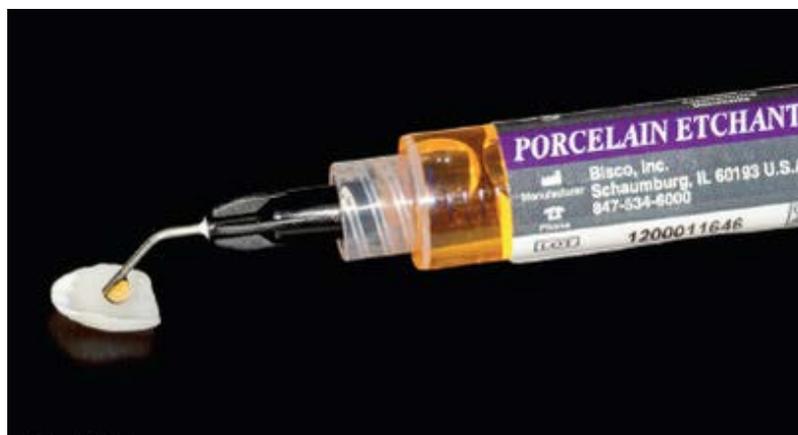


Figure 30- Mordançage à l'acide fluorhydrique de l'intrados d'une facette antérieure en vitrocéramique. (Source : catalogue Bisco (Bisco, Schaumburg, USA))

L'acide fluorhydrique est un acide minéral capable de dissoudre le verre. Utilisé sous forme de gel allant de 5 à 9,5%, celui-ci dissout la matrice vitreuse différenciellement de la matrice cristalline ; s'ensuit un état microrétentif avec une haute énergie de surface favorable à l'application d'un silane. Le temps de mordantage varie selon le type de céramique(92).

Cet effet mordant est le résultat d'une chaîne de réactions complexes qui aboutit fréquemment à l'apparition de résidus blancs sur la surface traitée, signant un surmordantage. Cette couche tenace et insoluble sous spray d'eau est notamment constituée de précipités de sels métalliques et de résidus de dissolution de la matrice vitreuse ; elle peut diminuer l'efficacité des traitements chimiques par la suite(93).

Un traitement du surmordantage à l'aide d'un gel d'acide orthophosphorique à 32% pendant 120 secondes est recommandé par certains auteurs.(94)

Contrairement aux restaurations en vitrocéramique, le traitement chimique par acide fluorhydrique montre des résultats mitigés en comparaison du sablage dans le cas des restaurations composite.(84)

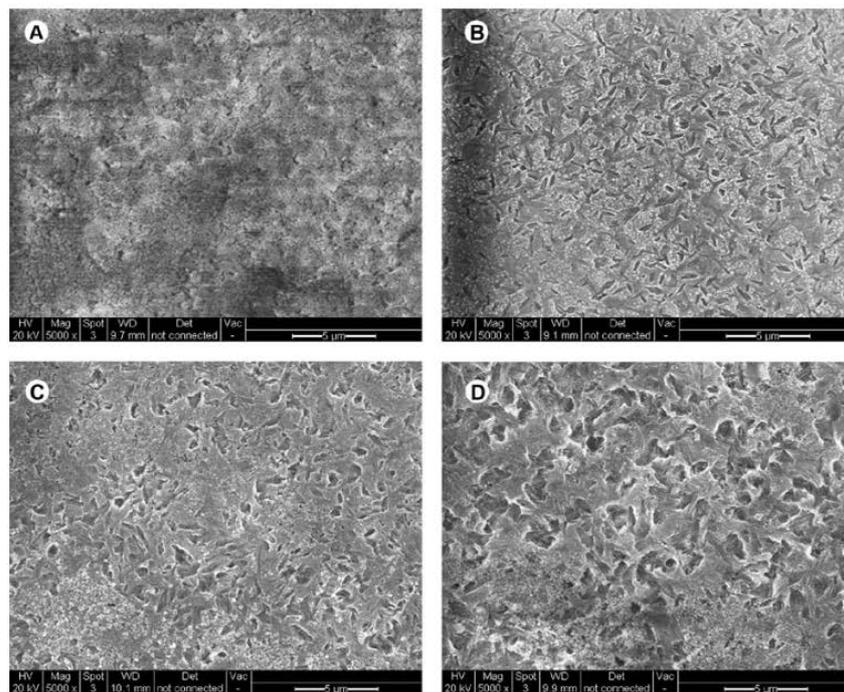


Figure 31- Influence du temps de mordantage sur la surface d'une vitrocéramique à base de disilicate de lithium(95).
A : 0 s / B : 15 s / C : 30 s / D : 60 s

Le traitement chimique par l'acide fluorhydrique apparaît essentiel pour le traitement de surface des vitrocéramiques ainsi que des Céramiques infiltrées de polymère (CIP)(91,96). Contrairement aux restaurations en vitrocéramique, le traitement chimique par acide fluorhydrique montre des résultats mitigés en comparaison du sablage dans le cas des restaurations composite(84).

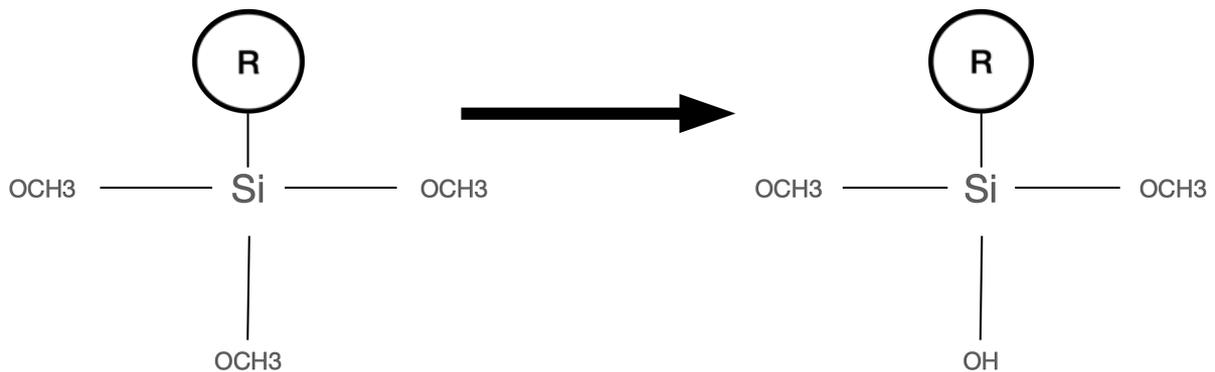
3) Silanisation

Les silanes sont une classe de molécules organo-minérales comportant un ou plusieurs atomes de silicium. En odontologie, la molécule la plus utilisée est le 3-Méthacryloxypropyltriméthoxysilane (3-MAPTMS). Cette molécule bipolaire présente une extrémité méthacrylate capable de copolymériser avec le diméthacrylate du composite de collage et une autre extrémité présentant trois groupements méthoxyles qui formeront des ponts siloxane (Si-O-Si) avec la céramique.

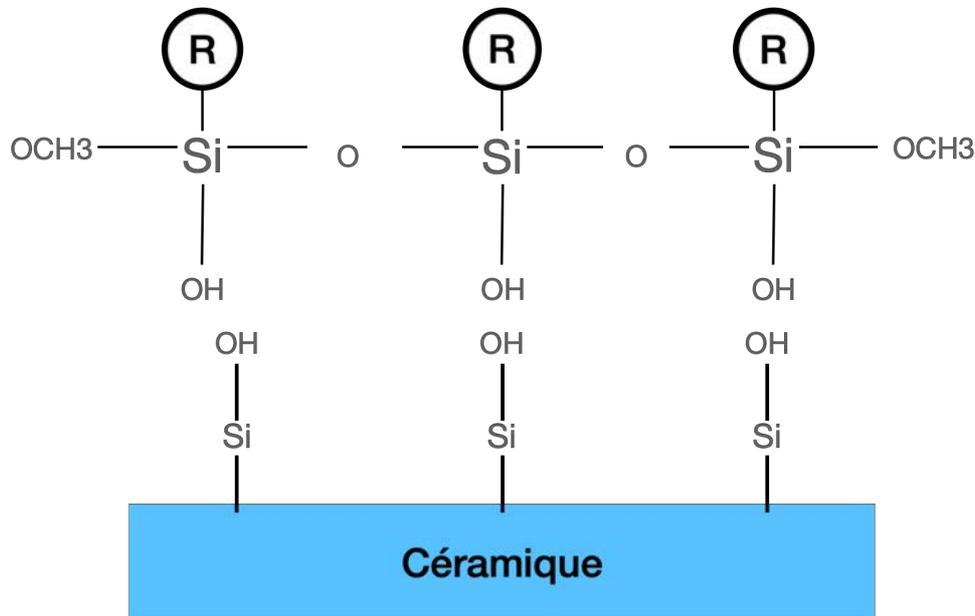
Cette molécule peut être associée ou non à d'autres agents de couplage (comme le 10-MDP) dans les formulations proposées par les fabricants.

Deux formulations existent pour le silane, la première étant la forme mono-flacon, elle contient l'agent de liaison pré-hydrolysé et un composant acide dans une solution d'éthanol. La seconde est un conditionnement bi-composant, un flacon contenant le silane non hydrolysé en solution d'éthanol et le deuxième flacon contenant le composant acide ; ceci a pour conséquence que l'hydrolyse ne commencera qu'au mélange des deux produits. La première formulation se conservera moins longtemps malgré sa simplicité d'utilisation, la seconde est discutée quant au temps nécessaire à l'hydrolyse des molécules de silane malgré son temps de conservation plus long.

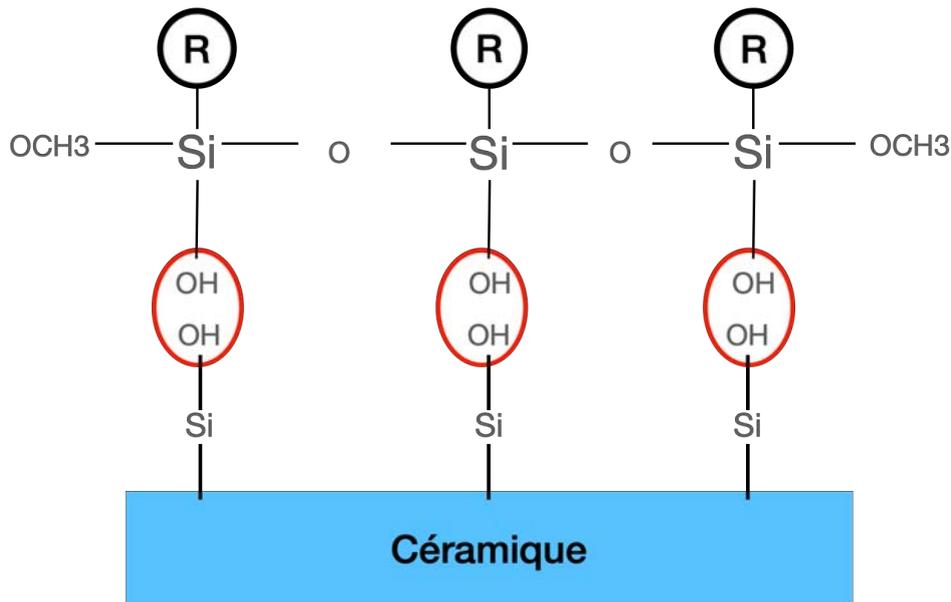
Etape 1 : les molécules de silane forment les groupements silanol grâce à l'hydrolyse en milieu acide.



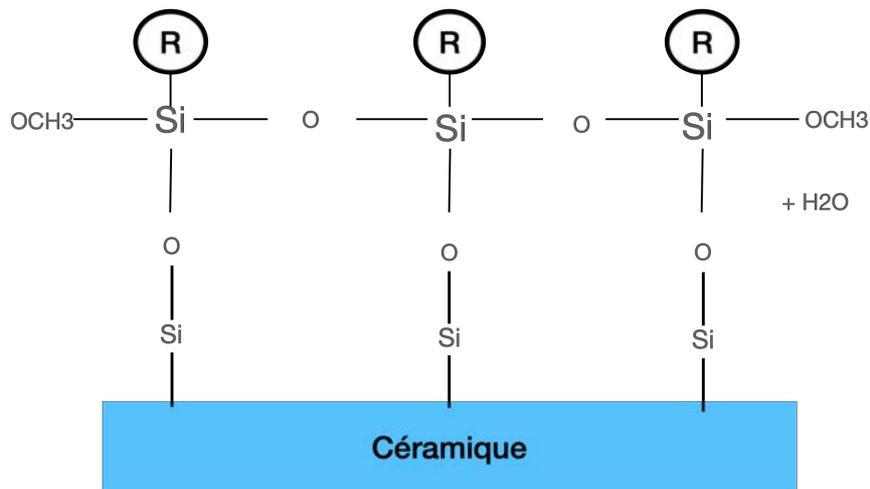
Etape 2 : autocondensation des molécules de silane formant des oligomères de silane à groupements silanols libres



Etape 3 : Formation de liaisons hydrogène entre les groupements hydroxyles à la surface de la céramique et les groupements silanols



Etape 4 : Ces liaisons deviennent des ponts siloxanes, formant un réseau siloxane tridimensionnel fortement hydrophobe à l'interface colle/céramique



Le silane doit être appliqué immédiatement après le mordantage à l'acide fluorhydrique, en fines couches, sur une surface céramique séchée, frottée à l'aide d'un pinceau.(92)

Une activation thermique, lors de l'étape de séchage, entre 70 et 120 °C est recommandée (à l'aide d'un sèche-cheveux ou un four)(97). Son application augmente la mouillabilité de la surface pour le composite de collage(93,97).

Pour le cas des restaurations en composite ou des résines nano-chargées, ce sont grâce à ces charges minérales (similaires à celles contenues dans la vitrocéramique) incluses dans la restauration que les ponts siloxane se forment. La silanisation augmente aussi la mouillabilité.(84,92)

4) Traitement par polyfluorures d'ammonium



Figure 32- Application de polyfluorures d'ammonium sur l'intrados d'une couronne (Monobond Etch and Prime Ivoclar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)) (source : catalogue Ivoclar-Vivadent)

L'acide fluorhydrique étant un agent chimique fortement corrosif et nécessitant des précautions de manipulation(98) ; d'autres agents chimiques capables de mordancer le verre ont été remis au goût du jour. Le difluorure d'ammonium, efficace sur toutes les céramiques vitreuses, anciennement utilisé dans le pré-traitement au collage de la céramique Dicor® est aujourd'hui proposé sous la formulation Monobond Etch and Prime d'Ivoclar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Celle-ci se compose de polyfluorures d'ammonium et d'un silane en solution aqueuse et alcoolique. Le produit sera frotté sur la surface de l'intrados de la céramique vitreuse durant 20 secondes puis laissé en place passivement pendant 40 secondes. Ensuite, il sera rincé abondamment à l'eau afin d'éliminer les couches de silane peu adhérentes puis séché à l'air sec. Les premières données cliniques sont encourageantes mais le faible recul clinique ne permet pas de supplanter le traitement à l'acide fluorhydrique.

5) Primers universels

Ils sont constitués d'un mélange acide de méthacrylates, de solvants et de monomères spécifiques capables de promouvoir l'adhésion sur tous les supports prothétiques. Divers promoteurs d'adhésion ont été proposés parmi lesquels le 4-AET, 4-META, l'HEMA. Cependant le primer le plus utilisé pour le collage de la zircone est le 10-MDP. Le 10-MDP est composé d'une longue chaîne carbonée et d'une extrémité hydrophile. Ses groupements phosphate terminaux créent des liaisons covalentes avec les oxydes de zirconium, faisant des monomères de phosphate les molécules les plus adhérentes aux zircons(99,100) . Sa longue chaîne carbonée hydrophobe, explique la très bonne stabilité face à l'hydrolyse dans le temps.(101)

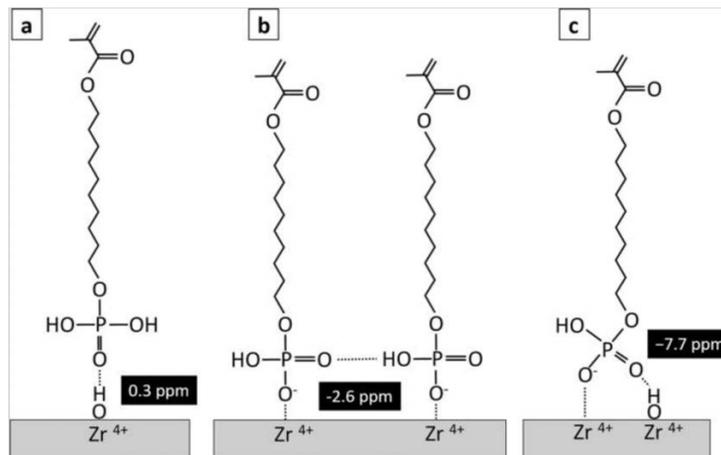


Figure 33- Schéma montrant la liaison du 10-MDP sur les oxydes de zirconium présents sur les surfaces en céramique

Traitement chimique (Acide fluorhydrique)		Traitement mécanique (Sablage)	
Vitrocéramique	Céramique hybride		Composite
	Céramique Infiltrée de Polymère (CIP)	Résine Nano-chargée (RCNC)	

Figure 34- Tableau récapitulant les traitements de surface recommandés afin de potentialiser la silanisation.(84,92)

C - Critères de choix

1) Comportement optique

Le sujet de cette thèse ne se limitant qu'aux restaurations esthétiques collées du secteur postérieur, nous focaliserons notre étude sur les dimensions de la couleur relatives à ce secteur.

a- Chromaticité

La teinte et la saturation constituent la chromaticité qui est une caractéristique dentinaire. La première caractérise la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchiée par l'objet. La seconde, elle, représente la quantité de pigment pur contenu dans une couleur.

b- Luminosité

La luminosité se définit comme la quantité de lumière réfléchiée par un objet. C'est une caractéristique amélaire. Classiquement, le cylindre chromatique de Munsell représente la couleur à l'aide des ces trois éléments : teinte (Hue), saturation (Chroma), luminosité (Value).

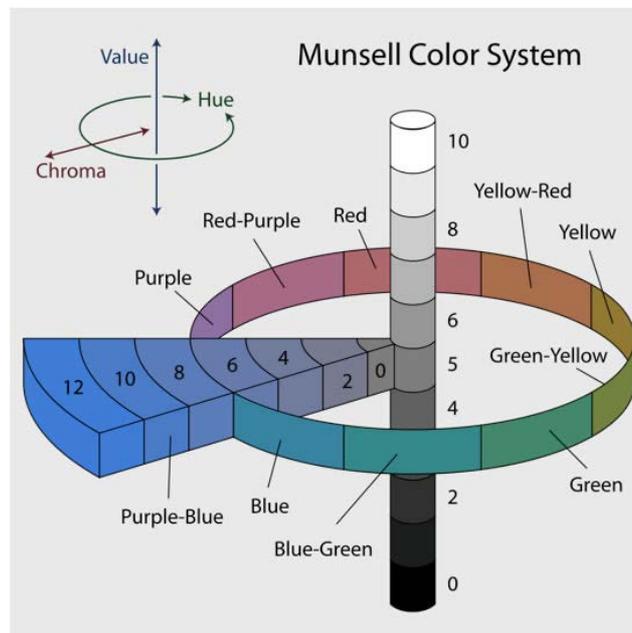


Figure 35- Cylindre chromatique de Munsell (source : www.cie.co.at)

En prenant en compte ces composants de la couleur, on peut représenter l'**espace chromatique des dents naturelles** dans la « sphère chromatique ». Cette sphère, inspirée de la Commission Internationale de l'Éclairage est composée par un système de coordonnées $L^*a^*b^*$ où :

- L représente l'axe vertical de la luminosité
- l'axe [-a ; +a] représente les variations du vert au rouge
- l'axe [-b ; +b] représente les variations du bleu au jaune

Les dents naturelles humaines occupent un volume en forme de rhomboïde, situé dans le cadran compris entre l'axe des jaunes (+a) et des rouges (+b), plutôt orienté vers les jaunes. L'étroitesse de cet espace traduit les faibles variations de teinte. Celui-ci, chez l'Homme, se restreint à la plage colorimétrique du jaune orangé.

L'étirement vertical de l'espace chromatique traduit quant à lui les variations importantes de luminosité, correspondant vers le haut aux dents jeunes et vers le bas aux dents âgées.

Enfin, l'orientation oblique de cet espace avec une partie inférieure plus externe que sa partie supérieure, met en exergue le fait que les dents sombres -plutôt âgées- sont aussi plus saturées, alors que les dents lumineuses -plutôt jeunes- moins saturées(5).

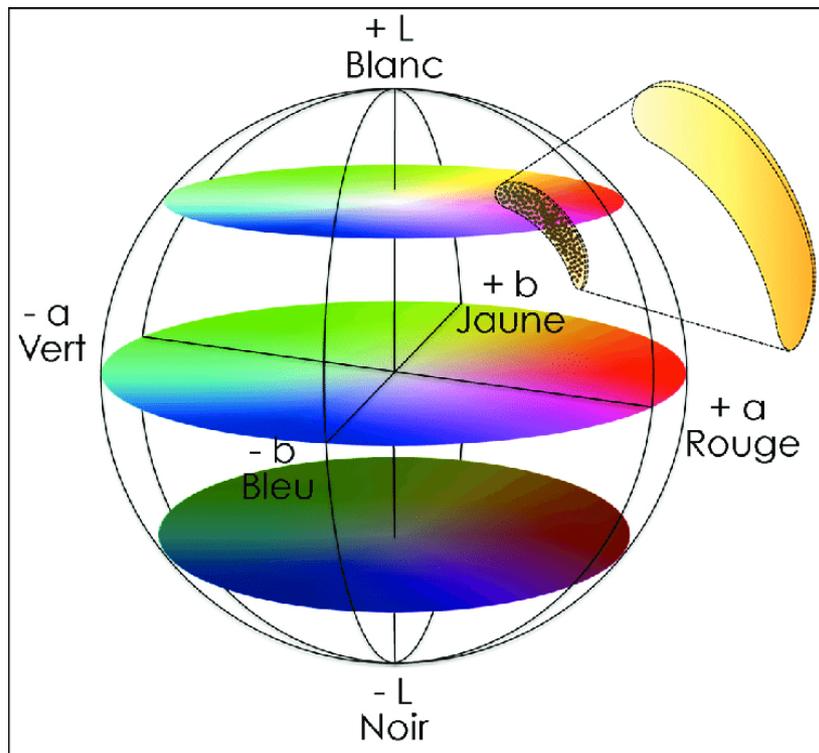


Figure 36- Sphère chromatique (source : www.cie.co.at)

L'augmentation de la saturation avec l'âge est corrélée au degré de sclérose dentinaire ainsi qu'à l'épaisseur et le degré de minéralisation amélaire.

En effet, avec l'âge, l'épaisseur de l'émail diminue et son degré de minéralisation augmente. Ceci participe à rendre le noyau dentinaire chaud plus visible(4).

La fluorescence est une dimension complémentaire de la couleur qui correspond à la capacité d'un corps soumis à un rayonnement ultraviolet non visible à réémettre cette lumière dans une bande spectrale visible de longueur d'onde courte. La dentine soumise à un rayonnement ultraviolet réémet une partie de la lumière dans un spectre visible allant du blanc intense au bleu.

Cette propriété rend la détermination de la couleur plus précise à la lumière du jour que sous l'éclairage d'une lumière artificielle dépourvu d'ultraviolets. En effet, le rayonnement fluorescent sous l'effet de la lumière solaire riche en ultraviolets se combine à la lumière visible déjà réfléchi rendant la dent plus lumineuse.(4)

c- Translucidité & Opacité

L'opacité se définit comme la propriété d'absorber ou réfléchir les rayons lumineux sans se laisser traverser par ceux-ci. La translucidité, elle, est la propriété de laisser traverser les rayons lumineux sans distinguer nettement les objets.

Avec le développement de larges gammes de lingotins de translucidité et d'opacité différentes, la maîtrise de la couleur finale de la restauration céramique est aujourd'hui meilleure et permet de répondre à des situations cliniques diverses.(20) En fonction de la couleur du substrat dentaire, le choix pourra être de stopper, modifier, atténuer ou s'imprégner de la couleur de la dent support.

Par exemple, le système IPS Emax d'Ivoclar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) offre un choix de six translucidités différentes pour ses lingotins mis en forme par pressée, allant du HO (High Opacity) jusqu'au HT (High Translucidity) voire même l'Impulse (correspondant à un effet opalescent).

Dans le champ d'indication des restaurations adhésives partielles au secteur postérieur, le choix s'effectuera entre :

- les lingotins LT (Low Translucidity), présentant un équilibre entre opacité et translucidité, permettant la restauration de dents peu lumineuses
- les lingotins MT (Medium Translucidity), présentant une forte luminosité malgré leur translucidité assez élevée
- les lingotins HT (High Translucidity), présentant une forte translucidité limitant ce choix aux restaurations pelliculaires de faible épaisseur, notamment les restaurations adhésives partielles. Le risque étant de griser la couleur de la restauration finale à cause d'une pénétration lumineuse trop importante dans le matériau faisant chuter la réflexion lumineuse.

2) Comportement biomécanique

a- Fragilité

La céramique vitreuse (particulièrement la céramique feldspathique), à fine épaisseur, peut présenter un risque de fracture contrebalancé par le collage au substrat dentaire qui augmente fortement sa résistance à la fracture.(19) Les tests in vitro des vitrocéramiques enrichies montrent des résultats satisfaisants que le collage vont optimiser.

b- Dureté et pouvoir abrasif

La dureté se définit comme la résistance à la déformation plastique localisée, exprimée en Vickers, est garante d'une efficacité masticatrice par l'action sécante sur les aliments au niveau des contacts occlusaux. En comparaison de l'émail (340 HV) et de la dentine (70 HV), les céramiques présentent une dureté supérieure. Elle varie entre 460 HV et peut atteindre 1200 HV pour les zircons HIP. Cette dureté s'accompagne d'un module d'élasticité élevé des céramiques dentaires.

Pour les vitrocéramiques, ces propriétés mécaniques entraînent un risque de création-propagation de défauts de surface menant à des microfractures de la céramique exposant une surface au pouvoir abrasif élevé. Le potentiel abrasif des céramiques n'est cependant pas corrélé à la dureté des matériaux prothétiques mais à la nature chimique, la taille, la morphologie et la distribution dans la matrice vitreuse des cristaux à dureté élevée(102).

La vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium a un pouvoir abrasif faible sur l'émail antagoniste, mais supérieur à celui des zircons, présentant pourtant une dureté plus élevée. Ceci s'explique par sa forme et son homogénéité cristalline(102). Pour la vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium, la mise en œuvre par pressée confère un pouvoir plus abrasif sur l'émail antagoniste que la mise en œuvre par usinage.

Généralement la rugosité de surface d'une céramique hybride est supérieure à une vitrocéramique et inférieure celle du composite.(88) La matrice polymère, correspondant à la phase la plus faible mécaniquement, peut être séparée de la phase céramique ce qui tend à favoriser cette rugosité de surface. Ce phénomène de séparation des deux phases s'observe par des microcracks visibles en Microscopie Electronique à balayage(87).

En plus d'augmenter la rugosité de surface, ce phénomène peut atténuer les propriétés optiques de ce matériau à long terme(103). En effet, le protocole de polissage des céramiques hybrides peut modifier le rendu optique final en modifiant la rugosité de surface.(104)

c- Ténacité

La ténacité exprime la résistance d'un matériau à la propagation des fissures.

Les céramiques hybrides et particulièrement les CIP présentent une haute résistance face à la fatigue cyclique. En effet, une fois collée à un substrat, leur haute ténacité et leur faible rigidité en font des matériaux de choix pour des contraintes compressives répétées allant jusque 200 Newton, proche des situations physiologiques(105). Cependant, lorsque les contraintes compressives augmentent au-delà de 500 Newton, les matériaux comme le disilicate de lithium ou la zircone présentent des avantages certains(105).

3) Facilité d'usinage

a- Temps d'usinage

Dans le paradigme actuel qui tend vers la réalisation de restaurations en séance unique, la facilité d'usinage d'un matériau apparaît être un facteur important dans le choix du biomatériau de restauration prothétique. En effet, un temps d'usinage réduit est nécessaire pour minimiser le temps d'attente entre la préparation du substrat dentaire et le collage de la restauration définitive(106). Le temps d'usinage des matériaux contenant une phase polymère est inférieur à celui des matériaux vitrocéramiques(106).

b- Usure des fraises d'usinage

En plus de diminuer le temps requis pour usiner la pièce prothétique, le choix de matériaux prothétiques moins rigides diminue l'usure des fraises d'usinage, retardant ainsi le remplacement onéreux de ces pièces pour l'opérateur(106). Cependant, malgré une usure des fraises d'usinage inférieure, les matériaux contenant une phase polymère pourraient diminuer l'efficacité d'usinage des fraises -sans lubrification adéquate- par des dépôts de matériau en surface de celles-ci(106).

c- Adaptation marginale

La précision des limites obtenues après usinage apparaît être un facteur important dans le choix de biomatériaux de restauration usinables afin d'obtenir, cliniquement, une adaptation marginale optimale. Là aussi, la performance des matériaux contenant une phase polymère est à relever avec des limites plus fines et un phénomène de chipping inférieur au niveau des limites(106).

Les études in vitro tendent à montrer que les procédés numériques permettent d'obtenir, quel que soit le type de matériau utilisé, un niveau d'adaptation interne et marginal suffisant et satisfaisant (< 150 µm)(107,108).

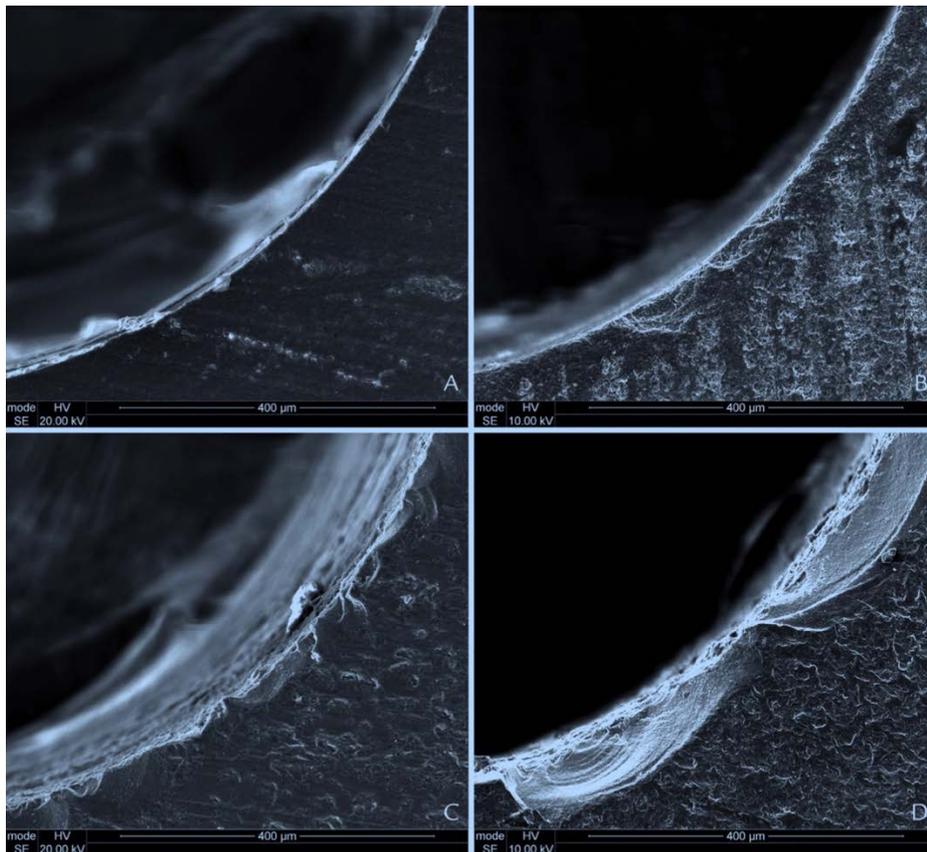


Figure 37- Limites de différents blocs usinés en microscopie électronique à balayage (x500)(106)

A : Lava Ultimate (3M, Saint Paul, USA)

B : Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)

C : emax CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

D : Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, USA)

Conclusion :

Nous avons analysé tout au long de cette étude l'intérêt des restaurations adhésives indirectes en secteur postérieur dans le paradigme actuel de dentisterie adhésive et toutes les évolutions qu'il sous-tend. La compréhension de l'analyse du substrat dentaire résiduel dans la phase de préparation afin d'obéir à l'impératif biomimétique ainsi que la connaissance poussée des divers biomatériaux de restauration indirecte disponibles pour ces restaurations apparaissent cruciales. C'est dans ce contexte que l'opérateur avisé se devra de continuer à suivre le mouvement qu'a enclenché la révolution adhésive il y a déjà de cela plusieurs décennies, dans le but de mettre à jour ses connaissances sur le sujet.

Les nombreuses possibilités qu'offrent aujourd'hui le flux numérique pour la planification de cas complexes nécessitant de nombreuses restaurations de ce type s'élargissent chaque année ; en même temps que la qualité et la connaissance des biomatériaux, et leurs propriétés biomécaniques à travers les années. Les limites du champ d'indication sont sans cesse dépassées grâce aux performances cliniques des biomatériaux disponibles, ce qui amène les concepts de préparation à souvent évoluer.

Vu par le Président du Jury



Vu par le Directeur de Thèse



Index des figures :

FIGURE 1- PHOTOGRAPHIE AVANT ET APRES DISSOLUTION AMELAIRE MONTRANT LA STRUCTURE AMELAIRE CONVEXE ET LA STRUCTURE DENTINAIRE CONVEXE ¹	11
FIGURE 2- SCHEMA MONTRANT LA DISTRIBUTION DES CONTRAINTES AU NIVEAU D'UNE PREPARATION POUR RESTAURATION ADHESIVE INDIRECTE EN SECTEUR POSTERIEUR : DOME AMELAIRE DE SUBSTITUTION ²	12
FIGURE 3- PHOTOGRAPHIE MONTRANT LA TEXTURE DE SURFACE DE 2 INCISIVES CENTRALES ⁴ . NOTEZ LA DIFFUSION DE LA LUMIERE AU NIVEAU DE CETTE SURFACE CARACTERISEE.	13
FIGURE 4- STRATIFICATION DE DIFFERENTES POUDRES PAR LE CERAMISTE AFIN D'OBTENIR UNE FIDELITE COLORIMETRIQUE OPTIMALE AU NIVEAU D'UNE COURONNE D'INCISIVE CENTRALE ⁵	13
FIGURE 5- LE GRADIENT THERAPEUTIQUE ¹⁴	14
FIGURE 6- PHOTOGRAPHIE D'UN OVERLAY EN VITROCERAMIQUE ENRICHI AU DISILICATE DE LITHIUM (LINGOTIN HT, eMAX PRESS IVOCLAR (IVOCLAR-VIVADENT, SCHAAN, LIECHTENSTEIN)) ²⁵	15
FIGURE 7- EXEMPLE DE FLUX DE TRAVAIL POUR UNE RESTAURATION CERAMIQUE EN CFAO INDIRECTE ²⁶	16
FIGURE 8- EXEMPLE DE FLUX DE TRAVAIL POUR UNE RESTAURATION CERAMIQUE EN CFAO DIRECTE ²⁶	16
FIGURE 9- TABLEAU COMPARANT LES PROPORTIONS (EN POURCENTAGE DU POIDS TOTAL) DES DIFFERENTES PHASES AMELAIRES ET DENTINAIRES.....	17
FIGURE 10-COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE D'EMAIL HUMAIN A L'INTERFACE ENTRE LA COUCHE PRISMATIQUE ET APRISMATIQUE ³⁴	18
FIGURE 11- PHOTOGRAPHIE DE LA JONCTION AMELO-DENTINAIRE MONTRANT LES STRIES DE RETZIUS (x100)	18
FIGURE 12-TABLEAU COMPARANT LES PROPORTIONS (EN POURCENTAGE DU POIDS TOTAL) DES DIFFERENTES PHASES AMELAIRES ET DENTINAIRES.....	20
FIGURE 13-IMAGE REPRESENTANT LE COMPLEXE PULPO-DENTINAIRE. SA STRUCTURE COMPRENANT LES TUBULUS(1), LES CORPS ODONTOBLASTIQUES(2), LES PROLONGEMENTS ODONTOBLASTIQUES(3), LE FLUIDE INTRATUBULAIRE(4).	21
FIGURE 14-REPRESENTATION DE LA DENSITE ET DU DIAMETRE DES TUBULI EN FONCTION DE LA PROFONDEUR DENTINAIRE. OBSERVATION AU MICROSCOPE ELECTRONIQUE A BALAYAGE.	22
FIGURE 15- SCHEMA REPRESENTANT LES DIFFERENTES ZONES DENTINAIRES LORS DE LESIONS CARIEUSES CAVITAIRES.	24
FIGURE 16-COUCHE MONTRANT L'IMBRICATION DES LAMELLES D'EMAIL AU NIVEAU DE LA JONCTION AMELODENTINAIRE (x40) ANATOMICUM.COM.....	26
FIGURE 17-COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE D'UN EMAIL MORDANCE A L'ACIDE ORTHOPHOSPHORIQUE 30S. ANATOMICUM.COM.....	27
FIGURE 18- DECONTAMINATION D'UNE FISSURE PAR SABLAGE POUR CONTENTION EN PREPARATION ADHESIVE ⁷¹ . L'INFILTRATION ETANCHE DE LA FISSURE PAR UNE RESINE ADHESIVE FLUIDE CHARGEE SERA EFFECTUEE PAR LA SUITE.....	31
FIGURE 19- COUCHE HISTOLOGIQUE MONTRANT LE BIOFILM BACTERIEN AU NIVEAU DE FISSURES D'UNE INCISIVE MANDIBULAIRE ⁷⁰ (B :x16 ; C : x100 ; Dx400).....	31
FIGURE 20- COUCHE PHOTOGRAPHIQUE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE MONTRANT UNE PREPARATION POUR RESTAURATION ADHESIVE EN SECTEUR POSTERIEUR. LA PREPARATION AGIT COMME UNE PLATEFORME DE DISTRIBUTION DES CONTRAINTES. LES FLECHES BLEUES MONTRENT LE CARACTERE COMPRESSIF ET CENTRIPETE DES CONTRAINTES ⁷¹	32
FIGURE 21- RADIOGRAPHIE RETROALVEOLAIRE AVANT (A) ET APRES (B) REALISATION D'UNE REMONTEE DE MARGE CERVICALE ⁷⁴	33
FIGURE 22- RIDGE UP ⁷⁵	34
FIGURE 23- EXEMPLE DE SLOT PROXIMAL ⁷⁵	34
FIGURE 24- EXEMPLE COMBINANT UN SLOT, UN BEVEL ET UN RIDGE UP ⁷⁵	35
FIGURE 25- COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE (x2000) D'UNE VITROCERAMIQUE ENRICHI A LA LEUCITE APRES UN MORDANÇAGE A L'ACIDE FLUORHYDRIQUE DURANT 10 SECONDES. ⁷⁹	36
FIGURE 26- COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE D'UNE VITROCERAMIQUE ENRICHI AU DISILICATE DE LITHIUM APRES UN MORDANÇAGE A L'ACIDE FLUORHYDRIQUE DURANT 20 S. ⁷⁹	37
FIGURE 27- COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE (x1000) DE DIFFERENTES RESINES COMPOSITES. LA PHASE INORGANIQUE APPARAÏT DISPERSÉE. ²⁴	39
FIGURE 28	40
FIGURE 29- SABLAGE DE L'INTRADOS D'UNE COURONNE EN CERAMIQUE	40
FIGURE 30-COUCHE EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE MONTRANT L'EFFET DU SABLAGE SUR LA SURFACE D'UNE CERAMIQUE FELDSPATHIQUE (x2000) ⁸⁸	41
FIGURE 31- MORDANÇAGE A L'ACIDE FLUORHYDRIQUE DE L'INTRADOS D'UNE FACETTE ANTERIEURE EN VITROCERAMIQUE.....	41
FIGURE 32- INFLUENCE DU TEMPS DE MORDANÇAGE SUR LA SURFACE D'UNE VITROCERAMIQUE A BASE DE DISILICATE DE LITHIUM ⁹³	42
FIGURE 33- APPLICATION DE POLYFLUORURES D'AMMONIUM SUR L'INTRADOS D'UNE COURONNE (MONOBOND ETCH AND PRIME IVOCLAR (IVOCLAR-VIVADENT, SCHAAN, LIECHTENSTEIN)).....	45

FIGURE 34- SCHEMA MONTRANT LA LIAISON DU 10-MDP SUR LES OXYDES DE ZIRCONIUM PRESENTS SUR LES SURFACES EN CERAMIQUE	46
FIGURE 35- TABLEAU RECAPITULANT LES TRAITEMENTS DE SURFACE RECOMMANDES AFIN DE POTENTIALISER LA SILANISATION. ^{82,90} ..	46
FIGURE 36- CYLINDRE CHROMATIQUE DE MUNSELL	47
FIGURE 37- SPHERE CHROMATIQUE	48
FIGURE 38- LIMITES DE DIFFERENTS BLOCS USINES EN MICROSCOPIE ELECTRONIQUE A BALAYAGE (x500) ¹⁰⁴ A : LAVA ULTIMATE (3M, SAINT PAUL, USA) B : ENAMIC (VITA ZAHNFABRIK, BAD SÄCKINGEN, GERMANY) C : EMAX CAD (IVOCLAR-VIVADENT, SCHAAN, LIECHTENSTEIN) D : CELTRA DUO (DENTSPLY SIRONA, YORK, USA)	51

Bibliographie:

1. Bazos P., Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent. 2011;
2. Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. Gen Dent. 2017;
3. Forien JB., Fleck C., Cloetens P. Compressive Residual Strains in Mineral Nanoparticles as a Possible Origin of Enhanced Crack Resistance in Human Tooth Dentin. Nano Lett.
4. Bazos P., Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. Int J Esthet Dent. 2014;
5. Hein S., Modric D., Westland S. Objective shade matching, communication, and reproduction by combining dental photography and numeric shade quantification. J Esthet Restor Dent. 2020;
6. Jafri Z., Nafis A., Sawai M. Digital Smile Design-An innovative tool in aesthetic dentistry. J Oral Biol Craniofacial Res. 2020;
7. Roulet J-F, Degrange M. Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. Quintessence Publishing. Chicago, IL; 2000.
8. Fusayama T. New Concepts in Operative Dentistry: Differentiating Two Layers of Carious Dentin and Using an Adhesive Resin. Quintessence Publishing. Chicago, IL; 1980.
9. Nakabayashi N., Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing. Hanover Park; 1998.
10. Magne P., Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach. Quintessence Publishing. Chicago, IL; 2002.
11. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. J Esthet Restor Dent. 2005;
12. Deliperi S., Bardwell ND. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc. 2002;
13. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Rogendorf M. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater. 2004;
14. Le gradient thérapeutique: un concept médical pour les traitements esthétiques. Inf Dent. 2009;((41/42) : 2565-68).
15. Breschi L., Maravic T., Ribeiro Cunha S. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. J Dent Mater. 2018;
16. Pinna R., Maioli M., Eramo S. Carious affected dentine: its behaviour in adhesive bonding. Aust Dent J. 2015;
17. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. J Dent Mater. 2010;

18. Guess PC, Selz FC, Yann-Niclas S. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. Int J Prosthodont. 2013;
19. de Kok P., Pereira GKR, Fraga S. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. J Dent Mater. 2017;
20. Meyenberg K. The ideal restoration of endodontically treated teeth - structural and esthetic considerations: a review of the literature and clinical guidelines for the restorative clinician. Eur J Esthet Dent. 2013;
21. Collares K., Correã BM., Laske M. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. J Dent Mater. 2016;
22. Czigola A., Abram E., Kovacs IZ. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. J Esthet Restor Dent. 2019;
23. Bagis B., Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. J Dent. 2013;
24. Egilmez F., Ergun G., Cekic-Nagas I. Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. J Dent Mater. 2013;
25. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. Int J Esthet Dent. 2017;
26. Richard A. Les céramiques hybrides: mythe ou réalité? Réal Clin. 2020;31(3):218-28.
27. Marniquet S, Attal J, Tapie L. Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée guide pratique synthétique. Inf Dent. 2014;(96(20)):59-64.
28. Goldberg M. Histologie de l'émail. In: Encyclopédie Médico-chirurgicale. Elsevier-Masson. 2007.
29. Koldehoff J., Swain V.M., Schneider A G. The geometrical structure of interfaces in dental enamel: A FIB-STEM investigation. Acta Biomater. 2020;
30. Chen H., Liu Y. Teeth. In: Advanced ceramics in dentistry. Elsevier. Amsterdam; 2014. p. 12-21.
31. Beniash E., Stifler A. C., Chang-Yu S. The hidden structure of human enamel. Nat Commun. 2019;
32. Lopes GC, Thys DG, Klaus P. Enamel acid etching: a review. Compend Contin Educ Dent. 2007;18-24.
33. Lacruz S. R., Habelitz S., Wright T.J. Dental enamel formation and implications for oral health and disease. Physiol Rev Am Physiol Soc. 2017;
34. Mukherjee K., Ruan Q. Peptide-Based Bioinspired Approach to Regrowing Multilayered Aprismatic Enamel.
35. Lasfargues JJ, Colon P. Email dentaire. In: Odontologie Conservatrice et Restauratrice Tome 1: Une approche médicale globale. CdP. Rueil-Malmaison; 2009. p. 33-47.
36. Mount G.J., Hume W.R. Préservation et restauration de la structure dentaire. De Boeck supérieur. Louvain-la-Neuve; 2002.

37. Lynch C. D., O'Sullivan V. R., Dockery P. Hunter-Schreger Band patterns and their implications for clinical dentistry. J Oral Rehabil. 2011;
38. Hong He L., Swain V. M. Enamel - a « metallic-like » deformable biocomposite. J Dent. 2007;
39. Lasfargues JJ, Colon P. Maladie carieuse. In: Odontologie Conservatrice et Restauratrice Tome 1: une approche médicale globale. CdP. Rueil-Malmaison; 2009. p. 135-76.
40. Tedesco T. K., Soares F.Z., Grande R. H. Effect of cariogenic challenge on bond strength of adhesive systems to sound and demineralized primary and permanent enamel. J Adhes Dent. 2014;
41. Crawford PJM, Aldred M., Bloch-Zupan A. Amelogenesis imperfecta. Orphanet J Rare Dis. 2007;
42. Gadhia K., McDonlad S., Arkutu N. Amelogenesis imperfecta: an introduction. Br Dent J. 2012;
43. Sa Y., Liang S., Ma X., Lu S. Compositional, structural and mechanical comparisons of normal enamel and hypomaturation enamel. Acta Biomater. 2014;
44. Torres-Gallegos I., Zavala-Alonso V, Patino-Marin N. Enamel roughness and depth profile after phosphoric acid etching of healthy and fluorotic enamel. Aust Dent J. 2012;
45. Torres-Gallegos I., Martinez-Castanon GA, Loyola-Rodriguez J.P. Effectiveness of bonding resin-based composite to healthy and fluorotic enamel using total-etch and two self-etch adhesive systems. J Dent Mater. 2012;
46. Elhennawy K., Manton J. D., Crombie F. Structural, mechanical and chemical evaluation of molar-incisor hypomineralization-affected enamel: A systematic review. Arch Oral Biol. 2017;
47. Lasfargues JJ, Colon P. Complexe pulpo-dentinaire. In: Odontologie Conservatrice et Restauratrice Tome 1: Une approche médicale globale. CdP. Rueil-Malmaison; 2009. p. 49-71.
48. Panagakos F. Dentin Hypersensitivity: Effective treatment with the breakthrough Pro-Argin technology. Aegis Dent Netw. 2011;7.
49. Lenzi LT, Guglielmi AC, Arana-Chaveze VE. Tubule density and diameter in coronal dentin from primary and permanent human teeth.
50. Goldberg M. Histologie du complexe pulpo-dentinaire. In: Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Elsevier-Masson. 2008. (Stomatologie & Odontologie/ 22-007-B-10).
51. Tagami J., Hosoda H., Burrow M.F. Effect of aging and caries on dentin permeability. Proc Finn Dent Soc. 1992;(88 (suppl 1)):149-54.
52. Mena-Serrano AP., Garcia EJ, Perez MM. Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. J Appl Oral Sci. 2013;
53. Shields ED, Bixler D, El-Kafrawy AM. A proposed classification for heritable human dentine defects with a description of a new entity. Arch Oral Biol. 1973;
54. Antonini LG, Ulder HU. Discoloration of teeth from tetracyclines--even today? Rev Suisse Odonto-Stomatol. 2011;

55. Harnirattisai C, Senawongse P, Tagami J. Microtensile bond strengths of two adhesive resins to discolored dentin after amalgam removal. J Dent Res. 2007;
56. Scholtanus JD, Van der Hoorn W, Ozcan M. Staining of dentin from amalgam corrosion is induced by demineralization. Am J Dent. 2013;
57. Niu X., Rahbar N., Farias S. Bio-inspired design of dental multilayers: experiments and model. J Mech Behav Biomed Maerials. 2009;
58. Bechtle S., Fett T., Rizzi G., Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. Biomaterials. 2010;
59. Saroglu I, Aras S, Oztas D. Effect of deproteinization on composite bond strength in hypocalcified amelogenesis imperfecta. Oral Dis. 2006;
60. Venezie RD, Vadiakas G., Christensen JR. Enamel pretreatment with sodium hypochlorite to enhance bonding in hypocalcified amelogenesis imperfecta: case report and SEM analysis. Pediatr Dent. 1994;
61. Wright JT, Duggal MS, Robinson C. The mineral composition and enamel ultrastructure of hypocalcified amelogenesis imperfecta. J Craniofacial Genet Dev Biol. 1993;
62. Pugach MK, Ozer F., Li Y. The use of mouse models to investigate shear bond strength in amelogenesis imperfecta. J Dent Res. 2011;
63. Gandhi S., Crawford P., Shellis P. The use of a « bleach-etch-seal » deproteinization technique on MIH affected enamel. Int J Paediatr Dent.
64. Albaladejo A, Osorio R., Toledano M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;
65. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. 1998;
66. Marchesi G, Frassetto A., Visintini E. Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. Eur J Oral Sci. 2013;
67. Karakaya S., Unlu N., Say EC. Bond strengths of three different dentin adhesive systems to sclerotic dentin. J Dent Mater. 2008;
68. Didier Dietschi 1 , Ana Argente. A comprehensive and conservative approach for the restoration of abrasion and erosion. Eur J Esthet Dent. 2011;
69. Loomans B., Opdam N., Attin T. Severe Tooth Wear: European Consensus Statement on Management Guidelines. J Adhes Dent. 2017;
70. Francesca Vailati, Sylvain Carciofo. Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Int J Esthet Dent. 2016;
71. S Banerji 1 , S B Mehta, B J Millar. Cracked tooth syndrome. Part 2: restorative options for the management of cracked tooth syndrome. Br Dent J. 2021 new one 2010;
72. Ricucci D., Siqueira Jr JF, Loghin S. The cracked tooth: histopathologic and histobacteriologic aspects. J Endod. 2015;

73. Politano G., Van Meerbeek B., Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. J Adhes Dent. 2018;
74. Federico Ferraris, Eliseo Sammarco, Gabriella Romano, Sergio Cincera, Giulio Marchesi. Comparison of posterior indirect adhesive restorations (PIAR) with different preparation designs according to the adhesthetics classification. Part 1: Effects on the fracture resistance. Int J Esthet Dent. 2021;
75. Rocca T.R., Rizcalla N., Krejci I. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. Int J Esthet Dent. 2015;
76. Magne P., Speafico RC. Deep margin Elevation : A Paradigm Shift. Am J Esthet Dent. 2012;2:86-96.
77. Ferraris F. PIAR preparation design.
78. Jean-François Lasserre. Au coeur de la céramique. In: Fusion. Quintessence Publishing. 2020. p. 280-315.
79. Zhang Y., Sailer I., Lawn RB. Fatigue of dental ceramics. J Dent. 2013;
80. Montazerian M., Zanutto DE. Bioactive and inert dental glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2017;
81. Ritzberger C., Apel E., Höland W. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. Materials. 2010;
82. Willard A., Chu G.T. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. Kaohsiung J Med Sci. 2018;
83. Zandparsa R., El Huni RM, Hirayama H. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2016;
84. Spitznagel, Blatz. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. J Esthet Restor Dent. 2014;
85. Facenda J., Borba M., Corazza P.H. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). J Esthet Restor Dent. 2018;
86. Mainjot A.K, Dupont NM, Oudkerk JC. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. J Dent Res. 2016;
87. Della Bona A., Corazza P., Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. 2014;
88. Flury S., Schmidt S., Peutzfeldt A. Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. J Dent Mater. 2016;
89. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments. Silicon. juill 2011;3(3):117-23.
90. Valian A., Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: scanning electron microscopy analysis. J Adv Prosthodont. 2014;

91. Eldafrawy M., Ebroin M. G. Bonding to CAD-CAM Composites: An Interfacial Fracture Toughness Approach. Res Rep Biomater Bioeng. 2017;
92. Tian T., Kit-Hon Tsoi T., Matinlinna J. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. J Dent Mater. 2014;
93. Nagayassu. Effect of surface treatment on the SBS of a resin based cement to porcelain. 2006;
94. Jean-François Lasserre. Coller la céramique. In: Quintessence Publishing. 2020. p. 127-209.
95. Zogheib L., Della Bona A., Kimpara E. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. Braz Dent J. 2011;
96. Peumans, Bajraktarova Valjakova, De Munck. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. J Adhes Dent. 2016;
97. Corazza PH, Cavalcanti SC., Queiroz JR. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. J Adhes Dent. 2013;
98. Bertolini. Hydrofluoric acid: A review of toxicity. J Emerg Med. 1992;
99. Keiichi Yoshida. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. J Biomed Mater Res. 2006;
100. Özcan. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent. 2015;
101. Wolfart M., Lehmann F., Wolfart S. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. J Dent Mater. 2009;
102. Lawson NC, Janyavula S. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. J Dent. 2014;
103. Abdallah Awada, Dan Nathanson. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2015;
104. Özarslan & al. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. J Adv Prosthodont. 2016;
105. Aboushelib, Elsafi. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. J Dent Mater. 2016;
106. Chavali R., Nejat H.A., Lawson C.N. Machinability of CAD-CAM materials. J Prosthet Dent. 2017;
107. De Paula Silveira AC., Chaves SB, Hilgert LA. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. J Prosthet Dent. 2017;
108. El Ghouli A.W., Ozcan M., Ounsi H. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2020;

CONCEPT DE PREPARATION POUR RESTAURATION ADHESIVE INDIRECTE EN SECTEUR POSTERIEUR

RESUME : La diversification des biomatériaux prothétiques, des protocoles de préparation, et des impératifs de traitement en dentisterie adhésive a amené à un nouveau concept de traitement, se voulant biomimétique. Dans l'ère du minimalement invasif, les restaurations partielles adhésives en secteur postérieur ont aujourd'hui un champ d'indication très large. L'objet de cette thèse sera de décrire les concepts de préparations pour restaurations adhésives indirectes en secteur postérieur. La première partie s'intéressera à des généralités pour replacer ce sujet dans le contexte des dernières évolutions en dentisterie adhésives. La deuxième partie visera à décrire l'analyse structurale qualitative et quantitative des tissus dentaires lors de la préparation du substrat dentaire. La dernière partie sera dédiée à la description des impératifs de choix de la pièce prothétique et son collage.

TITRE EN ANGLAIS : PREPARATION CONCEPT FOR POSTERIOR INDIRECT ADHESIVE RESTORATION

SUMMARY:

Diversification of prosthetic biomaterials, tooth preparation protocols and treatment imperatives in adhesive dentistry led to a new concept of treatment, describing itself as biomimetic. In a minimal invasive era, posterior partial adhesive restorations have a very large set of indications. The purpose of this work is to assess the preparation concept for posterior indirect adhesive restorations. The first part will introduce and contextualize the current paradigm in adhesive dentistry. Second part will describe the structural analysis, both qualitative and quantitative, of dental tissues during tooth preparation and build up. Lastly, the third part will analyze the restorative phase, prosthetic management, and bonding phase.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : biomimétisme ; onlay ; overlay ; restauration partielle collée ; restauration adhésive indirecte postérieure ; préparation dentaire ; collage ; vitrocéramique ; céramique hybride ; dôme de compression

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire 3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr Jérôme FISSE