

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2020

N° :

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 9 juillet 2020

Par Constance DELEBARRE

Née le 17 novembre 1994 à Beuvry – France

INTERÊT DE L'OVERLAY DANS LA PRISE EN CHARGE DES FÊLURES DENTAIRES

JURY

Président :

Monsieur le Pr. P. BEHIN

Assesseurs :

Monsieur le Dr. P. BOITELLE

Monsieur le Dr. J. VANDOMME

Monsieur le Dr. W. PACQUET

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	E. BOCQUET
Vice-Doyen	:	A. DE BROUCKER
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
C. DELFOSSE	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L.ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires (Paris V)

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée (Paris V)

Docteur en Odontologie de l'Université Paris DESCARTES (Paris V)

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la Présidence de cette thèse, et je vous en remercie. La qualité de votre enseignement théorique et de votre encadrement clinique auprès de tous les étudiants vous font honneur. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein du jury, pour vos précieux conseils en clinique, pour votre capacité à rendre les choses accessibles avec sympathie, veuillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Département Prothèses (58-01)

Responsable du département Prothèses

Docteur en Biologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et médicales

Master II de l'Université de Lille 2

*Vous avez sans hésitation accepté de faire partie de ce jury et je vous en remercie.
Je vous suis reconnaissante pour votre accessibilité et votre implication envers les
tous les étudiants. Veuillez trouver en ce travail toute ma gratitude et mon profond
respect.*

Monsieur le Docteur William PACQUET

Doctorat de Chirurgie Dentaire

Master d'ingénierie de la santé et biomatériaux

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Réhabilitation orale

Département Sciences anatomiques

Exercice privé

Table des matières

INDEX DES ABREVIATIONS	14
INTRODUCTION	15
1 BIOMECHANIQUE DES TISSUS DENTAIRES	16
1.1 INTRODUCTION	16
1.2 EMAIL	17
1.2.1 Aspect histologique.....	17
1.2.2 Caractéristiques mécaniques.....	18
1.3 DENTINE	20
1.3.1 Aspect histologique.....	20
1.3.2 Caractéristiques mécaniques.....	21
1.4 JONCTION AMELO-DENTINAIRE.....	22
1.4.1 Aspect histologique.....	22
1.4.2 Caractéristiques mécaniques.....	23
1.5 BIOMECHANIQUE DES DENTS POSTERIEURES	24
1.5.1 Généralités.....	24
1.5.2 Prévalence	24
1.5.3 Facteurs prédisposants	26
1.6 APPROCHE ANATOMO-PATHOLOGIQUE DES FELURES.....	27
1.6.1 Au niveau de l'émail.....	27
1.6.2 Au niveau de la dentine	31
1.6.3 Au niveau de la jonction amélo-dentinaire.....	33
2 LES FELURES DENTAIRES	36
2.1 INTRODUCTION	36
2.2 LES DIFFERENTS TYPES DE FELURES	36
2.2.1 La craquelure de l'émail.....	37
2.2.2 La fêlure cuspidienne	38
2.2.3 La fêlure coronaire verticale	38
2.2.4 La fêlure corono-radiculaire.....	39
2.2.5 La fracture radiculaire verticale.....	39
2.3 LES ETIOLOGIES	40
2.4 CONSEQUENCES	41
2.4.1 Impact biologique.....	41
2.4.2 Impact mécanique	43
2.5 DIAGNOSTIC	44
2.5.1 Méthodes diagnostiques.....	44
2.5.1.1 L'entretien clinique	44
2.5.1.2 Le test du mordu	44
2.5.1.3 La transillumination.....	45
2.5.1.4 Les tests de sensibilité pulpaire.....	46
2.5.1.5 Les tests parodontaux	46
2.5.1.6 Les examens radiologiques.....	46
2.5.1.7 La dépose de la reconstitution coronaire	48
2.5.1.8 L'exploration chirurgicale.....	48
2.5.1.9 Technologie quantitative induite par la lumière ou QLF	49
2.5.2 Diagnostic différentiel.....	50
2.6 PRONOSTIC	51
3 STRATEGIES DE TRAITEMENT DES FELURES DENTAIRES	52
3.1 GENERALITES	52

3.2	LIMITER L'INFILTRATION BACTERIENNE	52
3.3	BIOMIMÉTISME	54
3.3.1	<i>Définitions</i>	54
3.3.2	<i>Approche biomimétique en prothèse</i>	54
3.3.2.1	Email.....	55
3.3.2.2	Dentine.....	56
3.3.2.3	Jonction amélo-dentinaire	56
3.3.3	<i>Intérêt dans la dissipation des contraintes</i>	57
3.4	LIMITER LA PROPAGATION DE LA FELURE.....	58
3.4.1	<i>Le collage</i>	58
3.4.2	<i>Le recouvrement</i>	58
3.4.3	<i>Le ceinturage</i>	60
4	L'OVERLAY DANS LA PRISE EN CHARGE DES FELURES DENTAIRES.....	61
4.1	DEFINITION ET PRINCIPES	61
4.2	INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS	62
4.2.1	<i>Indications</i>	62
4.2.2	<i>Contre-indications</i>	62
4.3	PRINCIPE DE REALISATION.....	63
4.4	CHOIX DES MATERIAUX	68
4.4.1	<i>Composite</i>	68
4.4.2	<i>Céramique</i>	70
4.5	TECHNIQUE D'ASSEMBLAGE	73
5	CONCLUSION.....	76
6	BIBLIOGRAPHIE	77
	TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	84

Index des abréviations

AAE : American Association of Endodontists

GPa : Gigapascal

IDS : Immediate Dentin Sealing

JAD : Jonction amélo-dentinaire

MPa : Mégapascal

QLF : Quantitative Light Fluorescence

Introduction

L'organe dentaire est une structure complexe composée de différents tissus durs [1]. Elle reste cependant une structure élastique et résistante capable de résister aux forces masticatoires qui lui sont imposées. Malgré ces différentes propriétés, les contraintes mécaniques peuvent induire au sein des tissus dentaires, des fêlures. Selon l'American Association of Endodontists, il s'agit de fractures incomplètes allant d'un niveau coronaire vers un niveau apical.

Des mécanismes internes au niveau de l'émail, de la dentine ou de la jonction amélo-dentinaire, permettent une résistance à la croissance de ces fêlures, évitant ainsi une rupture de ces tissus. Cependant, il existe également des facteurs prédisposants, notamment au niveau des dents postérieures sollicitées lors de la mastication.

Les fêlures sont difficilement observables, la symptomatologie est variée. Leur diagnostic est difficile ce qui rend leur traitement complexe pour le praticien.

Les objectifs du traitement des fêlures sont d'assurer la cohésion des fragments afin de limiter la propagation, éviter les infiltrations bactériennes et préserver les structures dentaires résiduelles. Les stratégies de traitement exposées dans ce travail respectent ce cahier des charges tout en assurant un biomimétisme. Le but est de voir comment la thérapeutique proposée, l'overlay, permet la conservation des fonctions mécaniques, biologiques et esthétiques. La mise en œuvre de ce type de pièce prothétique, les indications et les différents matériaux possibles seront exposés dans ce travail afin de faciliter la prise en charge des fêlures.

Dans un premier temps nous analyserons les principes biomécaniques des différents tissus dentaires, puis nous nous attarderons sur les fêlures dentaires pour ensuite connaître les stratégies de leurs traitements. Dans un dernier temps, nous verrons comment l'overlay peut être indiqué dans la prise en charge de ces fêlures.

1 Biomécanique des tissus dentaires

1.1 Introduction

Chaque dent est composée de différents tissus durs : l'émail, la dentine et le cément, représentés sur la figure 1 [2].

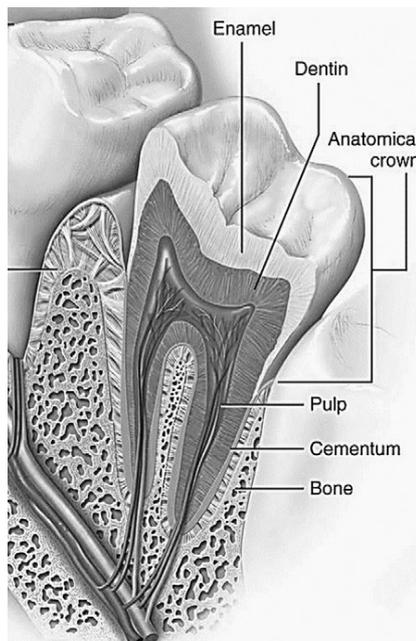


Figure 1: Schéma de l'anatomie d'une dent

[2]

D'un point de vue mécanique, une dent est une structure très élastique et résistante, conçue pour résister à des charges de mastication jusque 700 Newton et durer tout au long de la vie. Bien que les tissus dentaires soient capables de résister aux exigences des fonctions de la cavité buccale, il existe des faiblesses qui constituent une préoccupation majeure dans le domaine de la dentisterie restauratrice [2]. La forme et la répartition des différents tissus dentaires sont étroitement liées à la fonction des dents [3].

1.2 Email

1.2.1 Aspect histologique

L'émail est la couche la plus superficielle d'une couronne dentaire et le tissu le plus dur du corps humain. Il recouvre la dentine et protège le complexe dentino-pulpaire. Son épaisseur varie en fonction de sa localisation anatomique [4,5].

L'émail est composé de minéraux qui représentent environ 96% du poids de l'émail, 1% de matières organiques et 3% d'eau [5–7]. C'est le tissu le plus minéralisé du corps humain [2].

La phase organique est composée de deux groupes de protéines : les amélogénines et non amélogénines. La teneur en protéines de l'émail augmente de la surface occlusale vers la jonction amélo-dentinaire [4].

La phase minérale ou inorganique est composée de cristaux d'hydroxyapatite [2,4,7].

Les cristaux sont superposés et alignés et forment les prismes de l'émail, ou bâtonnets. Les bâtonnets d'émail s'étendent perpendiculairement de la jonction amélo-dentinaire à la surface occlusale de la dent et sont disposés de manière parallèle entre eux [7]. Le diamètre des prismes augmente de la jonction amélo-dentinaire vers la surface extérieure de la dent [2].

La plupart des prismes s'achèvent juste avant la surface externe de la dent. A la surface occlusale, l'émail présente une microstructure amorphe, c'est-à-dire sans prismes correctement définis. L'émail est donc composé d'émail prismatique et aprismatique [2,4].

L'émail peut être divisé en « émail externe » c'est-à-dire proche de la surface extérieure de la dent, les prismes étant parallèles entre eux et en « émail interne » à proximité de la jonction amélo-dentinaire où les prismes s'entrelacent [5].

Les prismes sont entourés d'une gaine de matrice organique non collagénique (Figure 2) [7,8].

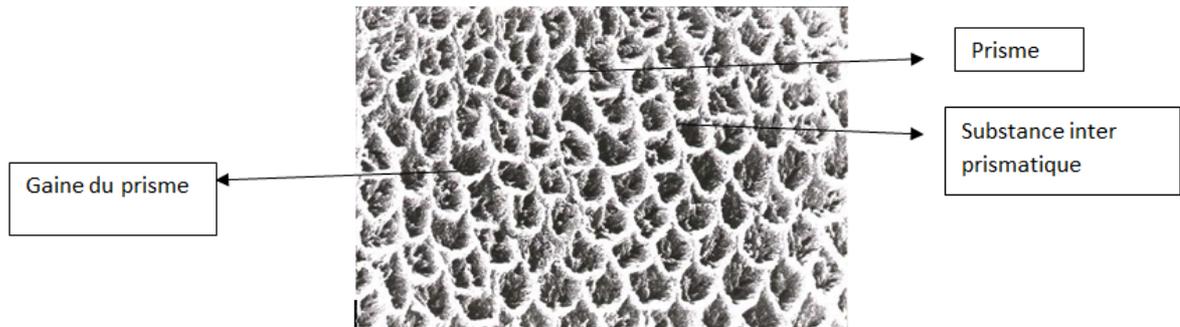


Figure 2 : Image au microscope à balayage des prismes d'émail

[4]

1.2.2 Caractéristiques mécaniques

L'un des rôles de l'émail est de répartir le stress en transférant la charge verticalement à la racine et horizontalement à la dentine via la jonction amélo-dentinaire [9].

Les propriétés mécaniques de l'émail en moyenne [4] :

- Module d'élasticité : 80 Gigapascal (GPa)
- Résistance en traction : 10 Mégapascal (MPa)
- Résistance à la compression : 384 MPa
- Résistance au cisaillement : 90 MPa
- Dureté Vickers : 400

La dureté (qui peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale) et le module d'élasticité (qui caractérise la rigidité d'un élément) de l'émail diminuent progressivement de la surface de l'émail à la jonction amélo-dentinaire. L'émail en surface présente une dureté et un module d'élasticité plus élevés qu'au niveau de la jonction amélo-dentinaire [7,10]. L'émail en surface présente une résistance plus faible à l'apparition et à la croissance des fêlures [8].

La disposition des prismes et la gaine de protéines autour de ces prismes confèrent un caractère anisotrope mécanique et structurel à l'émail (c'est-à-dire que les propriétés varient selon la direction considérée) [8,10].

Au niveau de l'émail interne, on trouve un entrecroisement des prismes appelé la zone de décussation. Cela confère la ténacité de l'émail c'est-à-dire une forte résistance à la rupture et une faible aptitude à la propagation de fêlures [8].

L'étude de Milicich apporte un concept selon lequel l'émail agit comme un dôme de compression, à l'image du dôme d'une cathédrale : la dentine sous-jacente est protégée des forces de traction [11].

Enfin, Chai et coll. ont décrit des zones de défauts appelés « tufts » (Figure 3, indiquées par les flèches noires) situées au niveau de la jonction amélo-dentinaire (JAD), qui améliorent les propriétés mécaniques de l'émail en lui permettant de mieux supporter les contraintes [2,12].

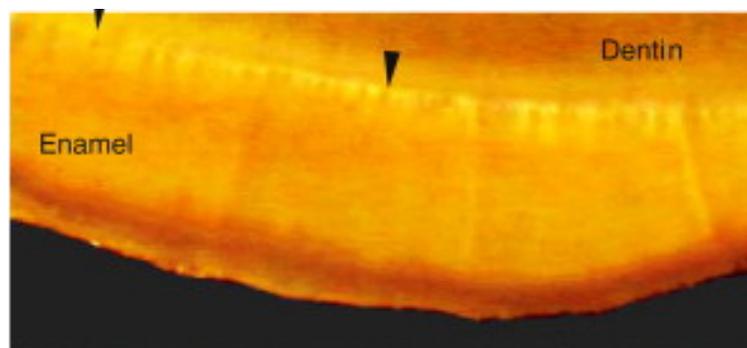


Figure 3 : Coupe montrant les « tufts » au niveau de la JAD

[12]

1.3 Dentine

1.3.1 Aspect histologique

La dentine et la pulpe forment une entité : le complexe dentino-pulpaire. La dentine est recouverte par l'émail au niveau coronaire et le ciment au niveau radiculaire. C'est un tissu mésenchymateux, minéralisé, non vascularisé et sans innervation propre.

La dentine est composée de minéraux qui représentent 45% du poids de la dentine, 33% de matières organiques et 20% d'eau [2,13]. La matrice organique contient 90% de collagène et 10% de matériel non collagénique [4].

La dentine est constituée de tubules, elle a une structure canaliculaire ce qui la rend perméable. Ces tubules dentinaires sont disposés en réseaux et s'étendent vers l'extérieur de la pulpe, la jonction amélo-dentinaire et le ciment [4].

La densité et le diamètre des tubules sont plus faibles au niveau de la jonction amélo-dentinaire et plus élevés au niveau de la chambre pulpaire [2,14].

Chaque tubule est entouré d'un mince manchon de cristaux d'apatites appelé la dentine péri-tubulaire. Entre les tubules, on trouve la dentine inter-tubulaire constituée de fibres de collagènes minéralisées [2,10,15]. Ceci est représenté sur la figure 4 avec « T » désignant un tubule dentinaire, « IT » désignant la dentine inter-tubulaire » et « PT » désignant la dentine péri-tubulaire.

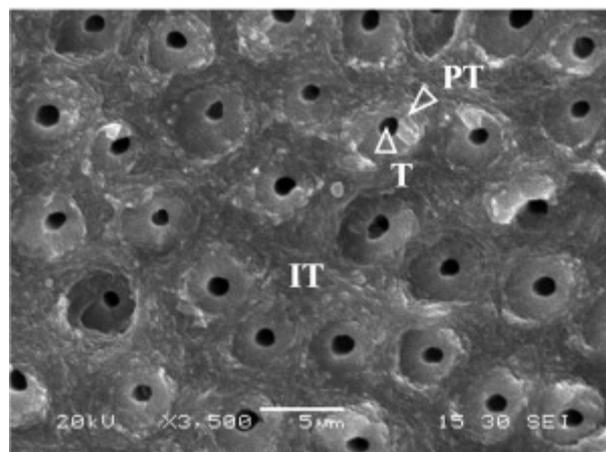


Figure 4 : Microstructure de la dentine

Au niveau de la jonction amélo-dentinaire, les fibrilles de collagène sont orientées de manière aléatoire. Au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la jonction amélo-dentinaire, les fibrilles forment une structure en réseau, perpendiculaire aux tubules dentinaires [5].

Avec l'âge, il y a une oblitération progressive des tubules dentinaires due aux dépôts de minéraux (Figure 5) [13,16,17].

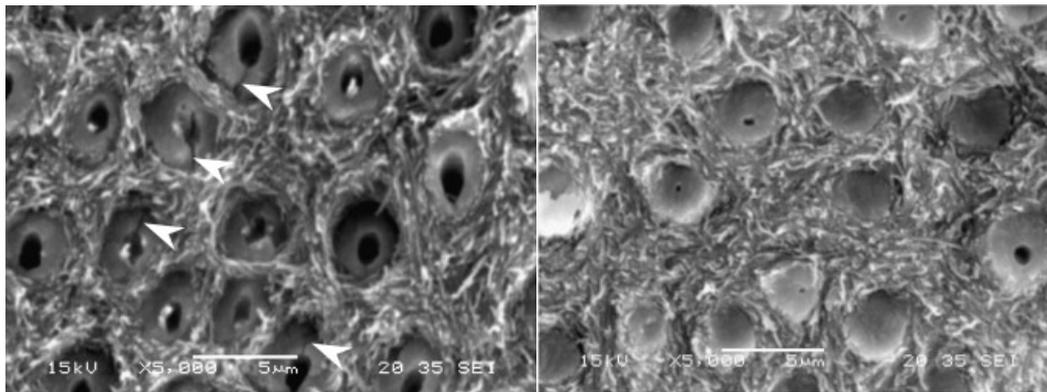


Figure 5 : A gauche une dentine jeune et à droite une dentine âgée

[17]

1.3.2 Caractéristiques mécaniques

Les propriétés mécaniques de la dentine varient en fonction de la teneur en minéraux. La dentine péri-tubulaire hautement minéralisée a un module d'élasticité de 40 GPa alors que la dentine inter-tubulaire plus faiblement minéralisée a un module d'élasticité de 17 GPa [10].

La dureté et la résistance à la fatigue diminuent au fur et à mesure qu'on se rapproche de la pulpe. Au niveau de la jonction amélo-dentinaire on a une élasticité qui permet d'absorber les contraintes transmises au travers de l'émail [10,14]. La ténacité de la dentine adjacente à la jonction amélo-dentinaire (appelée dentine du manteau) est plus élevée en raison de sa teneur plus faible en minéraux. Les tubules dentinaires dans cette zone sont rares [18].

La dentine profonde est moins résistante car on a une augmentation du diamètre des tubules dentinaires et une diminution de dentine inter-tubulaire [14].

La dentine a des propriétés mécaniques de résistance et une capacité de déformation (résilience), on parle d'élasticité dentinaire [4].

Propriétés mécaniques de la dentine en moyenne [4] :

- Module d'élasticité : de 17 GPa à 40 GPa
- Résistance en traction : 98 MPa
- Résistance à la compression : 297 MPa
- Résistance au cisaillement : 138 MPa

La dentine présente un plus grand degré d'anisotropie près de la jonction amélo-dentinaire, et il diminue plus on s'éloigne de celle-ci [19].

La ténacité et la résistance à la fatigue de la dentine diminuent avec l'âge [13].

1.4 Jonction amélo-dentinaire

1.4.1 Aspect histologique

La jonction amélo-dentinaire (JAD) joue un rôle important dans la biomécanique dentaire, mais peu d'éléments sont connus sur sa structure et son comportement mécanique [20]. C'est une interface modérément minéralisée, entre deux tissus hautement minéralisés (l'émail et la dentine) [21].

La JAD a une structure festonnée (Figure 6), avec des concavités au niveau de l'émail et des convexités du côté de la dentine [5,18]. La nature festonnée de la JAD confère un avantage biomécanique à l'intégrité de la dent pendant la mastication [22].

La JAD est une zone d'environ 200 μm d'épaisseur où la proportion en collagène et minéraux est d'environ 50%. La JAD a donc une structure élastique, capable de déformation du fait de sa teneur élevée en collagène. Cela permet d'amortir les charges et contraintes appliquées sur l'émail, pour les transmettre à la dentine [9,23]. Les fibrilles de collagène disposées perpendiculairement à l'interface constituent le mécanisme de renforcement clé de la JAD et expliquent sa résistance, notamment aux fêlures [20].

L'émail, la dentine et la jonction entre les deux forment un complexe biomécanique résistant [24].

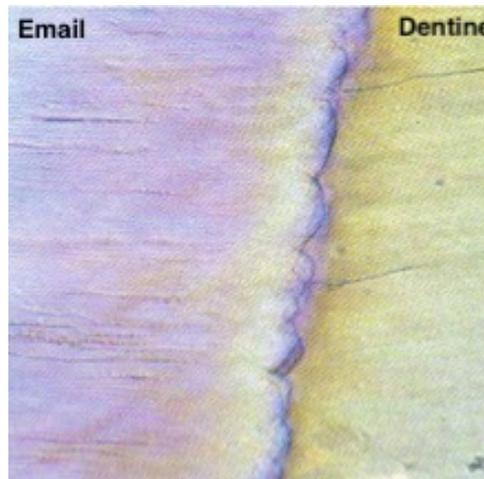


Figure 6 : Aspect festonné de la JAD

[18]

1.4.2 Caractéristiques mécaniques

La jonction amélo-dentinaire a des propriétés mécaniques bien distinctes de celles de l'émail et la dentine. La JAD transfère les charges appliquées sur l'émail et la dentine (par exemple, les forces masticatoires ou un impact) et empêche la propagation des fêlures dans l'émail et la dentine [20]. On retrouve une déflexion des fêlures vers un autre plan lorsqu'elles sont forcées de passer à travers la JAD [21].

La ténacité de la JAD est environ 5 à 10 fois plus élevée que l'émail, mais environ 75% inférieure à la dentine [18].

Les propriétés de résistance à la rupture de la JAD proviennent du changement progressif de la microstructure et des propriétés [18]. On observe une augmentation de la teneur en protéines à proximité de la JAD qui joue un rôle important dans la résistance, notamment à la propagation des fêlures [8,25].

1.5 Biomécanique des dents postérieures

1.5.1 Généralités

L'anatomie des faces occlusales est adaptée aux contraintes que la dent subit [3]. Les molaires sont capables de supporter des charges importantes. Cependant en cas de fêlure par exemple, la capacité de charge sera réduite et l'émail transférera les charges aux composants internes de la dent, pouvant provoquer des douleurs [25].

1.5.2 Prévalence

D'une manière générale, les dents postérieures sont celles qui sont le plus souvent affectées par des fêlures. Les plus atteintes sont : les deuxièmes molaires mandibulaires suivies par les premières molaires mandibulaires et les prémolaires maxillaires [24]. Selon d'autres études, les premières et deuxièmes molaires maxillaires sont plus fréquemment atteintes que les premières molaires mandibulaires [26,27].

Un diagramme a été réalisé grâce à l'étude rétrospective de L. Martin et W. Le Chaffotec, publiée dans une revue francophone et portant sur 126 cas (Figure 7) [28].

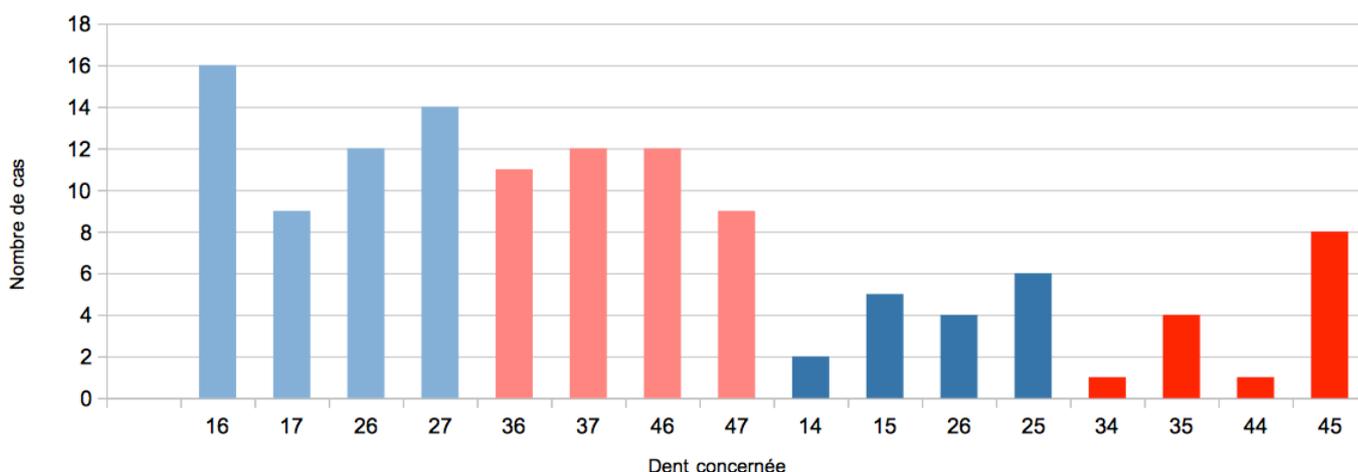


Figure 7 : Diagramme de la prévalence selon l'étude de L.Martin et W.Le Chaffotec

[28]

D'autre part, les cuspides guides (c'est-à-dire les cuspides vestibulaires maxillaires et linguales mandibulaires) sont plus susceptibles de se fêler ou se fracturer, notamment par l'orientation linguale des cuspides linguales mandibulaires [29]. Sur le diagramme ci-dessous (Figure 8), nous pouvons retrouver les résultats de l'étude de Fennis et coll. dont l'étude a porté sur 209 cas.

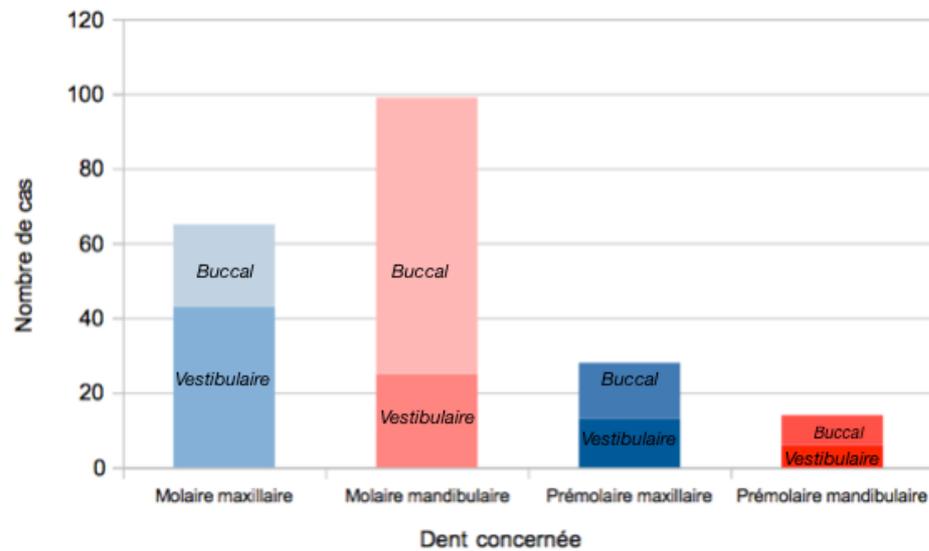


Figure 8 : Diagramme selon l'étude de Fennis et coll.

[29]

En effet les cuspides d'appuis (c'est-à-dire les cuspides palatines maxillaires et vestibulaires mandibulaires) sont plus massives et soutenues occlusalement. Il a été démontré que les faces palatines des molaires maxillaires et les faces vestibulaires des molaires mandibulaires ont un émail plus épais que les autres versants de la couronne [3,30–33]. Les cuspides guides sont soumises aux forces latérales lors des mouvements de diduction mais aussi en cas de para-fonction, elles subissent des contraintes de traction [24,34]. Selon Khaler, la cuspide disto-linguale des molaires mandibulaires est la plus fragile et plus susceptible de se fracturer [35].

En revanche les ponts d'émail et crêtes marginales sont des structures essentielles pour protéger la biomécanique de la couronne [34,36].

1.5.3 Facteurs prédisposants

- Les restaurations profondes et cavités : les préparations occlusales diminuent la résistance des dents proportionnellement la largeur de la préparation [19,32,37,38].
- Le traitement endodontique d'une dent diminue de 5% la résistance à la fracture de la dent [39,40].
- L'effet de coin provoqué par le rapport cuspidé/fosse : par exemple la tension appliquée par les cuspidé mésio-palatines des molaires maxillaires sur les crêtes marginales des molaires mandibulaires provoque une fatigue cyclique [41].
- La perte d'une ou deux crêtes marginales. Une cavité mésio-occlusale (MO) ou disto-occlusale (DO) entraîne une perte de résistance de 46%, contre 63% pour une cavité mésio-occluso-distale (MOD) (Figure 9) [27,37,39].

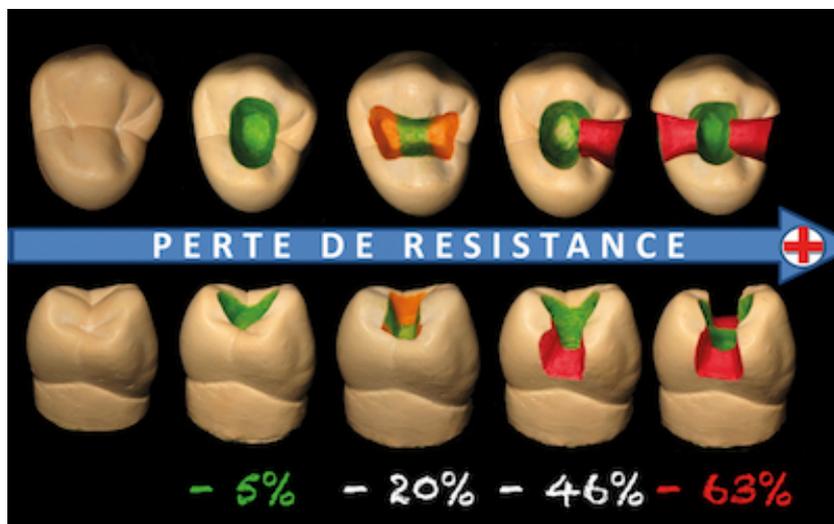


Figure 9 : Gradient de la perte de résistance en fonction du type de cavité

[39]

1.6 Approche anatomo-pathologique des fêlures

1.6.1 Au niveau de l'émail

Les « tufts » améliorent les propriétés de l'émail et fournissent une protection contre les contraintes appliquées sur les dents, mais paradoxalement, ce sont aussi des zones de faiblesse. Chai et coll. ont décrit les « tufts » d'émail comme des défauts intrinsèques de la microstructure qui servent de point de départ au développement des fêlures (Figure 10). Ces tufts sont des zones hypominéralisées avec des concentrations en protéines plus importantes, situées au niveau de la JAD [12,25,42,43]. Ces fêlures naturelles de l'émail s'étendent de la JAD vers la surface occlusale, mais certaines sont arrêtées le long de leur chemin à travers l'émail [2].

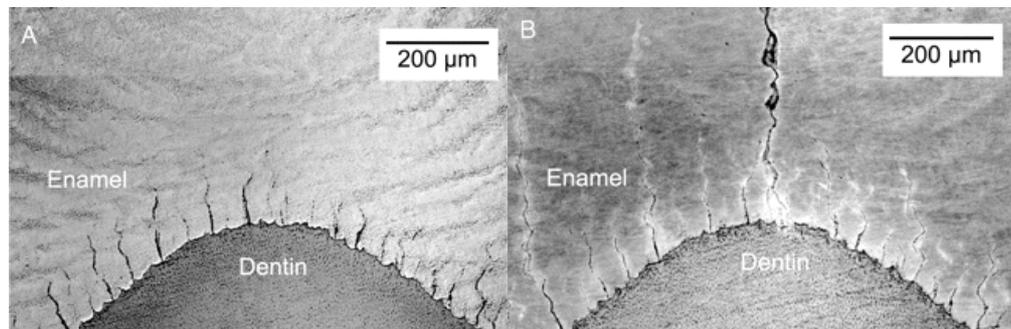


Figure 10 : Développement des fêlures à partir des tufts au niveau de la JAD

[12]

Un certain nombre de mécanismes existent et permettent une augmentation de la résistance à la croissance des fêlures [8] :

- La déviation : dans la région de transition entre l'émail interne et externe, les fêlures sont déviées de 90° [5]. Dans l'émail externe, les prismes sont relativement droits et les fêlures s'étendent le long de ces prismes. Dans l'émail interne, les fêlures rencontrent des prismes obliques ce qui entraîne une déviation (Figure 11) [7].

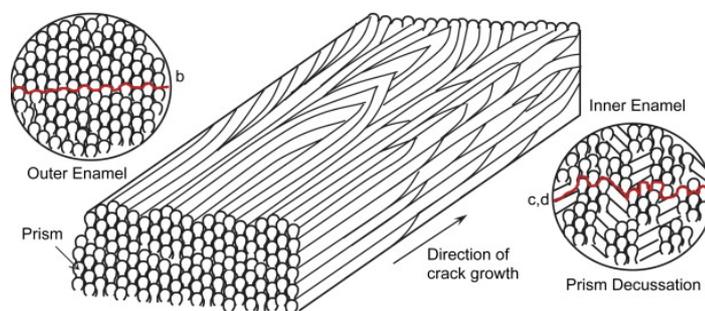


Figure 11 : Schéma de progression de la fêlure dans l'émail externe et interne

[7]

Le changement de microstructure entre l'émail externe et interne provoque une ténacité croissante de l'émail et un changement de direction de propagation de la fêlure (5,40). Les fêlures sont déviées puis arrêtées dans la zone de décussation (zone où les prismes ondulent et se croisent) ou au niveau de la jonction amélo-dentinaire [12]. La figure 12 représente le phénomène de déviation de fêlure, « OE » désigne l'émail externe et « IE » l'émail interne. La flèche blanche indique la direction de la croissance de la fêlure. L'image (b) représente le chemin dans l'émail externe et l'image (c) le chemin dans l'émail interne, où on observe une déviation de la fêlure.

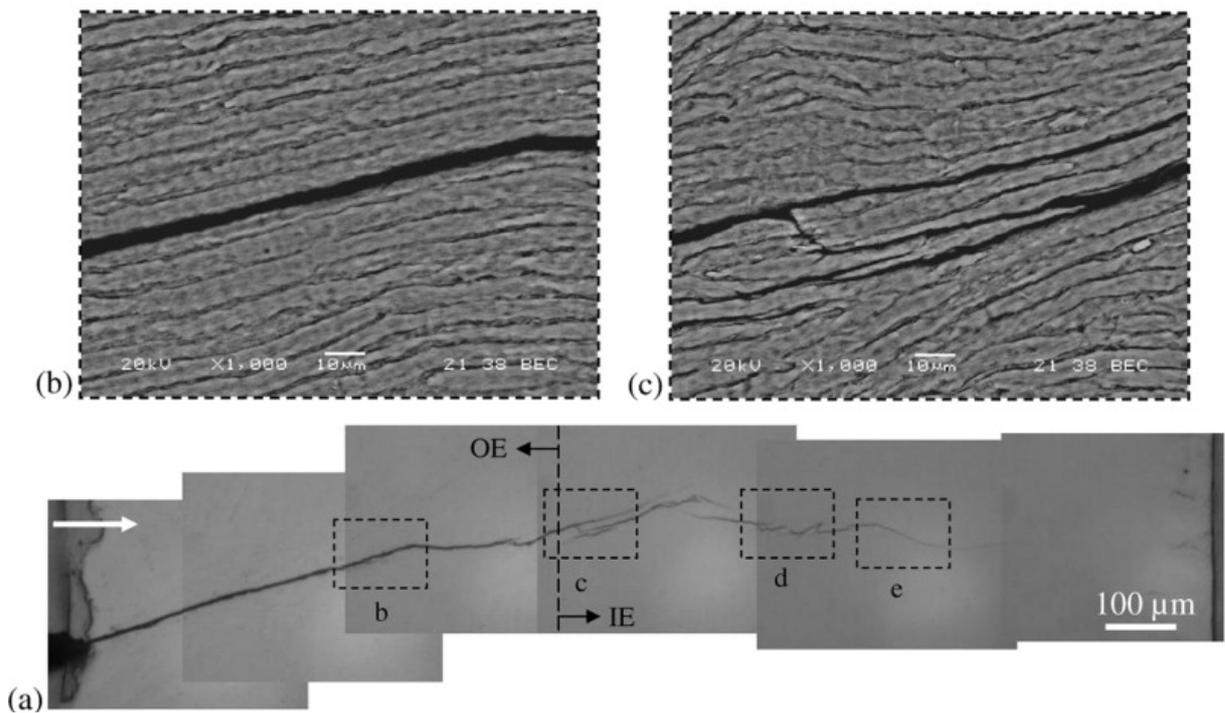


Figure 12 : Croissance et déviation d'une fêlure

[8]

- La microfissuration empêche la propagation de la fêlure dans l'émail interne. La microfissuration se produit en avant de la fêlure en croissance et protège la fêlure principale en réduisant l'intensité de la contrainte locale par la déviation de la fêlure. [5,6,44]
- Le pontage des fêlures (Figures 13 et 14, indiqué par des flèches et cercles) empêche également la propagation de la fêlure dans l'émail interne. Le matériau de pontage est composé de prismes d'émail, d'émail inter-prismatique et de matrice organique. Ces ponts induits par la matrice organique et par les ligaments ininterrompus au sein de l'émail interne favorisent la fermeture des fêlures et stoppent leur propagation [7,45].

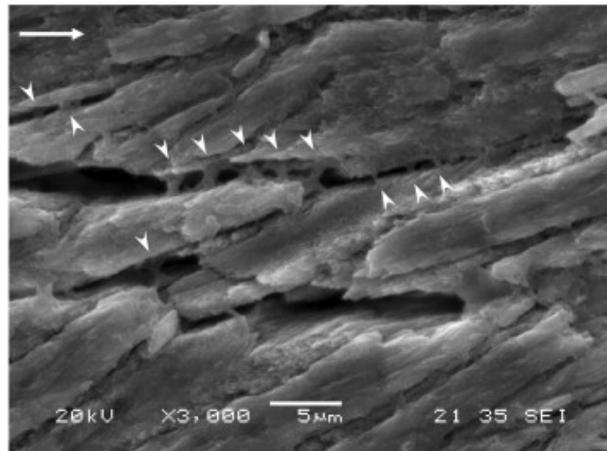


Figure 13 : Phénomène de pontage des fêlures

[8]

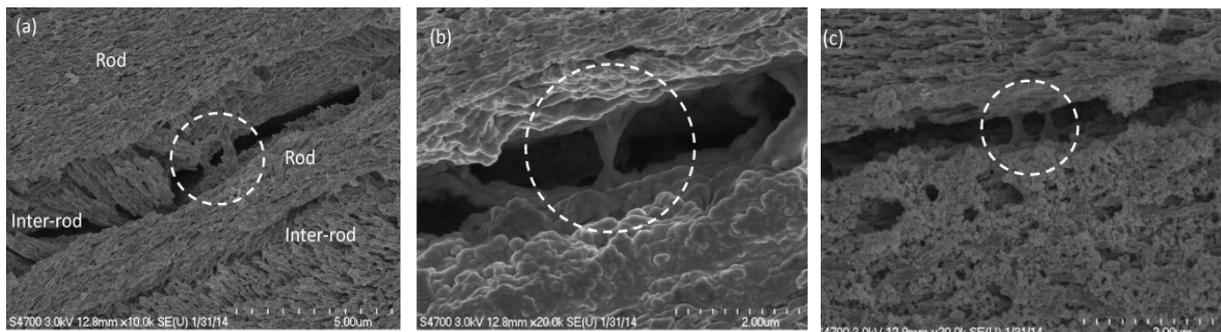


Figure 14 : Pontages dans l'émail à différents grossissements

[44]

Ces mécanismes semblent s'appliquer uniquement dans l'émail interne, particulièrement dans la zone de décussation [8].

1.6.2 Au niveau de la dentine

La propagation de la fêlure dans la dentine est influencée par la microstructure de celle-ci : la densité de la lumière canalaire des tubules dentinaires et leur géométrie. La fêlure va s'étendre de lumière canalaire en lumière canalaire des tubules (Figure 15). La résistance à la fêlure diminue de la JAD vers la pulpe en raison de l'augmentation du nombre de tubules dentinaires et de la diminution du nombre de cristaux d'hydroxyapatite. Cela permet une progression plus facile des fêlures [14].

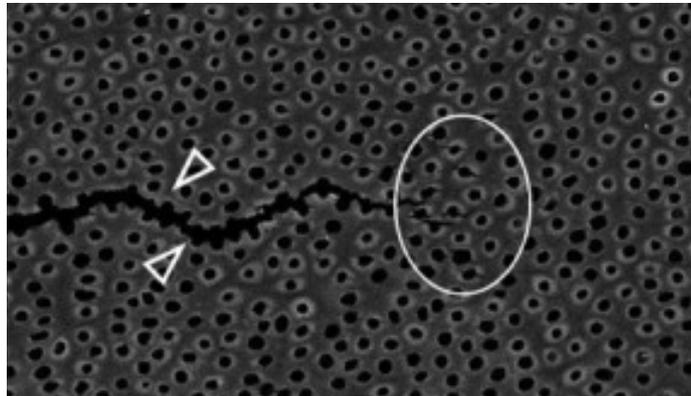


Figure 15 : Extension de lumière en lumière canalaire de fêlures dans la dentine

[2]

Les mécanismes au niveau de la dentine sont sensiblement les mêmes que ceux au niveau de l'émail. Ces mécanismes contribuent à la résistance à la rupture de la dentine [15] :

- La déviation des fêlures [5].

- La microfissuration (Figure 16) et la ramification des fêlures (Figure 17). La microfissuration, de la même manière qu'au niveau de l'émail, se traduit par la redistribution des contraintes devant la fêlure. La ramification d'une fêlure se produit à partir d'une fêlure initiale, et donne lieu à de multiples micro-fêlures qui se protègent mutuellement [14]. Les tubules microfissurés serviraient de catalyseur pour générer la déviation de la fêlure, la ramification de la fêlure le pontage du ligament non fissuré.

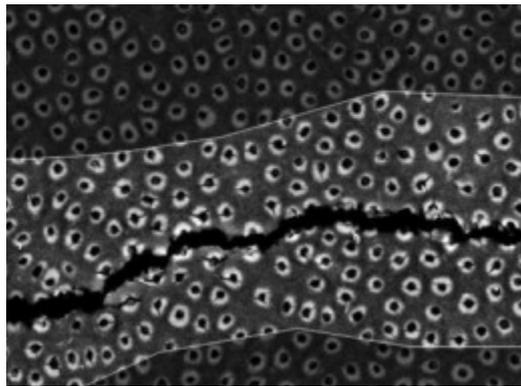


Figure 16 : Mécanisme de microfissuration des tubules

[14]

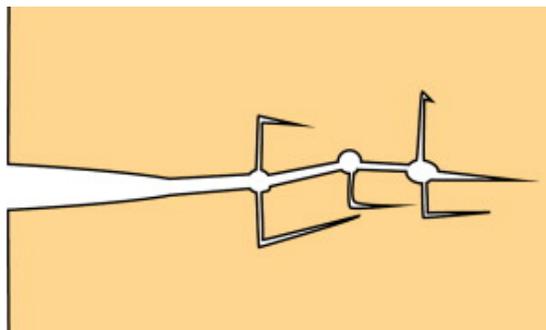


Figure 17 : Ramification d'une fêlure

[13]

- Le pontage des fêlures [13,15] : des ligaments non fissurés et des fibres de collagène vont combler la fêlure et s'opposer à ce que la fêlure s'ouvre davantage [15] (Figure 18).

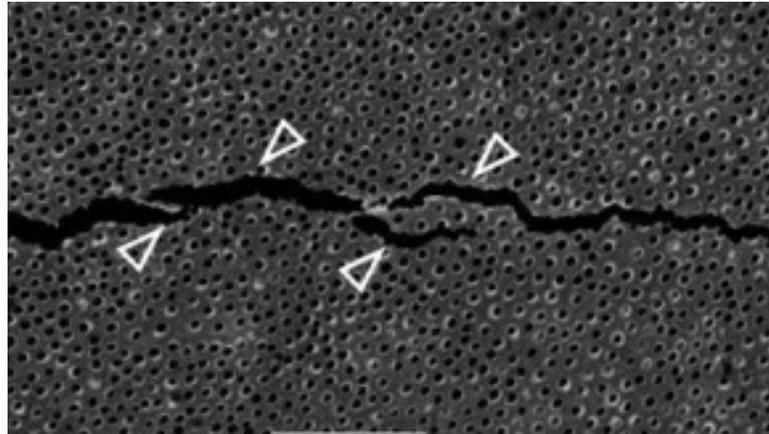


Figure 18 : Pontage de la fêlure par des ligaments non fissurés

[2]

Dans la dentine âgée, ces mécanismes deviennent moins efficaces car la présence de tubules microfissurés est réduite [13].

Les principaux mécanismes de ténacité semblent être le pontage des fêlures et la microfissuration [15].

Il semblerait que la résistance à la croissance des fêlures dues à la fatigue de la dentine diminue avec l'âge et la déshydratation des tissus [16,17].

1.6.3 Au niveau de la jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire sert de barrière entre l'émail et la dentine [18]. Les « tufts » à la JAD peuvent initier une fêlure mais également lutter contre la propagation d'une fêlure, comme expliqué précédemment [6,42]. La micro-anatomie de la JAD favorise le mécanisme d'arrêt des fêlures grâce à sa minéralisation plus faible et à sa teneur plus élevée en collagène, ce qui empêche la concentration de stress [22].

L'arrêt de la fêlure est expliqué par un différentiel de module d'élasticité entre l'émail et la dentine. En effet, la JAD est une zone de transition entre deux entités ayant des modules d'élasticité très différents. L'aspect festonné de la JAD permet une cohésion optimale entre l'émail et la dentine et forme une zone complexe capable de déformation plastique (Figure 19). Le festonnage est plus important là où la JAD est soumise à des contraintes fonctionnelles plus importantes [21].

Sa capacité de déformation plastique permet de résister à la propagation d'une fêlure, grâce à sa teneur élevée en fibres de collagène. La JAD est une interface solide car les fêlures le long de la JAD sont rares. Une déviation de la fêlure se produit à proximité de la JAD, de la même manière qu'entre l'émail interne et externe [5,20].

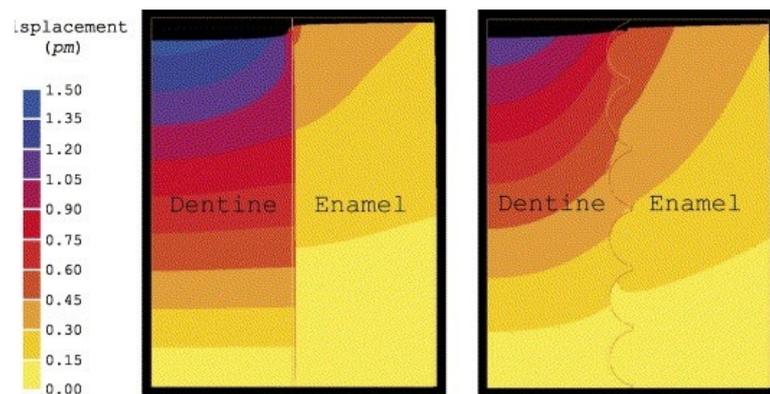


Figure 19 : Modèles de déplacement sur une JAD droite et festonnée

[22]

Il a été constaté que le mécanisme d'arrêt des fêlures (Figure 20) n'apparaît que si les fêlures s'approchent de la JAD du côté de l'émail, vers la dentine [5]. La dentine du manteau, qui est la dentine qui jouxte la JAD, participe à l'arrêt des fêlures grâce à sa ténacité (sa teneur en minéraux est plus faible) et au fait qu'elle contienne peu de tubules dentinaires.

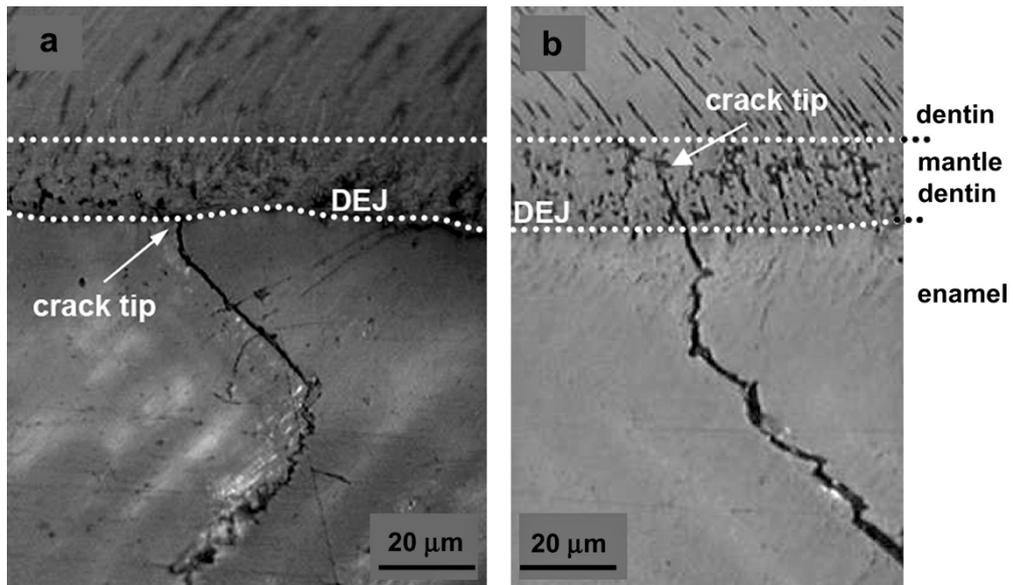


Figure 20 : Arrêt des fêlures dans la région de la JAD

[5]

2 Les fêlures dentaires

2.1 Introduction

En 1957, apparaît le terme de « fracture incomplète » (4). Cameron remplace rapidement celui-ci par la notion de « cracked-tooth syndrome » en 1964 [46].

En 1995, Martin et Attal traduisent cela en français par le syndrome de la dent fissurée, décrit comme une « fracture, difficilement visible, sur une dent douloureuse à l'application du froid et sous pression, évoluant vers la nécrose alors que la pulpe et le parodonte semblent sains » [4,47].

Puis en 2001, Ellis apporte une nouvelle définition en décrivant la fêlure comme « un plan de fracture de profondeur et de direction inconnue, traversant une structure dentaire qui, s'ils ne sont pas déjà impliqués, peut progresser pour communiquer avec la pulpe et/ou le ligament parodontal » [48].

Le terme « fêlure » désigne une fracture dentaire longitudinale incomplète (FDLI), sans séparation ni mobilité visible des fragments. Les termes de fissure ou craquelure peuvent également être utilisés.

C'est à distinguer des fractures dentaires longitudinales complètes. Deux fragments sont alors mobiles et séparables [49].

2.2 Les différents types de fêlures

L'American Association of Endodontists (AAE) définit les fêlures coronaires amélo-dentaires comme des fractures incomplètes qui s'initient au niveau coronaire et s'étendent apicalement, avec le plus souvent une direction mésio-distale [50].

L'American Association of Endodontists a identifié 5 catégories :

- Les craquelures de l'émail
- Les fêlures cuspidiennes
- Les fêlures coronaires verticales
- Les fêlures corono-radiculaires
- Les fractures radiculaires verticales

2.2.1 La craquelure de l'émail

C'est le cas de la plupart des dents postérieures chez les adultes. C'est une fêlure superficielle qui touche généralement les crêtes marginales, peut croiser celles-ci et s'étendre le long des surfaces vestibulaires et buccales. Elle peut intéresser également les dents antérieures (Figure 21). Elle concerne uniquement l'émail et s'arrête à la jonction amélo-dentinaire. Elle ne provoque en général aucune douleur, donc issue d'une découverte fortuite la plupart du temps [49,51].



Figure 21 : Craquelure de l'émail

[52]

2.2.2 La fêlure cuspidienne

La fêlure touche la crête marginale et évolue en direction apicale en suivant les sillons dentaires jusqu'à la région cervicale (Figure 22). Elle s'arrête en juxta-gingival ou légèrement sous-gingival [49,51].



Figure 22 : Fêlure cuspidienne

(Images personnelles inspirées de D. Martin, SOP 2008)

2.2.3 La fêlure coronaire verticale

Elle s'étend de la surface occlusale de la dent en direction apicale, sans séparation des fragments (Figure 23) [49,51].



Figure 23 : Fêlure coronaire verticale

(Images personnelles inspirées de D. Martin, SOP 2008)

2.2.4 La fêlure corono-radicaire

Elle peut s'étendre tout le long de la racine ou rester limitée à une zone (Figure 24). Elle apparaît le plus souvent sur des dents traitées endodontiquement. Elle s'accompagne régulièrement d'un abcès parodontal [49,51].



Figure 24: Fêlure corono-radicaire

(Image personnelle inspirée de D. Martin, SOP 2008)

2.2.5 La fracture radiculaire verticale

Elle est souvent mésio-distale, touchant les deux crêtes marginales et divisant la dent en deux fragments séparables (figure 25) [49,51]. Il convient en français de distinguer fracture et fêlure, là où l'AAE classe une fracture au sein des fêlures.



Figure 25 : Fracture radiculaire

(Images personnelles inspirées de D. Martin, SOP 2008)

2.3 Les étiologies

Il faut tenir compte de l'aspect multifactoriel de l'étiologie des dents fissurées (45).

Des facteurs naturels peuvent prédisposer les dents aux fêlures [1,51,54] :

- La position de la dent sur l'arcade (les cuspides buccales des molaires mandibulaires sont plus exposées aux fissures en raison de leur inclinaison linguale ou orientation Ad Linguam) [53]
- L'emplacement des cuspides et/ou fosses des dents, ou un contact occlusal prononcé [4]
- Les parafunctions, comme par exemple le bruxisme [55]
- L'attrition et l'abrasion
- La déshydratation des dents avec l'âge [16,54]

D'autres facteurs sont iatrogènes ou traumatiques :

- L'utilisation d'instruments rotatifs
- Les préparations cavitaires (la largeur et la profondeur) [55]
- Les caries, induisant une perte de substance coronaire
- Les dents dévitalisées, provoquant une perte de proprioception sur celles-ci. On augmente ainsi la sollicitation mécanique et les fragilise.
- Les matériaux (la contraction de prise des composites [4] ou le caractère expansif de l'amalgame) [54,55]
- Les chocs thermiques
- Les chocs mécaniques répétés (piercing lingual ou labial)
- Les reconstitutions coronaires ou corono-radiculaires

2.4 Conséquences

La présence d'une fêlure sur une structure dentaire va entraîner des conséquences autant sur le plan biologique, que mécanique.

2.4.1 Impact biologique

Les fêlures sont colonisées par des bactéries qui créent un biofilm [56,57]. Les bactéries envahissent les tubules dentinaires en l'absence de traitement (Figure 26). Les mouvements de fluides dans les tubules dentinaires provoquent un déplacement des odontoblastes et génèrent des douleurs, explique Brännström [35,55,57].

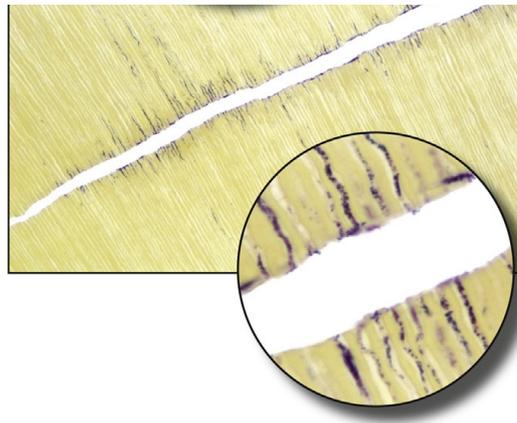


Figure 26 : Bactéries colonisant les tubules dentinaires au niveau d'une fêlure

[56]

Lorsqu'une charge occlusale est exercée sur la dent, l'écartement et le rapprochement des fragments de part et d'autre de la fêlure provoquent des phénomènes hydrodynamiques au sein des tubuli, susceptibles de stimuler les récepteurs pulpaire périphériques. Les fibres A delta (rapides et myélinisées) qui se trouvent près des corps cellulaires des odontoblastes à la jonction dentine/pulpe sont ainsi stimulées, et cela provoque une douleur aiguë de courte durée [35,41].

Une accumulation de cellules inflammatoires est présente dans la zone pulpaire sous-jacente aux tubules impliqués dans la fêlure. Dans le cas où la fêlure s'étend à la pulpe, cela entraîne des réactions d'intensité allant de l'inflammation aiguë à la nécrose pulpaire [56,58]. La coupe histologique en figure 27 représente ce phénomène, la fêlure est indiquée par les flèches. Elle fait communiquer la surface extérieure de la dent avec la chambre pulpaire, provoquant un état de dégénérescence inflammatoire du tissu pulpaire.

La réaction de défense face à l'infiltration bactérienne au sein de la fêlure provoque une hyperhémie pulpaire [35]. Cependant toutes les fêlures ne conduisent pas systématiquement à des pathologies pulpaires ou péri-apicales.

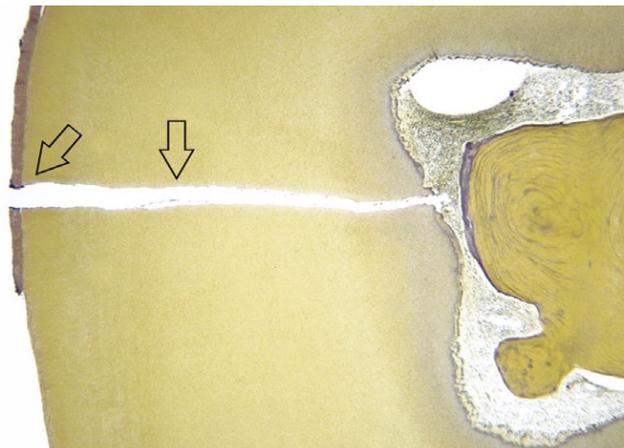


Figure 27 : Fêlure communiquant avec la chambre pulpaire

[56]

2.4.2 Impact mécanique

Les fêlures peuvent entraîner des modifications de la résistance des dents. Par exemple, si la fêlure atteint une crête marginale, la quantité de structure saine de la dent est diminuée [1].

Une cavité occlusale diminue de 20% la résistance de la dent, et la perte d'une crête marginale entraîne une diminution de 46% de la résistance de la dent, contre 63% en cas de perte des deux crêtes marginales (51).

La préparation de la cavité, associée aux forces masticatoires latérales, créent des contraintes de cisaillement et de traction internes qui peuvent conduire à une fracture complète ou incomplète de la racine [1].

La propagation de la fêlure en direction pulpaire peut amener à un traitement endodontique et donc à une fragilisation mécanique de la dent. Dans des cas extrêmes, une fêlure dentaire peut conduire à une fracture longitudinale, et donc à l'extraction de la dent [35].

2.5 Diagnostic

Il est très difficile de diagnostiquer une fêlure dentaire [1,56]. Les fêlures peuvent passer inaperçues jusqu'à la dépose d'une reconstitution ou à la détection d'un défaut parodontal, mais parfois des signes précurseurs sont rapportés. Cela peut être une douleur lors de différences de températures ou une douleur intermittente à la mastication [49].

2.5.1 Méthodes diagnostiques

2.5.1.1 L'entretien clinique

Le patient évoque des signes cliniques, celui-ci doit décrire de façon précise la douleur et le rôle du praticien est d'orienter les questions (par exemple : « y a-t-il une douleur lorsque vous mangez ? ») [49,53].

2.5.1.2 Le test du mordu

L'objectif est de faire mordre le patient sur un bâtonnet en caoutchouc afin de localiser la douleur (Figure 28). En présence d'une fêlure, la réponse à ce test est une absence de douleur à la mise en pression, et une douleur vive lors du relâchement.

- Si la douleur est stoppée rapidement après le relâchement : on peut penser à une fêlure coronaire.
- Si la douleur persiste ou si elle est présente sans suroccclusion : on peut penser à une fracture radiculaire avec une inflammation périphérique du desmodonte.

Ce test met en mouvement les micro-fragments de part et d'autres de la fêlure, ce qui stimule les odontoblastes via les mouvements hydriques au sein des tubuli dentinaires. Les fibres nociceptives A-delta sont alors stimulées, provoquant les douleurs [35].

La douleur lors du test du mordu est un signe pathognomonique de la fêlure dentaire. Cependant l'absence de réaction à ce test n'exclut pas une éventuelle fêlure [1,49,54].



Figure 28 : Réalisation du test du mordu

[35]

2.5.1.3 La transillumination

La transillumination consiste à placer le faisceau lumineux (par exemple une lampe à photopolymériser) perpendiculairement au plan de la fêlure supposée (Figure 29).

Si la dent est fêlée en profondeur, la lumière est bloquée et seule une partie de la dent est illuminée.

Si la dent est micro-fissurée, la lumière continue de se propager et illumine toute la dent [1,49,54].

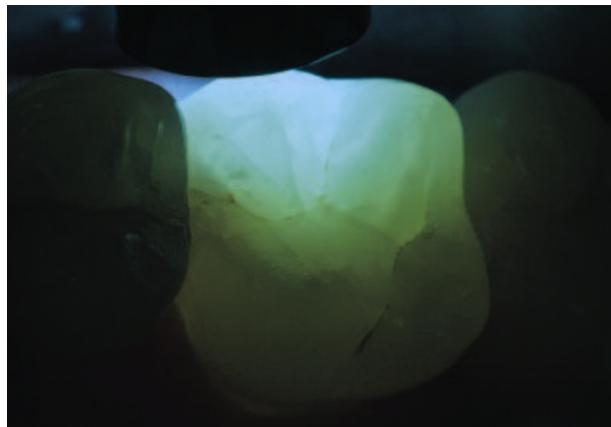


Figure 29 : Test de transillumination

(Document commercial GC©)

2.5.1.4 Les tests de sensibilité pulpaire

Les tests de sensibilité pulpaire sont concluants lorsque la fêlure progresse en direction pulpaire. En effet lorsque le trait de fracture s'approche du tissu pulpaire, cela stimule les fibres nerveuses, provoquant une douleur diffuse [35].

Les symptômes retrouvés sont : une sensibilité thermique et des douleurs spontanées et irradiantes, identiques à celles d'une pulpite aiguë [1,49,54].

2.5.1.5 Les tests parodontaux

En l'absence de prise en charge, on évolue vers une nécrose et une inflammation parodontale. Les bactéries progressent le long de l'endodonte et/ou du parodonte.

Les tests à effectuer sont alors : la percussion, la palpation et le sondage parodontal. En cas de perte d'attache ponctuelle, la présence d'une fêlure est à considérer. Le sondage parodontal doit être différencié du sondage caractéristique des maladies parodontales, qui lui se présente sous forme de poches, parfois sur tout le périmètre de la dent.

Cependant l'absence de perte d'attache n'exclut pas la présence d'une fêlure [49].

2.5.1.6 Les examens radiologiques

Il est difficile de visualiser une fêlure sur les clichés radiographiques. Seules les fêlures orientées dans l'axe des rayons X seront détectables. L'image peut apparaître en « doigt de gant », cela correspond dans ce cas à une fracture incomplète ou une fêlure infra-osseuse (Figure 30). On peut cependant évaluer la santé pulpaire et parodontale [1,49].



Figure 30 : Cliché rétro-coronaire d'une 46 avec poche parodontale

[49]

On peut réaliser aussi un Cône Beam (Figure 31), qui permet de visualiser les coupes d'une ou plusieurs dents dans tous les axes de l'espace, et de faire une reconstruction en trois dimensions d'une structure. Une fêlure sera alors plus facile à diagnostiquer [59].

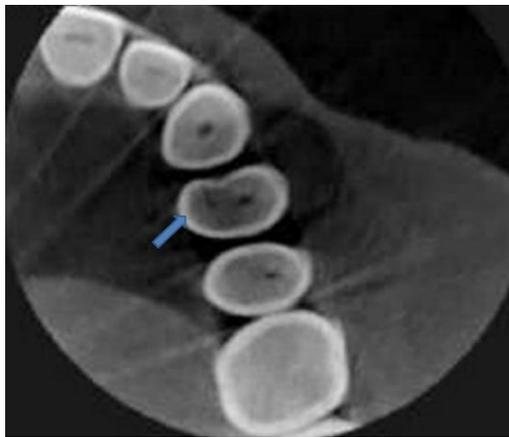


Figure 31 : Vue axiale d'une reconstitution tomographique avec fracture mésio-distale

[60]

2.5.1.7 La dépose de la reconstitution coronaire

Dans un premier temps il s'agit de retirer l'intégralité de la restauration (composite, amalgame...) (Figure 32). Le diagnostic se fait par un examen visuel minutieux du plancher de la cavité et des crêtes marginales (avec l'appui d'aides optiques ou non). A partir de là, on peut également mettre en évidence une fêlure par un colorant : le bleu de méthylène [49,51].



*Figure 32 : Dépose de la restauration coronaire
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

2.5.1.8 L'exploration chirurgicale

Elle se fait en cas de suspicion de fracture ou fêlure radiculaire, et si aucun autre moyen diagnostique ne permet de la mettre en évidence.

A l'aide d'un lambeau, le praticien explore la surface des racines et la possible présence de fêlures (Figure 33). Lorsqu'on utilise cette méthode, le patient doit être informé qu'il ne s'agit que d'une démarche diagnostique [35,49].

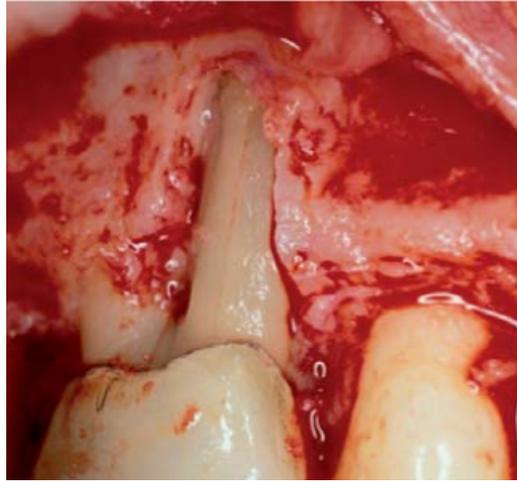


Figure 33: Exploration chirurgicale

[49]

2.5.1.9 Technologie quantitative induite par la lumière ou QLF

L'abréviation QLF correspond à : quantitative light fluorescence technology. Il s'agit d'une caméra numérique qui peut non seulement détecter les fêlures de l'émail, mais aussi en quantifier la profondeur. Il s'agit de photographier la zone avec un périphérique QLF, la caméra étant positionnée verticalement au-dessus des dents (Figure 34). Les images obtenues sont ensuite analysées par le logiciel QLF. Cette méthode mesure la perte de fluorescence de l'émail dans une zone par rapport à l'émail environnant. La technologie QLF permet de visualiser les caries dentaires, les défauts d'émail, les fêlures et fractures [61].

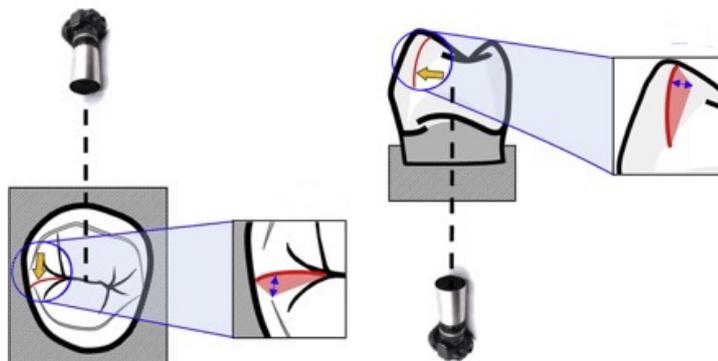


Figure 34 : Schéma de l'acquisition des images par la technologie QLF

[61]

2.5.2 Diagnostic différentiel

Afin de prendre en charge et d'appliquer le traitement le plus adapté possible aux fêlures, il est impératif de ne pas se tromper dans le diagnostic et d'écarter tous diagnostics différentiels [49,50] :

- Carie proximale : elle est visible le plus souvent sur un cliché rétro-coronaire
- Perte d'étanchéité d'une restauration coronaire : il n'y a pas de trait de fêlure après dépose de l'obturation coronaire.
- Pulpite : la patient décrit une douleur continue, irradiante, exacerbée au froid et ne cédant pas à l'arrêt des stimulations.
- Lésion inflammatoire péri-radriculaire d'origine endodontique : le test de percussion axiale est positif, on a une absence de réponse lors du test de vitalité et l'examen radiologique révèle une radio-clarté apicale sur la dent concernée.
- Abscess parodontal : le sondage parodontal met en évidence une perte d'attache plus étendue, sans trait de fracture.
- Abscess apical aigu : on a une absence de fêlure lors de l'exploration chirurgicale ou endodontique.

2.6 Pronostic

Dans le cas de fêlure, le patient doit être informé que le pronostic de la dent est incertain [50].

Le pronostic d'une dent fêlée dépend de l'étendue de la fêlure dans l'émail, la dentine ou la pulpe et du fait qu'elle pénètre la surface externe de la racine. Le pronostic est meilleur si la fêlure n'est pas visible ou ne s'étend pas à la chambre pulpaire [50]. En effet, selon Cameron, plus la fêlure est proche de la pulpe, plus le pronostic est mauvais [62].

Les dents fêlées traitées endodontiquement, en position postérieure, les dents avec de multiples fêlures ou les dents avec des poches parodontales ont un pronostic très réservé selon l'étude de Tan et coll. en 2005 [63].

Cependant on peut s'avancer sur le pronostic, d'une manière générale [49] :

- Fêlure de l'émail : excellent
- Fêlure cuspidienne : bon
- Fêlure coronaire : assez bon, si le trait de fêlure reste limité à la partie coronaire
- Fêlure corono-radiculaire : très réservé
- Fracture verticale : très mauvais

3 Stratégies de traitement des fêlures dentaires

3.1 Généralités

Le traitement des fêlures doit prendre en compte plusieurs notions : assurer la cohésion des fragments pour éviter la propagation des fêlures, conserver les structures dentaires résiduelles et éviter la l'infiltration bactérienne au sein des fêlures [64].

Le processus décisionnel thérapeutique et l'approche biomimétique de la restauration des dents postérieures sont influencés par les facteurs biomécaniques [65].

3.2 Limiter l'infiltration bactérienne

Le scellement dentinaire immédiat (IDS) ou « Immediate Dentine Sealing » a un rôle primordial pour limiter l'infiltration bactérienne. C'est un élément important dans le concept du biomimétisme [66].

Il s'agit d'obtenir une couche hybride entre la dentine déminéralisée et un adhésif [52]. Cela conduit à la formation d'une interface étanche qui protège le complexe dentino-pulpaire des agressions extérieures. Cette interface est composée de 2 éléments [64] :

- Au niveau inter-tubulaire : la couche hybride qui est un entrelacement des fibres de collagènes de la matrice dentinaire et des polymères de l'adhésif
- Au niveau des tubuli : on retrouve la formation de dentin tag de polymères grâce à la pénétration de la résine adhésive puis sa polymérisation

Le but de l'IDS est de [41,52,65,67] :

- Obtenir une étanchéité
- Obturer les tubuli dentinaires
- Protéger le complexe dentino-pulpaire
- Eviter la colonisation bactérienne
- Diminuer les sensibilités dentinaires
- Améliorer le collage et optimiser la force de liaison (augmentation de la force de collage finale entre 2 et 4 fois)
- Améliorer l'adhérence
- Régulariser les surfaces (combler les contre-dépouilles)
- Faciliter les procédures d'essai et d'insertion
- Evacuer le stress de polymérisation du composite
- Faciliter le nettoyage avant le collage

L'IDS sera recouvert ensuite par un substitut dentinaire et substitut de l'émail [52].

Le protocole du scellement dentinaire immédiat est [67] :

- Mise en place du champ opératoire (digue dentaire)
- Eviction des tissus cariés résiduels
- Sablage à l'oxyde d'alumine ($27\mu\text{m}$) afin d'améliorer l'adhérence de la couche hybride
- Mordançage à l'acide orthophosphorique et rinçage
- Application du primer pendant 30 secondes et séchage
- Application de l'adhésif, séchage et photopolymérisation
- Application éventuelle d'un composite fluide afin de combler les contre-dépouilles et photopolymérisation
- Application d'un gel de glycérine et photopolymérisation

3.3 Biomimétisme

3.3.1 Définitions

Le terme « biomimétisme » est issu du grec « bios » : vie et « mimesis » : imiter, c'est-à-dire s'inspirer de la nature pour innover. Le biomimétisme correspond à la dentisterie adhésive moderne à minima [68]. Le mimétisme signifie dans le domaine de la science la reproduction ou la copie d'un modèle, d'une référence. Il faut donc se mettre d'accord sur la référence, il doit être le même pour l'ensemble de la profession et être intemporel et immuable [21].

Le concept du biomimétisme en dentaire a été défini par Magne et Belser. Ils utilisent les études histo-anatomiques des tissus dentaires, observent la dent naturelle afin de s'en inspirer et de restaurer la dent dans la biologie, sa fonction et son esthétique. Ceci est possible grâce aux biomatériaux dentaires et aux nouveaux systèmes adhésifs. Le but est d'effectuer des préparations à minima, économes en tissus dentaires. Selon Belser : « *Seuls les délabrements coronaires ne présentant pas de supports dentaires suffisants et fiables mécaniquement pour un collage de qualité devraient rester les seules indications de la couronne unitaire. En dehors de cette indication la réalisation d'une couronne périphérique devrait se faire dans le cadre de la seule ré-intervention prothétique* » [21].

3.3.2 Approche biomimétique en prothèse

Le biomimétisme est basé sur les principes d'adhésion et de préservation tissulaire. Cela favorise la conservation plus longue des dents sur l'arcade dentaire. L'intérêt de la biomimétique est d'avoir une intégration biologique, esthétique, biomécanique et fonctionnelle en se rapprochant le plus possible de la dent naturelle [64,66].

Sur le plan biologique, il s'agit d'avoir une biocompatibilité pulpo-dentinaire et parodontale.

La biocompatibilité pulpo-dentinaire a pour but de protéger le complexe dentino-pulpaire et d'assurer l'étanchéité grâce à des systèmes adhésifs afin d'éviter la contamination bactérienne, la percolation et les irritations pulpaires. C'est assuré aussi par l'IDS et l'hybridation dentinaire [69].

La biocompatibilité parodontale est assurée grâce au joint collé avec des limites supra-gingivales qui permettent d'avoir un meilleur contrôle de plaque, un accès aux limites plus facile, une préparation atraumatique et une facilité à éliminer les excès de colle. La biocompatibilité parodontale est également due à la biocompatibilité de la céramique. La plaque dentaire adhère moins à la céramique qu'aux autres surfaces. Il faut qu'elle soit polie, mais même mal polie, elle est moins sujette à la rétention de plaque dentaire [69].

Le concept biomimétique implique donc non seulement l'utilisation de matériaux similaires dans leurs propriétés à la dentine et à l'émail, mais aussi parfois l'utilisation de matériaux avec des propriétés différentes pour restaurer la dent dans ses aspects mécaniques, biologiques et esthétiques [20,70].

Pour conclure, une restauration biomimétique a pour but de [66] :

- Assurer l'étanchéité dentinaire et imiter la JAD
- Compenser la perte et le volume de tissu dentinaire
- Créer une surface anatomique et résistante

3.3.2.1 Email

Le concept biomimétique pour l'émail, consiste à recréer une surface anatomique et résistante, notamment grâce à la céramique [71].

En effet, la céramique a un module d'élasticité similaire à celui de l'émail et permet une restauration pérenne. Les caractéristiques mécaniques des céramiques imitent parfaitement l'émail dentaire. On utilise ainsi un substitut de l'émail de type céramique pour restaurer l'anatomie de surface [52,72].

3.3.2.2 Dentine

Le but d'un substitut dentinaire consiste à compenser la perte et le volume de tissu dentinaire et d'en reproduire les caractéristiques mécaniques mais également d'assurer l'étanchéité du complexe dentino-pulpaire vis-à-vis des bactéries, des stimuli et micro-organismes environnants [52,71].

Les résines composites ont des propriétés mécaniques similaires à celles de la dentine. Les biomatériaux à notre disposition sont d'excellents substituts dentinaires et reproduisent les caractéristiques de la dentine [52,72].

Les propriétés des composites de type CVI et CVIMAR (faible rétraction de prise, relargage de fluor, reminéralisation, étanchéité) font d'eux de bons matériaux en tant que substituts dentinaires, cependant, leurs propriétés mécaniques restent limitées [52].

L'utilisation de ciments silicates tricalciques (de type Biodentine® ou MTA®) est une bonne alternative en tant que substitut dentinaire. Leurs propriétés mécaniques ne permettent pas de les utiliser en substitut dentinaire en masse, mais uniquement en faible quantité [52].

Les résines composites classiques peuvent également servir de substituts dentinaires, grâce à leurs caractéristiques physiques et mécaniques semblables à celles de la dentine [52].

3.3.2.3 Jonction amélo-dentinaire

Le concept biomimétique pour la JAD consiste à assurer l'étanchéité dentinaire. Il s'agit d'imiter la JAD grâce au joint collé et à la couche hybride [71].

Les propriétés de la JAD doivent servir de référence pour le développement de nouveaux agents de liaison de la dentine pour permettre de retrouver l'intégrité biomécanique de la dent restaurée [21].

La JAD est au centre du principe d'adhésion trinitaire entre émail et dentine. Ce terme est établi par Magne (Figure 35). La résine composite est une plaque tournante entre l'émail, la dentine et la céramique. Il faut trouver un collage optimal entre la céramique et la résine composite mais aussi entre la résine composite et la dentine. Les systèmes adhésifs adaptés ont la capacité de reproduire la JAD [71].



Figure 35 : Principe d'adhésion trinitaire de P. Magne

[71]

L'interface collée imite la nature dans le sens où l'on est capable d'assembler avec une force de cohésion proche de celle de la JAD, une coque de céramique avec un noyau amélo-dentinaire [68]. Le comportement de la jonction dentine-céramique est comparable à celui de la JAD [20].

La couche hybride joue le rôle d'inhibition de la propagation des fêlures par sa capacité de déformation et d'absorption des contraintes, de la même manière que la JAD [52,66].

3.3.3 Intérêt dans la dissipation des contraintes

La résine composite a un effet d'absorption des chocs en augmentant la rigidité cuspidienne et en redistribuant les charges occlusales à distance de la fêlure, vers les parois axiales et le long du grand axe de la dent [73,74].

De plus, une liaison optimale des restaurations améliore la résistance de la céramique et des tissus préparés, et aide à stabiliser les cuspides affaiblies [75].

3.4 Limiter la propagation de la fêlure

3.4.1 Le collage

L'utilisation des techniques adhésives permet une préservation maximale des tissus et le maintien de la vitalité de la dent [21]. Le collage permet de s'affranchir des techniques invasives et des principes de rétention mécanique [76].

Le collage de restaurations indirectes permet d'absorber les forces de compression appliquées sur la dent, donc cela réduit la force d'impact sur la structure dentaire sous-jacente. Une réduction de la charge transmise à une dent fêlée est essentielle pour empêcher la propagation de la fêlure [73].

Il est conseillé de préserver un bandeau d'émail pour assurer le collage [68].

3.4.2 Le recouvrement

Dans un premier temps il s'agit de supprimer la ligne de fêlure afin d'éviter la poursuite de la pénétration bactérienne [50]. L'un des objectifs du traitement est d'immobiliser les fragments de la dent fêlée qui bougent lors du chargement. Cela peut être atteint grâce au ceinturage de la dent et au recouvrement de cuspides, empêchant le mouvement des fragments [73]. La prise en charge recommandée dans le cas de dents fêlées inclut donc une protection des cuspides [63,77].

La réduction et le recouvrement des cuspides permet :

- De réduire la flexion lors du chargement et donc diminuer les symptômes [73,74,77,78].
- De répartir les forces occlusales sur toute la dent préparée et minimiser les contraintes [73].
- De se protéger contre une propagation de la fêlure [65,79].
- De diminuer le risque de fracture [72,80].
- De protéger les cuspides des déviations vers l'extérieur [77].
- De restaurer la ténacité à la fracture d'une dent restaurée à celle d'une dent intacte [53].

Si la largeur de la cavité déborde le sommet d'une cuspidé dans le sens vestibulopalatin, celle-ci doit être recouverte. Si la profondeur de la cavité est supérieure à la largeur de la base d'une paroi résiduelle, cette dernière doit être recouverte également (Figure 36) [52].

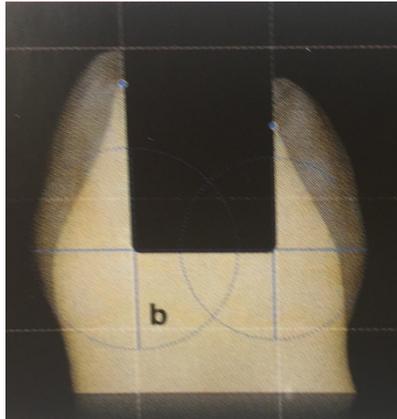


Figure 36 : Illustration des conditions de recouvrement des cuspidés

[52]

En l'absence de recouvrement des cuspidés, une mise en tension répétée de la restauration ou du tissu dentaire résiduel risque de stresser la couche adhésive et de la conduire à sa rupture [55,73].

En revanche, l'inconvénient du recouvrement des cuspidés fragilisées est qu'une partie du tissu dentaire sain doit être retirée [81].

3.4.3 Le ceinturage

Le processus de ceinturage permet de minimiser la flexion de la cuspidie compromise. Non seulement il sert à atténuer les symptômes de la douleur lors de la morsure, mais également à empêcher la propagation de la fêlure et à réduire l'infiltration de micro-organismes bactériens dans la pulpe dentaire [73]. Le ceinturage permet d'empêcher des micromouvements des parties fissurées lors du chargement occlusal et donc d'éviter les mouvements liquidiens dans les tubuli qui provoquaient une douleur [53].

On assure le ceinturage via l'effet ferrule. Il permet un cerclage et améliore la concentration des forces vers l'intérieur de la dent, et ainsi diminue la propagation d'une fêlure. Cet effet ferrule peut-être assuré par un congé ou un biseau autour de la préparation.

On peut utiliser le ceinturage dans un premier temps en traitement provisoire, afin d'évaluer la disparition ou non des symptômes [73,82,83].

Le ceinturage, associé au recouvrement cuspidien, permet d'orienter les contraintes dans l'axe de la dent et dans l'axe de « fermeture » de la fêlure [52].

4 L'overlay dans la prise en charge des fêlures dentaires

4.1 Définition et principes

Un overlay est une pièce prothétique qui recouvre toute la face occlusale de la dent soit la totalité de la surface masticatoire (Figure 37). Le recouvrement cuspidien est total [84].

Il s'agit d'une restauration indirecte collée qui peut-être en céramique ou en composite. C'est en quelques sortes l'extension d'un onlay [76].

Un overlay permet [84] :

- La conservation des fonctions mécaniques, biologiques et esthétiques
- La préservation et l'économie tissulaire
- Le maintien de la vitalité (dans les cas de dents vivantes uniquement)

Il nécessite une préparation périphérique, mais différente de celle d'une couronne traditionnelle. En effet, ses limites se situent généralement à plusieurs millimètres au-dessus du collet de la dent. Un overlay peut être considéré comme une couronne avec des limites supra-gingivales [76].



Figure 37 : Préparation d'un overlay (à gauche) et overlay collé (à droite)

[85]

4.2 Indications et contre-indications

4.2.1 Indications

Les indications à la réalisation d'un overlay sont [84,86,87] :

- Présence de fêlures
- Anatomie occlusale défavorable
- Hauteur importante et épaisseur faible des parois
- Perte de substance étendue ne pouvant être reconstituée de manière directe
- Cuspides fragiles ($\leq 2\text{mm}$ d'épaisseur et/ou non soutenues par de la dentine)
- Augmentation de la DVO
- Dents pulpées ou déulpées
- Lésions d'usures non carieuses

4.2.2 Contre-indications

Les contre-indications absolues à la réalisation d'un overlay sont [76] :

- Absence d'émail pour le collage
- Impossibilité d'obtenir des limites supra-gingivales
- Une contre-indication au collage (par exemple, la pose impossible d'un champ opératoire)

Les contre-indications relatives à la réalisation d'un overlay sont [76,84] :

- Susceptibilité à la carie
- Porte à faux ou surplomb proximal (supérieur ou égal à 2mm)
- Hygiène du patient défavorable
- Absence de motivation du patient
- Bruxisme (les microtraumatismes répétés sont susceptibles d'entraîner l'écaillage ou la fracture de la pièce prothétique)
- Espace prothétique insuffisant

4.3 Principe de réalisation

Il est nécessaire de respecter quelques critères de réalisation afin d'obtenir une préparation optimale, pérenne et favorable au collage de la pièce prothétique.

Lorsque les parois dentaires résiduelles, après exérèse carieuse, présentent une épaisseur de moins de 2 mm, il est préférable de les recouvrir. Lorsque les parois résiduelles ont une épaisseur minimale de 2 mm mais que la profondeur de la cavité est beaucoup plus importante (au moins 2 fois plus profonde), le risque de fêlures est nettement augmenté et il est préférable de réaliser un recouvrement cuspidien (Figure 38) [88,89].

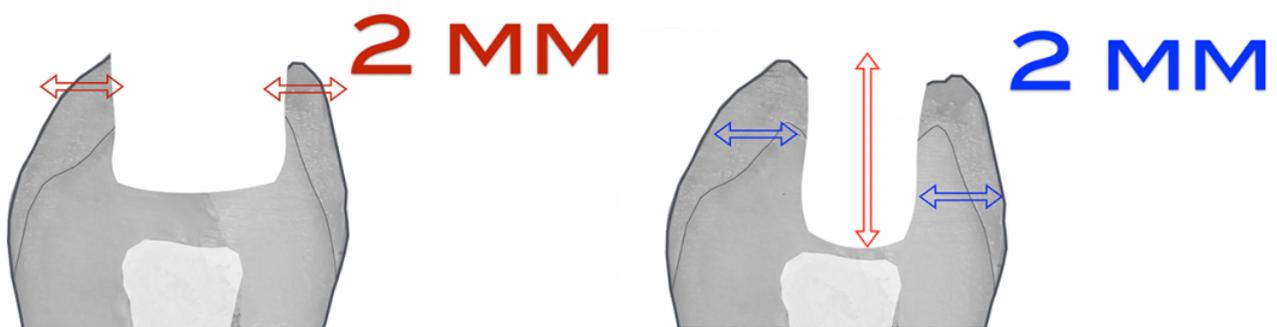


Figure 38 : Les indications de recouvrement lors d'une préparation

[84]

Le recouvrement cuspidien doit être d'au moins 2 mm pour laisser une épaisseur de matériau suffisamment résistante mécaniquement (Figure 39). Plus précisément, il est conseillé de respecter des épaisseurs minimales de 1,5mm pour du composite et de 2mm pour la céramique [88].

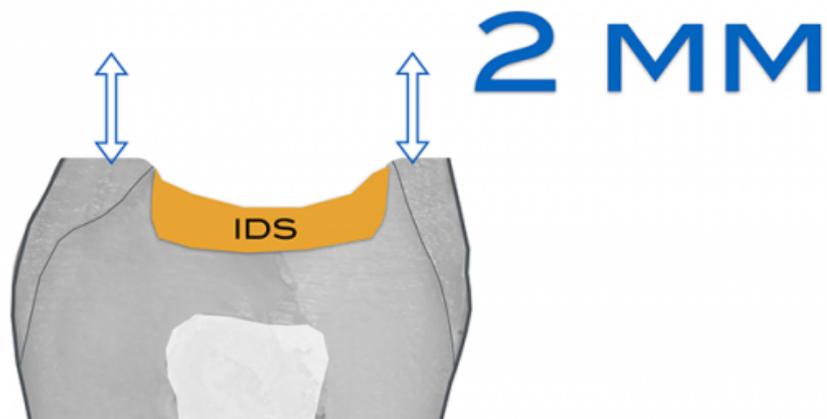


Figure 39 : Recouvrement d'au moins 2 millimètres

[76]

Il est préférable de réaliser un overlay d'épaisseur régulière afin de diminuer les risques de tensions au sein du matériau et rendre ainsi le matériau moins cassant (Figure 40) [90]. Par ailleurs, une épaisseur régulière diminue la contraction de prise de la résine composite de collage et permet une photopolymérisation plus efficace sous une épaisseur plus fine. Il faut donc créer un espace homogène [76].

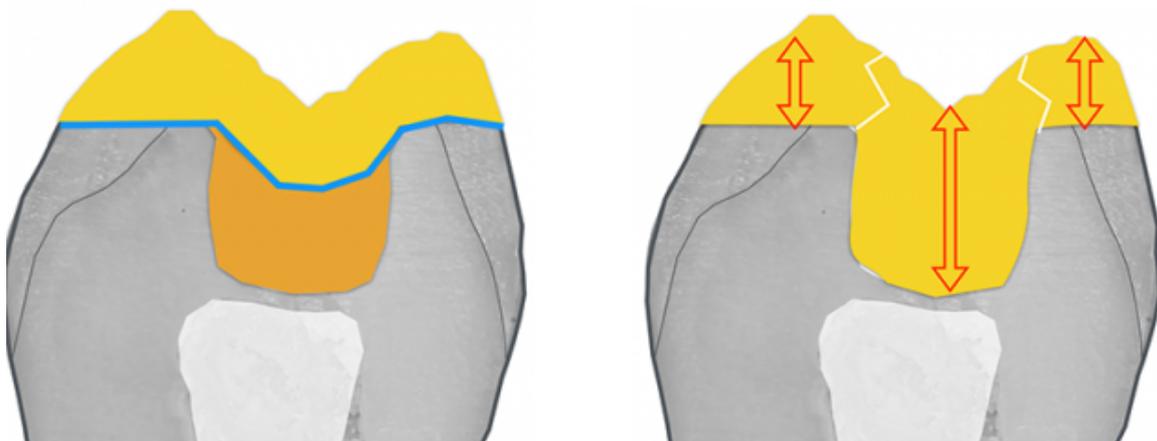


Figure 40 : Epaisseur homogène (à gauche) et non homogène (à droite)

[84]

Le surplomb proximal doit être de 2 millimètres maximum. Au-delà, on crée un porte-à-faux avec un risque de fracture. De plus, il est conseillé de supprimer le point de contact et d'avoir un espace de 2 millimètres maximum entre 2 dents contiguës [89]. Cela à plusieurs avantages :

- Passage de la digue plus aisé
- Facilité de lecture de la limite au laboratoire
- Le prothésiste pourra galber le profil d'émergence de la pièce prothétique plus facilement

Les limites de préparation doivent être nettes [90]. Elles sont supra ou juxta gingivales (afin de permettre la mise en place du champ opératoire pour le collage) et se situent dans l'émail idéalement [84]. Si la limite se situe dans l'émail avec les prismes amélaire coupés perpendiculairement à leur axe longitudinal, cela permet d'augmenter la surface de collage [91].

Il convient également de respecter le principe d'économie tissulaire en préservant les tissus colorés non cariés et en comblant les contre-dépouilles au préalable [84].

Le but est de simplifier la forme afin de favoriser la prise d'empreinte, la coulée du modèle, l'usinage et enfin le collage [76].

D'autres critères sont à respecter comme la suppression des angles vifs, afin de diminuer le stress interne de la pièce prothétique, une préparation arrondie, polie et lisse [84,87].

Au niveau de la surface occlusale, la réalisation d'une vague ou d'un puit permet le repositionnement aisé de la pièce prothétique lors du collage et une meilleure stabilisation [84].

Afin d'illustrer les propos précédents, voici une séance type de préparation pour un overlay :

- Prise de teinte (photos + teintier)
- Anesthésie si nécessaire
- Isomoulage
- Contrôle de l'occlusion
- Mise en place du champ opératoire (Figure 41)



Figure 41 : Champ opératoire en place

(Photographie du Docteur William Pacquet)

- Dépose de la restauration, éviction carieuse (Figure 42) et sablage. En présence de fêlures, on les élimine ainsi les débris présents dans celles-ci. On chasse les débris en périphérie et on s'arrête à l'endroit où il est possible d'isoler correctement la dent. Le sablage à l'oxyde d'alumine est un bon moyen de chasser les débris présents dans les fêlures [73].

Dans le cas ci-dessous, la pose de Biodentine® a été nécessaire suite à l'effraction pulpaire.



Figure 42: Dépose de la restauration et curetage

(Photographies du Docteur William Pacquet)

- Préparation, suppression des cuspides fragiles, polissage en arrondissant les angles (Figure 43)



*Figure 43 : Préparation pour overlay
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

- IDS et substitut dentinaire (Figure 44)



*Figure 44 : Scellement dentinaire immédiat
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

- Empreinte (on privilégiera l'empreinte globale aux Vinyl polysiloxanes ou l'empreinte optique)
- Provisoire par composite élastomérique ou par isomoulage
- Réglage de l'occlusion et polissage
- Envoi de l'empreinte et des photos au laboratoire

4.4 Choix des matériaux

Sur le principe du biomimétisme, il convient de choisir un matériau qui simule le mieux l'émail et la dentine [21].

Le choix du matériau dépend de plusieurs critères tels que la position de la dent sur l'arcade ou les dents antagonistes par exemple [71,92].

Les 2 grandes familles de biomatériaux de choix pour les restaurations postérieures partielles collées sont les céramiques et les composites [52,93].

4.4.1 Composite

Les matériaux composites ont un module d'élasticité de Young plus faible, proche de la dentine donc ils se déforment davantage et sont plus souples [90,94].

Les contraintes de tension sont réduites en surface, mais elles sont importantes au niveau de l'interface de collage. Davantage de stress est donc transféré aux structures dentaires résiduelles et la flexion cuspidienne est légèrement plus importante qu'avec les céramiques [90].

Il a été démontré que les incrustations indirectes en composite présentent une plus grande capacité à absorber les forces de charge en compression, réduisant ainsi la force d'impact sur la structure dentaire sous-jacente de 57%, par rapport à la céramique [73].

Les composites pour overlays sont montés traditionnellement par le prothésiste ou usinés dans des blocs. Les blocs de composites usinés sont une bonne alternative et une bonne indication pour les cas de fêlures.

AVANTAGES	INCONVENIENTS
<ul style="list-style-type: none"> - Grande capacité à absorber les forces de charge de compression [95] - Tolérant à la manipulation [84] - Peut être modifié par addition ou soustraction de matière [84] - Facilité de réparation en cas de fracture de la pièce prothétique, ou ré-intervention en cas de traitement endodontique [84] - Coût modéré pour le patient [96] - Risque de fracture moins important que la céramique sur des épaisseurs fines - Mimétisme plus fort - Maquillage au fauteuil - Indiqué lorsque la dent antagoniste est reconstituée par un matériau peu résistant à l'abrasion [84] 	<ul style="list-style-type: none"> - Dilatation thermique et élasticité élevées [21] - Usure plus rapide [97] - Polymérisation souvent incomplète [52] - Relargage possible de monomères [52] - Esthétique - Vieillissement [98] - Biocompatibilité (toxicité des monomères partiellement ou non polymérisés) [99,100] - Allergie aux monomères relargués - Stress de polymérisation - Accumule plus la plaque dentaire que la céramique

Figure 45 : Avantages et inconvénients du composite

Pour résumé, le choix peut se porter sur le composite dans les situations suivantes :

- Dent pulpée, si l'on craint de devoir réaliser le traitement endodontique prochainement, ou en cas de réparation plausible (notamment en cas de surplomb)
- Éviter l'usure de la dent antagoniste
- Epaisseur faible et collage sur la dentine

4.4.2 Céramique

La céramique est le matériau le plus biomimétique lorsqu'il s'agit de remplacer des quantités importantes de tissu dentaire, en raison de sa capacité à simuler et rétablir la rigidité de la couronne dentaire [21].

Les matériaux céramiques ont un module d'élasticité de Young élevé, donc subissent moins la déformation et sont plus rigides [90].

Il existe trois grandes familles de céramiques qui sont classifiées ici en fonction de leur microstructure [101,102] :

- Les céramiques vitreuses
- Les céramiques infiltrées (composées d'une matrice cristalline avec des charges de verre)
- Les céramiques polycristallines (composées de 100% de cristaux)

Les céramiques infiltrées et polycristallines ne seront pas détaillées ici, car elles ne correspondent pas au type de céramique que l'on utilise dans le cadre de la réalisation d'un overlay.

Les céramiques vitreuses comportent une phase vitreuse et une phase cristalline et sont divisées en 4 classes.

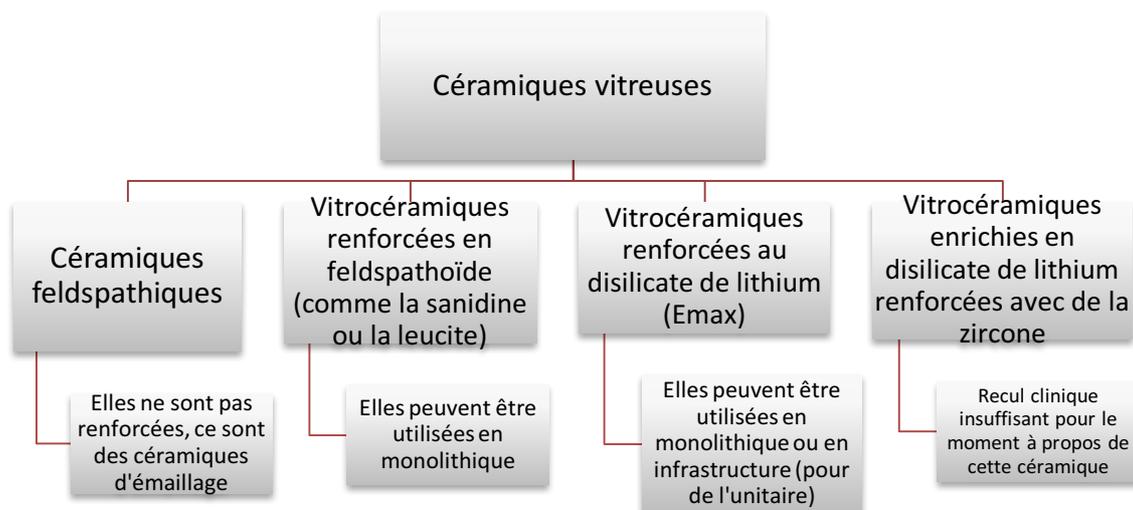


Figure 46 : Classification des céramiques vitreuses

Les céramiques feldspathiques et enrichies en leucite présentent des propriétés mécaniques plus faibles que celles enrichies en disilicate de lithium et silicate de lithium et zircon [102].

Les céramiques les plus utilisées pour la réalisation d'un overlay sont les céramiques vitreuses, car elles présentent la meilleure aptitude au collage et d'excellentes propriétés optiques. En plus des 4 catégories de céramiques vitreuses, on peut distinguer 2 sous familles [52] :

- Les céramiques d'émaillage : elles présentent peu de cristaux et un taux de porosité et de défauts élevé du fait de leur montage artisanal. Elles ne peuvent donc pas être utilisées pour réaliser un overlay
- Les vitrocéramiques : elles sont obtenues soit par pressée, soit usinées à partir d'un bloc

Plus la contrainte sur l'overlay est élevée, plus on s'oriente vers des céramiques chargées en cristaux. Il est préférable pour cela de mettre en place un overlay en céramique monolithique [69,103]. D'un point de vue mécanique on préférera la céramique riche en cristaux [52].

A ce jour, les vitrocéramiques renforcées à la leucite ou au disilicate de lithium sont les matériaux de choix du fait de leur grande aptitude au collage et leurs bonnes propriétés optiques [84,88].

Depuis peu, une nouvelle famille a fait son apparition : l'Enamic. Il s'agit d'un biomatériau hybride conjuguant céramique et polymères. La céramique infiltrée de composite permet de conserver les bonnes propriétés de la céramique et des matériaux composites.

AVANTAGES	INCONVENIENTS
<ul style="list-style-type: none"> - Bonnes propriétés mécaniques, optiques, antibactériennes et bonne tolérance parodontale [84] - Esthétique (possibilité de reproduire avec précision des caractéristiques optiques et anatomiques, des tâches, des sillons colorés et garde la teinte d'origine) - Biocompatible - Pérenne (non poreux donc pas de vieillissement) et résistance à l'usure [84] - Finition de surface (permet de faciliter l'hygiène et la maintenance) [71] - Pas de relargage de monomères - Résistance à la rupture comparable à celle des dents naturelles [79,97] - Plus tolérante pour les patients avec une hygiène bucco-dentaire moyenne (Pas ou peu de rétention de plaque) 	<ul style="list-style-type: none"> - Coût plus élevé que le matériau composite [96] - Rigidité [104] - Matériau cassant [69] - Epaisseur nécessaire supérieure au composite - Usure de la dent antagoniste [104] - Maquillage nécessitant un four

Figure 47 : Avantages et inconvénients de la céramique

Pour résumer, le choix se portera sur la céramique dans les situations suivantes :

- Demande esthétique importante
- Stabiliser l'occlusion et les contacts proximaux
- Overlay avec épaisseur de matériaux importante (1,5mm)

4.5 Technique d'assemblage

L'assemblage de la pièce prothétique est une étape très importante, déterminante de la pérennité de la restauration et également de l'environnement parodontal via l'élimination des excès et un polissage minutieux.

Le collage consiste à faire adhérer 2 choses ensemble, via des forces chimiques principalement.

Il existe 3 familles de colles, classées par ordre de choix [105] :

- Colles sans potentiel adhésif (colles conventionnelles)
- Colles auto-adhésives
- Colles avec potentiel adhésif

Séance type de collage :

- Dépose de la restauration provisoire
- Essai clinique (vérification des points de contacts, de l'ajustage aux limites et de l'occlusion)
- Mise en place du champ opératoire et nettoyage par sablage à l'oxyde d'alumine (27 μ m) (Figure 48)

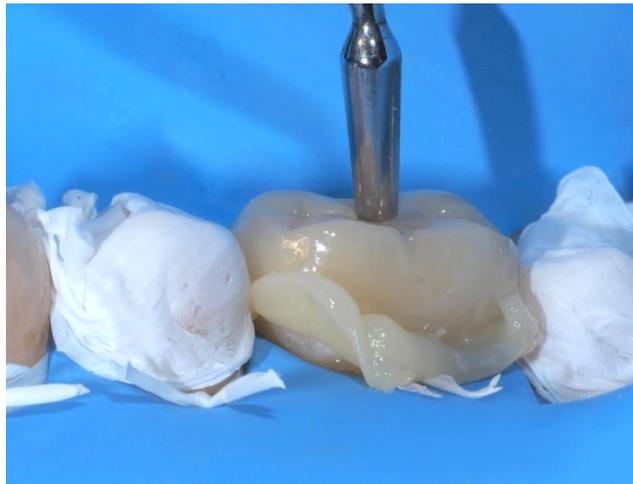


*Figure 48 : Sablage de la préparation
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

- Traitement de l'intrados de l'overlay :
 - Sablage à l'oxyde d'alumine pour les overlays en composite (50 μm)
 - Acide fluorhydrique 20 secondes, rinçage, séchage, silane pendant 1 minute, chauffage (pour les céramiques de type Emax)
 - Acide fluorhydrique 1 minute, séchage, silane pendant 1 minute, chauffage (pour les céramiques feldspathiques ou de type Enamic)

- Traitement de la surface dentaire (2^{ème} sablage éventuel, mordantage à l'acide orthophosphorique avec rinçage et séchage, adhésif)

- Mise en place du composite de collage choisi dans l'intrados de l'overlay, insertion et maintien sous pression (Figure 49)



*Figure 49 : Insertion de la pièce et maintien sous pression
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

- Photopolymérisation
- Application de glycérine sur le joint collé puis photopolymérisation 3x40 secondes (Figure 50)



*Figure 50: Photopolymérisation de la pièce prothétique
(Photographie du Docteur William Pacquet)*

- Dépose du champ opératoire et élimination des excès résiduels
- Réglage occlusion, polissage et finitions
- Radiographie de contrôle

5 Conclusion

Le diagnostic et le traitement des fêlures restent difficiles pour les praticiens mais de plus en plus de moyens et d'outils sont à disposition pour y parvenir. La compréhension des phénomènes histologiques et des mécanismes de propagation semble indispensable pour appliquer avec intelligence la thérapeutique adaptée.

Le praticien a également un rôle d'information et de prévention auprès du patient, quant au succès des techniques employées.

Les restaurations indirectes collées, notamment ici l'overlay, permettent de répondre aux nouveaux concepts de la profession telles que la préservation tissulaire, l'esthétique et la biomécanique tout en assurant la cohésion des fragments atteints par la fêlure. Les techniques de collage, de recouvrement et de ceinturage limitent la propagation de la fêlure et permettent d'orienter les forces dans le sens de fermeture de cette fêlure. Ce sont des techniques à invasion minimale qui demandent de la rigueur et de la technique, et font appel à des protocoles précis.

D'autres thérapeutiques pour la prise en charge des fêlures dentaires existent telles que l'onlay, mais elles ne sont pas développées dans le cadre de ce travail.

6 Bibliographie

1. Lubisich EB, Hilton TJ, Ferracane J, Northwest Precedent. Cracked teeth: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2010;22(3):158-67.
2. Yahyazadehfar M, Ivancik J, Majd H, An B, Zhang D, Arola D. On the Mechanics of Fatigue and Fracture in Teeth. *Appl Mech Rev.* 2014;66(3):1-19.
3. Kono RT, Suwa G, Tanijiri T. A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars. *Arch Oral Biol.* 2002;47(12):867-75.
4. Lasfargues JJ, Colon P. *Odontologie conservatrice et restauratrice. Vol. Tome 1 : Une approche médicale globale.* Editions CDP. 2009. 33-73 p.
5. Bechtle S, Fett T, Rizzi G, Habelitz S, Klocke A, Schneider GA. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. *Biomaterials.* 2010;31(14):4238-47.
6. Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, Fett T, Schneider GA. The fracture behaviour of dental enamel. *Biomaterials.* 2010;31(2):375-84.
7. Bajaj D, Arola DD. On the R-curve behavior of human tooth enamel. *Biomaterials.* 2009;30(23):4037-46.
8. Bajaj D, Arola D. Role of prism decussation on fatigue crack growth and fracture of human enamel. *Acta Biomater.* 2009;5(8):3045-56.
9. Milicich G, Rainey JT. Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000;12(7):695-700.
10. Zhang Y-R, Du W, Zhou X-D, Yu H-Y. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci.* 2014;6(2):61-9.
11. Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. *Gen Dent.* 2017;65(5):55-60.
12. Chai H, Lee JJ-W, Constantino PJ, Lucas PW, Lawn BR. Remarkable resilience of teeth. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2009;106(18):7289-93.
13. Koester KJ, Ager JW, Ritchie RO. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin. *Biomaterials.* 2008;29(10):1318-28.
14. Ivancik J, Arola DD. The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin. *Biomaterials.* 2013;34(4):864-74.
15. Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms. *Biomaterials.* 2003;24(22):3955-68.
16. Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, Arola D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials.* 2006;27(11):2507-17.

17. Nazari A, Bajaj D, Zhang D, Romberg E, Arola D. Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009;2(5):550-9.
18. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin–enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater.* 2005;4(3):229-32.
19. Ivancik J, Neerchal NK, Romberg E, Arola D. The Reduction in Fatigue Crack Growth Resistance of Dentin with Depth. *J Dent Res.* 2011;90(8):1031-6.
20. Fages M, Slangen P, Raynal J, Corn S, Turzo K, Margerit J, et al. Comparative mechanical behavior of dentin enamel and dentin ceramic junctions assessed by speckle interferometry (SI). *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2012;28(10):229-38.
21. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition : a biomimetic approach. Chicago: Quintessence Publishing; 2002. 406 p.
22. Shimizu D, Macho GA. Functional significance of the microstructural detail of the primate dentino-enamel junction : A possible example of exaptation. *J Hum Evol.* 2007;52(1):103-11.
23. Dong XD, Ruse ND. Fatigue crack propagation path across the dentinoenamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A.* 2003;66(1):103-9.
24. Brocard D., d’Incau E., Lалуque JF. Les fêlures longitudinales : les facteurs de risque. *Rev Odont Stomat.* 2009;38:265-76.
25. Keown AJ, Lee JJ-W, Bush MB. Fracture behavior of human molars. *J Mater Sci Mater Med.* 2012;23(12):2847-56.
26. Kim S-Y, Kim S-H, Cho S-B, Lee G-O, Yang S-E. Different Treatment Protocols for Different Pulpal and Periapical Diagnoses of 72 Cracked Teeth. *J Endod.* 2013;39(4):449-52.
27. Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc.* 1986;112(2):215-8.
28. Martin L., Le Chaffotec W. Jusqu’où peut-on conserver dans les cas de fêlures? *Inf Dent.* 2019;101(37):72-84.
29. Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJM, Creugers NHJ, Burgersdijk RCW. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):559-63.
30. Khers SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):139-47.
31. Bader JD, Martin JA, Shugars DA. Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001;29(5):346-53.
32. Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. *Braz Dent J.* 2007;18(2):134-8.
33. Cavel WT, Kelsey WP, Blankenau RJ. An in vivo study of cuspal fracture. *J Prosthet Dent.* 1985;53(1):38-42.

34. Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(5):425-33.
35. Kahler W. The cracked tooth conundrum: terminology, classification, diagnosis, and management. *Am J Dent.* 2008;21(5):275-82.
36. Magne P, Oganessian T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(4):361-9.
37. Pereira JR, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. Effect of cavity design on tooth surface strain. *J Prosthet Dent.* 2013;110(5):369-75.
38. Lin C-L, Chang W-J, Lin Y-S, Chang Y-H, Lin Y-F. Evaluation of the relative contributions of multi-factors in an adhesive MOD restoration using FEA and the Taguchi method. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25(9):1073-81.
39. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
40. Ibrahim AMBR, Richards LC, Berekally TL. Effect of remaining tooth structure on the fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):290-5.
41. Martin D, Machtou P. Les fêlures coronaires: symptômes et démarche diagnostique-ROS. *Rev Odont Stomat-SOP.* 2009;38(4):239-49.
42. Chai H, Lee JJ-W, Lawn BR. Fracture of tooth enamel from incipient microstructural defects. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(1):116-20.
43. Lee JJ-W, Kwon J-Y, Chai H, Lucas PW, Thompson VP, Lawn BR. Fracture Modes in Human Teeth: *J Dent Res.* 2009;88(3):224-8.
44. Yahyazadehfar M, Arola D. The role of organic proteins on the crack growth resistance of human enamel. *Acta Biomater.* 2015;19:33-45.
45. Yilmaz ED, Schneider GA, Swain MV. Influence of structural hierarchy on the fracture behaviour of tooth enamel. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci.* 2015;373(2038):1-20.
46. Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc.* 1964;68(3):405-11.
47. Martin D, Attal JP. Collage et dents dépulpées. *Réal Clin.* 1995;6(2):251-63.
48. Ellis SGS. Incomplete tooth fracture – proposal for a new definition. *Br Dent J.* 2001;190(8):424-8.
49. Martin D. Savoir détecter les fêlures et les fractures. *Société odontologique de Paris.* 2008;1-7.
50. American Association of Endodontists. Endodontics Colleague for Excellence. *Cracking the Cracked Tooth Code : Detection and Treatment of Various Longitudinal Tooth Fractures.* 2008.

51. Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentin cracks based on microscopic evaluation. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(7):391-401.
52. Decup F et coll. F. Inlay Onlay Overlay. 2014, Espace ID, 80 p.
53. Banerji S, Mehta SB, Millar BJ. The management of cracked tooth syndrome in dental practice. *Br Dent J.* 2017;222(9):659-66.
54. Murchie BD. Complications of an ageing dentition part 1: occlusal trauma and cracked teeth. *Dent Update.* 2017;44(4):295-305.
55. Opdam N, Roeters J, Loomans B, Bronkhorst E. Seven-year Clinical Evaluation of Painful Cracked Teeth Restored with a Direct Composite Restoration. *J Endod.* 2008;34(7):808-11.
56. Ricucci D, Siqueira JF, Loghin S, Berman LH. The cracked tooth: histopathologic and histobacteriologic aspects. *J Endod.* 2015;41(3):343-52.
57. Brännström M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: Sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod.* 1986;12(10):453-7.
58. Abbott P, Leow N. Predictable management of cracked teeth with reversible pulpitis. *Aust Dent J.* 2009;54(4):306-15.
59. Mora MA et al. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surgery, O Med, O Path, O Rad, and End.* 2007;103(6):825-9.
60. Kalyan Chakravarthy PV, Telang LA, Nerali J, Telang A. Cracked Tooth: A Report of Two Cases and Role of Cone Beam Computed Tomography in Diagnosis. *Case Rep Dent.* 2012;2012:1-6.
61. Jun M-K, Ku H-M, Kim E, Kim H-E, Kwon H-K, Kim B-I. Detection and Analysis of Enamel Cracks by Quantitative Light-induced Fluorescence Technology. *J Endod.* 2016;42(3):500-4.
62. Cameron CE. The cracked tooth syndrome: additional findings. *J of the Am Dent Ass.* 1976;93(5):971-5.
63. Tan L, Chen NN, Poon CY, Wong HB. Survival of root filled cracked teeth in a tertiary institution. *Int Endod J.* 2006;39(11):886-9.
64. Martin D., Lehmann N. Les fêlures coronaires : les traitements. *Rev Odont Stomat.* 2009;38(4):251-64.
65. Magne P, Boff LL, Oderich E, Cardoso AC. Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Manufactured Adhesive Restoration of Molars with a Compromised Cusp: Effect of Fiber-Reinforced Immediate Dentin Sealing and Cusp Overlap on Fatigue Strength. *J Esthet Restor Dent.* 2011;24(2):135-46.
66. Leroux O. L'intérêt de la biomimétique en pratique quotidienne. *Dentoscope.* 2015;1(149):50-6.
67. Pomperski M, Jalladaud M, Tirlet G. Le scellement dentinaire immédiat : protocole clinique. *Biomat dent Clin.* 2019;4(1):81-7.

68. Lasserre J, Laborde G, Koubi S, Lafargue H, Couderc G, Maille G, et al. Restaurations céramiques antérieures (2) : préparations partielles et adhésion. *Réal Clin*. 2019 21:13.
69. Koubi S.A. et al. Restaurations adhésives en céramique : une nouvelle référence dans la réhabilitation du sourire. *Information Dent*. 2009;1(8):363-74.
70. 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 Off J Eur Acad Esthet Dent*. 2013;8(2):238-68.
71. Magne P. Adhésion, biomatériaux CFAO. Biomimétique restauratrice sans tenons ni couronnes. *Biomat dent Clin*. 2016;1(1):16-25.
72. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2010;103(1):6-12.
73. Banerji S, Mehta SB, Millar BJ. Cracked tooth syndrome. Part 2: restorative options for the management of cracked tooth syndrome. *Br Dent J*. 2010;208(11):503-14.
74. Batalha-Silva S, Gondo R, Stolf S, Baratieri L. Cracked Tooth Syndrome in an Unrestored Maxillary Premolar: A Case Report. *Oper Dent*. 2014;39(5):460-8.
75. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent*. 2007;98(2):89-100.
76. Salehi A, Toledano C. Inlays, onlays, overlays : Du direct à l'indirect, comment définir l'indication? *Biomat dent Clin*. 2019;4(1):63-9.
77. ElAyouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J*. 2011;44(6):543-9.
78. Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clin Oral Investig*. 2009;13(3):333-41.
79. Geurtsen W, García-Godoy F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. *Am J Dent*. 1999;12(6):266-70.
80. Yamanel K, Caglar A, Gülsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J*. 2009;28(6):661-70.
81. Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NHJ. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):313-7.
82. Opdam NJ, Roeters JM. The effectiveness of bonded composite restorations in the treatment of painful, cracked teeth : six-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 2003;28(4):327-33.

83. Braly BV, Maxwell EH. Potential for tooth fracture in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 1981;45(4):411-4.
84. Toledano C. L'overlay : le successeur de la couronne périphérique. *L'information dentaire.* 2016;1(35):22-9.
85. Politano et al. The use of bonded partial ceramic restorations to recover heavily compromised teeth. *Int J Esthet Dent.* 2016;11(3):314-36.
86. Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6):609-16.
87. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR) : preparation designs and adhesthetics. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(4):482-502.
88. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;98(4):277-84.
89. Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent.* 2009;34(1):32-42.
90. Zunzarren R. Evolution des formes de préparation pour inlays/onlays postérieurs à la mandibule. *Réalités cliniques.* 2014;25(4):317-26.
91. Abguillerm M, Raguenu C. Concept de préparations et usures. *Fil D.* 2019;1(1):1-3.
92. Christian F.J. Stappert et al. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *J Adhes Dent.* 2008;10(1):41-8.
93. Liebenberg WH. Partial coverage indirect tooth-colored restorations: steps to clinical success. *Am J Dent.* 1999;12(4):201-8.
94. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quint Int.* 2009;40(9):9.
95. Brunton PA et al. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):167-71.
96. Banerji S, Mehta SB, Kamran T, Kalakonda M, Millar BJ. A multi-centred clinical audit to describe the efficacy of direct supra-coronal splinting – A minimally invasive approach to the management of cracked tooth syndrome. *J Dent.* 2014;42(7):862-71.
97. Desai PD, Das UK D. Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: An in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2011;22(6):877.
98. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater.* 2013;29(12):1209-18.

99. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig.* 2008;12(1):1-8.
100. Goldberg M, Dimitrova-Nakov S, Schmalz G. BPA from dental resin material: where are we going with restorative and preventive dental biomaterials? *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):347-9.
101. Robert Kelly J. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):513-30.
102. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications : a review. *Materials.* 2010;3(1):351-68.
103. Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(2):164-71.
104. Magne P., Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays : effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23(6):543-55.
105. Peumans M, Voet M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Ende A, Van Meerbeek B. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2013;17(3):739-50.

Table des illustrations

Figure 1: Schéma de l'anatomie d'une dent	16
Figure 2 : Image au microscope à balayage des prismes d'émail	18
Figure 3 : Coupe montrant les « tufts » au niveau de la JAD	19
Figure 4 : Microstructure de la dentine	20
Figure 5 : A gauche une dentine jeune et à droite une dentine âgée	21
Figure 6 : Aspect festonné de la JAD.....	23
Figure 7 : Diagramme de la prévalence selon l'étude de L.Martin et W.Le Chaffotec.....	24
Figure 8 : Diagramme selon l'étude de Fennis et coll.	25
Figure 9 : Gradient de la perte de résistance en fonction du type de cavité	26
Figure 10 : Développement des fêlures à partir des tufts au niveau de la JAD.....	27
Figure 11 : Schéma de progression de la fêlure dans l'émail externe et interne	28
Figure 12 : Croissance et déviation d'une fêlure.....	29
Figure 13 : Phénomène de pontage des fêlures.....	30
Figure 14 : Pontages dans l'émail à différents grossissements.....	30
Figure 15 : Extension de lumière en lumière canalaire de fêlures dans la dentine	31
Figure 16 : Mécanisme de microfissuration des tubules.....	32
Figure 17 : Ramification d'une fêlure	32
Figure 18 : Pontage de la fêlure par des ligaments non fissurés	33
Figure 19 : Modèles de déplacement sur une JAD droite et festonnée	34
Figure 20 : Arrêt des fêlures dans la région de la JAD	35
Figure 21 : Craquelure de l'émail.....	37
Figure 22 : Fêlure cuspidienne	38
Figure 23 : Fêlure coronaire verticale	38
Figure 24: Fêlure corono-radiculaire	39
Figure 25 : Fracture radicaire.....	39
Figure 26 : Bactéries colonisant les tubules dentinaires au niveau d'une fêlure	41
Figure 27 : Fêlure communiquant avec la chambre pulpaire.....	42
Figure 28 : Réalisation du test du mordu	45
Figure 29 : Test de transillumination	45
Figure 30 : Cliché rétro-coronaire d'une 46 avec poche parodontale.....	47
Figure 31 : Vue axiale d'une reconstitution tomographique avec fracture mésio-distale	47
Figure 32 : Dépose de la restauration coronaire.....	48
Figure 33: Exploration chirurgicale.....	49
Figure 34 : Schéma de l'acquisition des images par la technologie QLF	49
Figure 35 : Principe d'adhésion trinitaire de P. Magne.....	57
Figure 36 : Illustration des conditions de recouvrement des cuspides.....	59
Figure 37 : Préparation d'un overlay (à gauche) et overlay collé (à droite).....	61
Figure 38 : Les indications de recouvrement lors d'une préparation	63
Figure 39 : Recouvrement d'au moins 2 millimètres	64
Figure 40 : Epaisseur homogène (à gauche) et non homogène (à droite).....	64
Figure 41 : Champ opératoire en place	66
Figure 42: Dépose de la restauration et curetage	66
Figure 43 : Préparation pour overlay	67
Figure 44 : Scellement dentinaire immédiat	67
Figure 45 : Avantages et inconvénients du composite.....	69
Figure 46 : Classification des céramiques vitreuses	70

Figure 47 : Avantages et inconvénients de la céramique	72
Figure 48 : Sablage de la préparation	73
Figure 49 : Insertion de la pièce et maintien sous pression	74
Figure 50: Photopolymérisation de la pièce prothétique.....	75

INTERET DE L'OVERLAY DANS LA PRISE EN CHARGE DES FELURES DENTAIRES

Constance DELEBARRE

85p. : ill. 47 ; réf. 105

Domaines : Prothèses ; Dentisterie Restauratrice et Endodontie ; Clinique

Mots clés Rameau : Restauration Dentaire ; Collage en Odontostomatologie ; Prothèses Dentaires ; Dents-Lésions et Blessures

Mots clés FMeSH : Fissure Dentaire ; Prothèses Dentaires ; Restaurations Dentaires Permanentes ; Collage Dentaire ; Overdenture

Mots clés libres : Fêlure Dentaire ; Overlay

Résumé de la thèse :

Ce travail consiste en l'explication de la prise en charge des fêlures dentaires par la réalisation d'un overlay.

Une première partie reprend les aspects histologiques et biomécaniques des différents tissus dentaires, ainsi qu'une approche anatomo-pathologique des fêlures dentaires.

La deuxième partie est dédiée aux différents types de fêlures dentaires et leurs étiologies, puis les conséquences mécaniques et biologiques et les différentes méthodes diagnostiques.

La troisième partie porte sur les stratégies de traitement des fêlures avec en premier lieu une approche biomimétique, puis les intérêts et objectifs de la thérapeutique.

Enfin, la dernière partie définit l'overlay et expose ses indications et contre-indications. Elle met aussi en évidence la réalisation de la préparation jusqu'à l'assemblage.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

**Asseseurs : Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE
Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME
Monsieur le Docteur William PACQUET**