

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2020

N° 3660

LES FELURES AMELAIRES : INFLUENCE DES PROCEDURES ORTHODONTIQUES

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

QUEYROY Arthur
né le 28 octobre 1994

Le 24 septembre 2020 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Docteur Marc-Henri NIVET

Directeurs de thèse : Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN
Madame le Docteur Fabienne JORDANA

| | |
|--|--|
| UNIVERSITE DE NANTES | |
| <u>Président</u> Pr LABOUX Olivier | |
|  | |
| FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE | |
| <u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard | |
| <u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre | |
|  | |
| PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D. | |
| Mme ALLIOT-LICHT Brigitte | M. LESCLOUS Philippe |
| M. AMOURIQ Yves | Mme PEREZ Fabienne |
| M. BADRAN Zahi | M. SOUEIDAN Assem |
| M. GIUMELLI Bernard | M. WEISS Pierre |
| M. LE GUEHENNEC Laurent | |
| PROFESSEURS DES UNIVERSITES | |
| M. BOULER Jean-Michel | |
| MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES | |
| Mme VINATIER Claire | |
| PROFESSEURS EMERITES | |
| M. JEAN Alain | |
| ENSEIGNANTS ASSOCIES | |
| M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé) | Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé) |
| MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D. | ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D. |
| M. AMADOR DEL VALLE Gilles | M. ALLIOT Charles |
| Mme ARMENGOL Valérie | Mme ARRONDEAU Mathilde |
| Mme BLERY Pauline | Mme BARON Charlotte |
| M. BODIC François | M. BOUCHET Xavier |
| Mme CLOITRE Alexandra | Mme CLOUET Roselyne |
| Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie | M. FREUCHET Erwan |
| M. DENIS Frédéric | M. GUIAS Charles |
| Mme ENKEL Bénédicte | Mme HASCOET Emilie |
| M. GAUDIN Alexis | Mme HEMMING Cécile |
| M. HOORNAERT Alain | M. HIBON Charles |
| Mme HOUCHMAND-CUNY Madline | M. HUGUET Grégoire |
| Mme JORDANA Fabienne | M. KERIBIN Pierre |
| M. KIMAKHE Saïd | M. OUVRARD Pierre |
| M. LE BARS Pierre | M. RETHORE Gildas |
| Mme LOPEZ-CAZAUX Serena | M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel |
| M. NIVET Marc-Henri | M. SERISIER Samuel |
| M. PRUD'HOMME Tony | |
| Mme RENARD Emmanuelle | |
| M. RENAUDIN Stéphane | |
| Mme ROY Elisabeth | |
| M. STRUILLOU Xavier | |
| M. VERNER Christian | |
| PRATICIENS HOSPITALIERS | |
| Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) | Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché) |
| Mme BRAY Estelle (Praticien Hospitalier Attaché) | Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché) |
| Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier Attaché) | Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) |

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS

À Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Doyen de l'UFR Odontologie de Nantes

Département de Prothèses

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

Pour votre grande expérience, votre bienveillance et votre sympathie.

Veillez trouver ici l'expression de mon plus grand respect.

À Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche

Dentaires

Chef du Département d'Orthopédie Dento-Faciale

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour vos précieux conseils et la pertinence de vos remarques.

Veillez trouver ici le témoignage de mes sincères remerciements et de ma profonde estime.

À Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche

Dentaires

Docteur de l'Université de Bordeaux

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,
Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour votre disponibilité et votre gentillesse.

Pour votre soutien et vos précieux conseils.

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et de mon plus grand respect.

À Monsieur le Docteur Marc-Henri NIVET

Maître de Conférence des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche

Dentaires

Département d'Orthopédie Dento-Faciale

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de rejoindre ce jury de thèse.

Pour vos qualités humaines, votre gentillesse et votre accessibilité.

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et de mon plus grand respect.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| INTRODUCTION | 9 |
| 1 Les fêlures amélares | 10 |
| 1.1 Histoire et définition | 10 |
| 1.1.1 Histoire | 10 |
| 1.1.2 Définition | 10 |
| 1.2 Classification | 11 |
| 1.3 Etiologie et facteurs de risques | 13 |
| 1.4 Diagnostic | 14 |
| 1.5 Conséquences et prise en charge | 16 |
| 1.6 L'orthodontie, une étiologie ? | 16 |
| 2 Influence du mode opératoire..... | 20 |
| 2.1 Rôle de la préparation de surface..... | 20 |
| 2.1.1 Généralités | 20 |
| 2.1.2 Mordançage acide | 20 |
| 2.1.3 Sablage | 23 |
| 2.1.4 Laser | 24 |
| 2.2 Matériaux de collage | 25 |
| 2.2.1 Généralités | 25 |
| 2.2.2 Composites | 26 |
| 2.2.3 CVI..... | 28 |
| 2.3 Choix du type de bracket..... | 30 |
| 2.3.1 Généralités | 30 |
| 2.3.2 Brackets métalliques | 31 |
| 2.3.3 Brackets céramiques..... | 32 |
| 2.3.4 Brackets métalliques VS céramiques | 34 |
| 3 Influence de la dépose : choix de la technique de retrait..... | 36 |
| 3.1 Dépose mécanique : technique conventionnelle | 36 |
| 3.1.1 Le décollement | 36 |
| 3.1.2 L'arrachement | 37 |
| 3.1.3 Le délaminage..... | 39 |
| 3.2 Dépose thermique | 40 |
| 3.3 Laser | 41 |
| CONCLUSION | 43 |
| Références bibliographiques | 44 |
| Table des illustrations | 56 |
| Table des tableaux | 57 |

INTRODUCTION

En plus de remplir les différents objectifs thérapeutiques initiaux propres à chaque patient, l'orthodontiste se doit en fin de traitement de rendre la surface amélaire de l'ensemble de la denture la plus proche possible de son état d'origine.

Or, très souvent, des atteintes de l'émail en particuliers des fêlures sont constatées, pouvant dans une certaine mesure être considérées comme un échec thérapeutique (1)(2). La formation de micro-fêlures dans l'émail est devenue une préoccupation pour les personnes souhaitant un appareil orthodontique fixe, il semble donc important de connaître les différents moyens d'éviter le plus possible leur formation ou aggravation.

Ces lésions dépendraient en majeure partie de la force de collage avec laquelle les attaches orthodontiques sont liées aux dents (3).

En orthodontie, cette force est garante du succès d'un traitement car c'est elle qui entretient le maintien efficace des attaches et donc la transmission des forces orthodontiques permettant les déplacements dentaires. Elle doit être suffisamment forte pour éviter les décollements de supports au cours des thérapeutiques mais suffisamment faible pour ne pas abimer les surfaces dentaires lors du retrait de l'appareillage (4).

Ainsi, ces lésions amélaire ne sont pas uniquement les conséquences des procédures de dépose des supports orthodontiques : c'est toute la procédure en amont, influant sur la force de collage parfois excessive qui est à remettre en cause.

Après quelques généralités sur les fêlures amélaire, nous verrons quelles étapes courantes des procédures orthodontiques peuvent influencer sur cette force de liaison bracket/dent en fonction des techniques ou matériaux utilisés. Enfin, nous comparerons les différentes techniques de retrait des attaches en fin de traitement vis-à-vis de l'apparition ou l'aggravation de telles lésions de l'émail.

1 Les fêlures amélares

1.1 Histoire et définition

1.1.1 Histoire

De nombreux termes ont été employés pour décrire les fêlures dentaires. En effet, la littérature a montré une attention particulière vis-à-vis de ces dernières durant le demi-siècle dernier. De nombreuses catégorisations et terminologies se sont accumulées, accentuant le flou qui tourne autour de cette pathologie. Il n'en ressort aucun accord universel parmi les dentistes concernant lequel de ces systèmes descriptifs est définitivement correct.

La cause de cette confusion peut être perçue dans la multitude et parfois l'incohérence de signes et de symptômes, la variabilité anatomique du trait de fêlure, les pronostics variables rencontrés, ainsi que la difficulté d'observation de ces dernières. La progression des connaissances et des moyens d'investigation des fêlures au fil des années, permet peu à peu de comprendre leurs mécanismes.

Les dents incomplètement fracturées ont été décrites par Gibbs (5) en 1954 et par Ritchey et al. (6) en 1957. Cameron (7) a inventé en 1964 le terme « *cracked tooth syndrome* », en français « syndrome des dents fissurées », se focalisant plus sur l'aspect symptomatique (8). Ce terme a longtemps été repris par de nombreux auteurs, malgré le fait qu'une fêlure dentaire n'est pas une maladie en soit, mais plutôt un facteur qui peut engendrer des maladies parodontales, pulpaires et/ou des problèmes biomécaniques (9)(10).

En 1996 Rivera (11) a introduit le terme de « fracture longitudinale des dents », qui implique une distance, dans un plan vertical et occluso-cervical. En découle aussi une composante temporelle, avec une apparition de fêlures en superficie puis une propagation au cours du temps de celles-ci en profondeur.

Concernant les fêlures amélares à proprement parler, elles sont souvent évoquées dans la littérature sous le nom de « *crack lines* », « *craze lines* » ou encore « *infractious* » (12).

1.1.2 Définition

A ce jour, la fêlure dentaire amélo-dentinaire peut être définie comme un plan de fracture incomplète de profondeur et direction inconnues dont l'origine est coronaire, qui passe au travers des structures dentaires et s'étend possiblement sous la gencive, pouvant progresser jusqu'à la pulpe et au ligament parodontal (13). Elle s'oppose à la fracture dans la mesure où les fragments dentaires ne sont pas totalement dissociés et qu'il reste des liens entre eux sous la forme de liaisons amélares et dentinaires. Ainsi, une fêlure peut intéresser progressivement les différents tissus de la dent.

Nous nous cantonnerons ici aux fêlures amélares que l'on peut définir de la même manière, à une perte d'intégrité limitée au volume de l'émail et s'arrêtant donc en regard de la jonction amélo-dentinaire. Elles sont très fréquentes et objectivables sur de nombreuses dents.

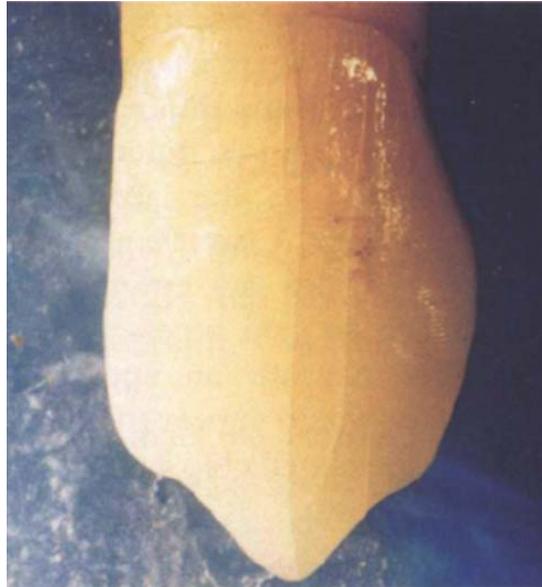


Figure 1 : Fêlure amélares observées par transillumination (6).

L'émail dentaire est le tissu le plus dur et le plus minéralisé du corps humain. Il est majoritairement inorganique car constitué à 95% de minéraux, 1 à 2% de matière organique et 2 à 4% d'eau en ce qui concerne son poids. Cette enveloppe dispose d'une partie externe qui a pour but de résister à l'usure de la couronne dentaire essentiellement. Elle forme une barrière isolante protégeant des forces physiques, thermiques et chimiques qui pourraient endommager le tissu pulpaire vital sous-jacent et d'une partie interne qui permet de limiter la propagation des fêlures. Son module d'élasticité très élevé, se situe autour de 80 GPa et sa dureté de Vickers est de 400. Cette dernière explique que des micro-fêlures peuvent apparaître à sa surface en cas de fragilité intrinsèque ou d'hyperfonction.

Il est important de préciser que toute atteinte amélaire est critique, car contrairement à l'os, une fois minéralisé, le tissu amélaire est acellulaire et ne se remodèle donc pas. Ainsi, à l'inverse d'un os cassé ou fissuré, une fêlure dentaire ne guérit jamais spontanément (14)(15).

1.2 Classification

En 2008, l'American Association of Endodontists (AAE) (14) établit une classification des fêlures dentaires dans laquelle elle identifie cinq types :

- La fêlure amélaire
- La fêlure cuspidienne
- La fêlure coronaire
- La dent fendue
- La fracture radiculaire verticale

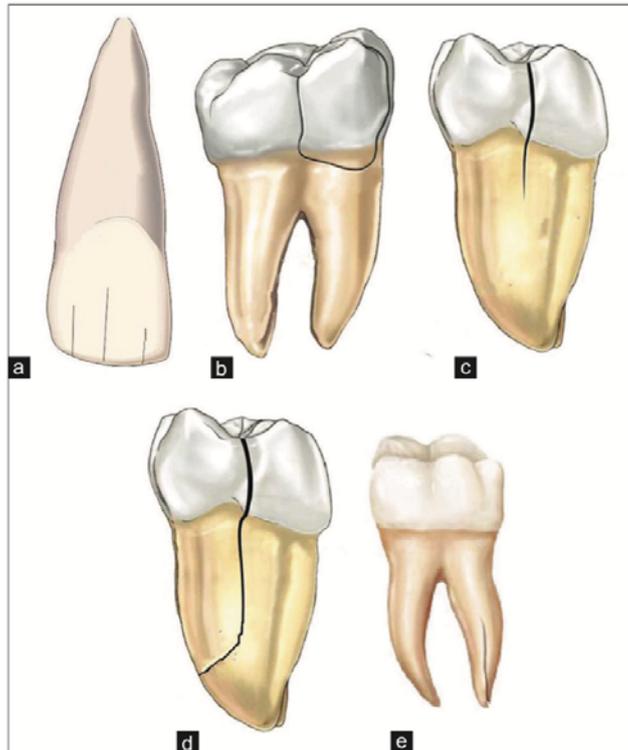


Figure 2 : Schéma représentatif des 5 types de fêlures décrits par l'AAE : (a) Fêlures amélaire, (b) fêlure cuspidienne, (c) fêlure coronaire, (d) dent fendue, (e) fracture radiculaire verticale (16).

Les fêlures de l'émail sont le premier stade de la classification. Comme leur nom l'indique elles n'affectent que l'émail contrairement à la fêlure cuspidienne, coronaire et la dent fendue qui démarrent occlusalement pour s'étendre apicalement affectant l'émail, la dentine et possiblement la pulpe (14).

Très souvent, au niveau des dents postérieures, elles traversent les crêtes marginales et/ou s'étendent le long des faces vestibulaires et linguales. Pour les dents antérieures, ce sont souvent de longues fêlures verticales (16). Les fêlures exclusivement amélaire sont bien moins fréquentes au niveau des dents cuspidées que des dents antérieures, à l'inverse des quatre autres catégories, prépondérantes au niveau des dents postérieures (14).

D'autres auteurs affirment qu'une fêlure n'impliquant que de l'émail est une fissure dite « non structurelle », qui ne nécessite aucun traitement, mais qu'une fêlure qui pénètre dans la dentine est une fissure « structurelle » nécessitant une prise en charge.

Clark et al. (17) en 2003 propose un système de classification des fêlures amélaire basé sur une combinaison d'observation visuelle à grossissement microscopique optique x16 et d'opinions existantes dans la littérature du moment. Leurs études sous observation microscopique ont été menées sur des dents postérieures. Ils rappellent avant tout que lorsque le clinicien évalue les fêlures de l'émail, il doit garder à l'esprit que de nombreux facteurs interviennent. Notamment l'âge du patient, la localisation des facettes d'usure, les parafunctions et la position réelle de la fissure par rapport aux charges occlusales et aux restaurations existantes (17).

1.3 Etiologie et facteurs de risques

Une analyse des études faisant état des facteurs de risques de fissuration des dents attire l'attention sur l'aspect multifactoriel de leurs étiologies. En effet, de nombreux facteurs différents peuvent provoquer des changements dans la résistance structurale des dents.

Geurtsen (18) a montré que des forces excessives appliquées sur une dent saine ou bien des forces physiologiques appliquées sur une dent affaiblie entraîne l'apparition de fêlures amélaire ou dentinaires.

Lynch et McConnell (19) ont divisé les différentes étiologies possibles de fêlures dentaires en quatre grandes catégories : les procédures de restauration, les facteurs occlusaux, les facteurs développementaux et les facteurs iatrogènes. Elles apparaissent dans le tableau ci-dessous.

| Classification | Facteurs | Exemples |
|----------------------------|--|--|
| Procédures de restauration | Conception inadéquate | Surpréparation de cavités Protection insuffisante des cuspidés dans la conception d'inlay/onlay Relation cuspidé/fosse prononcée |
| | Concentration de stress | Positionnement de tenon Pression hydraulique lors de l'assise de restaurations ajustées Forces physiques lors de la mise en place de restaurations (amalgame, inlay...) Confection de restaurations composites sans incrémentation (contraintes de traction sur les murs cavitaires) Torque sur dents piliers de bridges étendus |
| Occlusion | Accident de mastication | Force de morsure soudaine et excessive sur un morceau d'os |
| | Forces horizontales | Contacts et interférences excentriques (surtout les deuxièmes molaires mandibulaires) |
| | Forces fonctionnelles | Lésions carieuses importantes non traitées |
| | Parafonctions | Bruxisme |
| Développement | Fusion incomplète des zones de calcification | Syndrome des dents fissurées sur dents saines |
| Iatrogène | Cyclisme thermique | Fêlures amélaire |
| | Corps étranger | Piercing de langue |
| | Instruments dentaires | Craquelures et fêlures associées à l'utilisation de pièces à main à grande vitesse |

Tableau 1 : Facteurs étiologiques du syndrome des dents fissurées (19).

Concernant la formation de fêlure amélaire exclusive, elle proviendrait d'un trouble de développement amélaire et/ou d'une origine mécanique.

En effet, la formation des fêlures de l'émail peut provenir d'anormalités naissantes au cours du processus de maturation impliquant un défaut de développement des améloblastes. Les améloblastes sont les principales cellules responsables de la formation et de la minéralisation de l'émail que l'on appelle l'amélogenèse (15).

Ensuite, elles sont généralement attribuées aux forces occlusales répétitives, aux accidents traumatiques, aux variations de température ainsi qu'aux procédés de restauration (20).

Enfin, selon de nombreuses études, des micro-fêlures amélares peuvent être constatées suite à la dépose des attaches en fin de traitement orthodontique. Elles seraient dues à des forces de liaison trop importantes entre le bracket et l'émail (21)(22).

1.4 Diagnostic

Chez un adulte, la plupart des dents présentent des fêlures amélares, néanmoins elles sont parfois difficiles à mettre en évidence à l'examen clinique. Les symptômes classiquement retrouvés lors d'une atteinte dentinaire, à savoir une sensibilité accrue au froid et/ou au moment de relâcher la pression sur la dent lors de la mastication, ne sont pas retrouvés lors d'une atteinte amélaire exclusive.

Ainsi, les tests cliniques classiques de percussion, de morsure ou de sensibilité seront normaux. La mise en évidence clinique de fêlure amélaire se fait donc exclusivement par observation visuelle. C'est pourquoi celle-ci n'est pas un diagnostic à proprement parlé, mais plutôt une observation.

Différentes aides visuelles peuvent être utilisées, afin de parfaire l'exploration souvent insuffisante à l'œil nu.

- La transillumination :

La transillumination est probablement la méthode la plus communément utilisée pour mettre en évidence une fêlure amélaire. Ce test est basé sur le fait qu'un flux lumineux va pénétrer la substance jusqu'à ce qu'il rencontre un espace, à partir duquel la lumière va se réfléchir. La transillumination se réalise avec une lumière à fibre optique, ultraviolette ou non, positionnée perpendiculairement au plan selon lequel la fêlure est suspectée. Malgré sa facilité de mise en œuvre, il y a deux inconvénients à l'utilisation de la transillumination sans grossissement. Premièrement, elle dramatise la moindre fêlure au point que certaines craquelures de d'émail peuvent apparaître comme des fissures structurales. Deuxièmement, les changements de couleur subtiles sont rendus invisibles (17).



Figure 3 : Mise en évidence de fêlures amélares par transillumination.

- La coloration

Cette technique consiste à appliquer un colorant sur la zone suspectée qui en cas de fêlure s'y introduira, la révélera et donnera ainsi une indication sur sa direction. D'abord, largement utilisée par les endodontistes avec du bleu de méthylène afin de mettre en évidence des fêlures ou fractures radiculaires, elle a ensuite été promue pour la visualisation des atteintes coronaires. Associée à la transillumination, cette technique a démontré une efficacité intéressante. Un gros inconvénient rapporté de cette technique est la difficulté à enlever les tâches une fois l'examen terminé et l'atténuation possible de certains changements subtiles de couleur de l'émail (17). L'utilisation de révélateur de plaque qui fonctionne également s'avère une bonne alternative aux inconvénients du bleu de méthylène.



Figure 4 : Réalisation du test de coloration avec l'aide de révélateur de plaque.

- La microscopie

Cet outil permet la visualisation de fêlures microscopiques qui n'auraient pas pu être mises en évidence par d'autres moyens diagnostiques, surtout en l'absence de symptômes décrit par le patient. Il peut être associé à une coloration ou même à de la transillumination. Dans le cas de fêlure dentaire avec nécessité de prise en charge il est d'autant plus utile car il reste utilisable au cours du soin à réaliser, ce qui rend le travail plus précis et confortable pour le praticien. Il est conseillé d'employer des grossissements entre 14 et 18 avec un maximum d'intensité lumineuse. En effet, un grossissement de 16 sous microscope fournit des informations optimales sur les fêlures de l'émail et se situe dans la plage de grossissement que la plupart des microscopes actuels utilisent aujourd'hui (9)(17).

Bien évidemment, peu importe la technique utilisée, la recherche de fêlure se fait sur une dent parfaitement propre et sèche sous éclairage adéquat. Toute présence de plaque viendrait compromettre leur objectivation. Aussi, la mise en place d'un champ opératoire lors de l'utilisation de microscopie permet d'optimiser cette technique.

1.5 Conséquences et prise en charge

Les fêlures amélares exclusives, comme évoqué précédemment n'entraînent pas de sensibilité au froid ou au cours de la mastication. Néanmoins, parfois visibles à l'œil nu, elles peuvent compromettre l'intégrité de l'émail, être source de tâches et d'accumulation de plaque à leur niveau. De ce fait, elles peuvent augmenter la susceptibilité à la lésion carieuse et compromettre l'apparence esthétique de la dent (23)(24).

De plus, elles peuvent évoluer au cours du temps vers des atteintes plus étendues affectant la dentine puis possiblement la pulpe. Les conséquences et prise en charges de telles atteintes sortent du champ d'investigation de cette thèse qui concerne essentiellement les fêlures de l'émail et ne seront donc pas décrites. Il est toutefois important de garder à l'esprit ce possible schéma d'évolution.

Les fêlures de l'émail ne nécessitent pas de prise en charge particulière si ce n'est d'adopter une attitude préventive afin d'éviter leur survenue. La connaissance de leur existence et de leurs étiologies est une composante essentielle de leur prévention (7). Certains auteurs préconisent en cas de fêlure marquée l'application d'un vernis ou d'une résine de scellement afin de prévenir les dyschromies dues aux colorants externes types caféine, théine etc...(25).

1.6 L'orthodontie, une étiologie ?

L'orthodontie est définie comme « la partie de la médecine qui étudie la forme, la position et le fonctionnement des arcades dentaires et qui les modifie pour assurer leur santé, embellir leur apparence et améliorer leurs fonctions » selon le dictionnaire d'orthognathodontie de 2015 édité par la Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale (26).

Bien que de nouvelles techniques par aligneurs existent et fonctionnent pour déplacer les dents et traiter toutes sortes de malocclusions, les traitements orthodontiques multi attaches restent très largement les plus employés.

Comme son nom l'indique, l'orthodontie multi-attache nécessite le positionnement d'attaches sur l'ensemble des dents afin de pouvoir leur transmettre des forces capables de les déplacer. L'impératif pour mener à bien un traitement est d'obtenir des forces de collage suffisantes des brackets sur l'émail pour permettre les mouvements orthodontiques. Cependant, elles doivent aussi être suffisamment faibles afin de pouvoir retirer les attaches sans induire d'effets iatrogènes. Osorio et al. faisant référence aux travaux de Reynolds ont défini qu'une force d'adhésion minimale de 6 à 8 MPa est nécessaire et suffisante pour résister aux contraintes liées aux activations du traitement, à la mastication et aux parafonctions (27). Néanmoins, dans certains cas, la force de collage peut s'avérer supérieure à la force de cohésion à l'intérieur de l'émail. A ce moment-là, lors de la dépose de l'attache, des fêlures amélares ou des pertes d'émail peuvent se produire (28). Les fêlures amélares surviendraient lorsque la force de liaison bracket/émail excède les 14 MPa (29)(30)(31). Leur fréquence augmenterait avec une force de collage accrue.

Néanmoins, la grande majorité des études faites et citées dans ce travail sont *in vitro*. Or, la littérature nous informe que la force de liaison *in vitro* serait nettement supérieure à celle *in vivo* (32). Ce qui suggère que les résultats de toutes ces études sont à pondérer et que donc

la fréquence des fêlures amélaire à la dépose des attaches orthodontiques pourraient être moindre dans des conditions cliniques.

Il est également important de présenter un des outils les plus utilisés dans les études sur l'adhésion, l'Adhesive Remnant Index (ARI). La plupart des études réalisées sur l'état de surface amélaire se basent sur ce critère d'analyse, proposé par Artun et Bergland en 1984 (33). C'est un score qui permet d'évaluer la quantité de matériau de collage restant sur la surface amélaire après décollement de l'attache. Il varie de 0 (aucun adhésif laissé sur la dent) à 3 (tout l'adhésif reste sur la dent avec impression distincte du maillage du bracket).

| |
|--|
| <p style="text-align: center;">Adhesive Remnant Index (ARI):</p> <p>Score 0, 0% of adhesive remaining on the tooth;</p> <p>Score 1, \leq50% of adhesive remaining on the tooth;</p> <p>Score 2, >50% of adhesive remaining on the tooth;</p> <p>Score 3, 100% of adhesive remaining on the tooth.</p> |
|--|

Figure 5 : Scores détaillés de l'ARI (116).

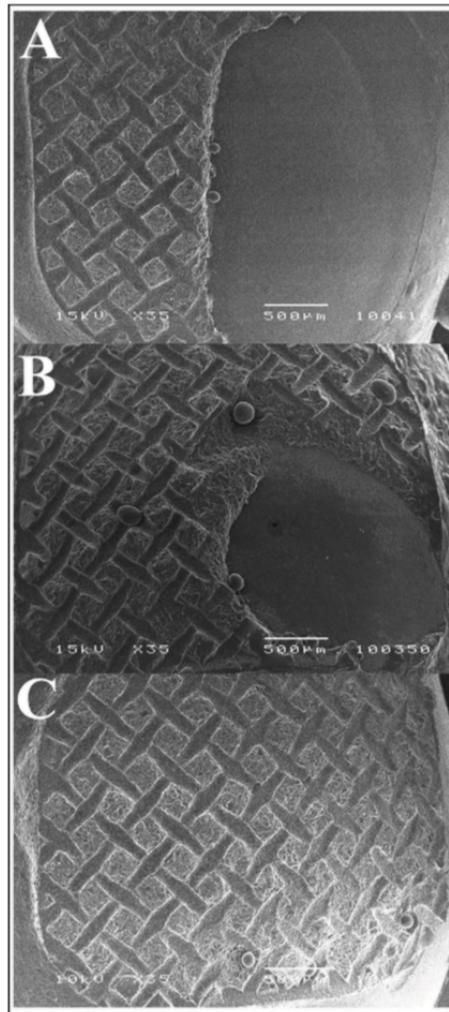


Figure 6 : Images au microscope électronique à balayage de surface d'émail avec (A) un score ARI de 1, (B) un score ARI de 2, (C) un score ARI de 3 (116).

De ce score, découle un type de fracture de la colle. Il existe trois types de fracture : la fracture adhésive dent, la fracture adhésive bracket et la fracture cohésive.

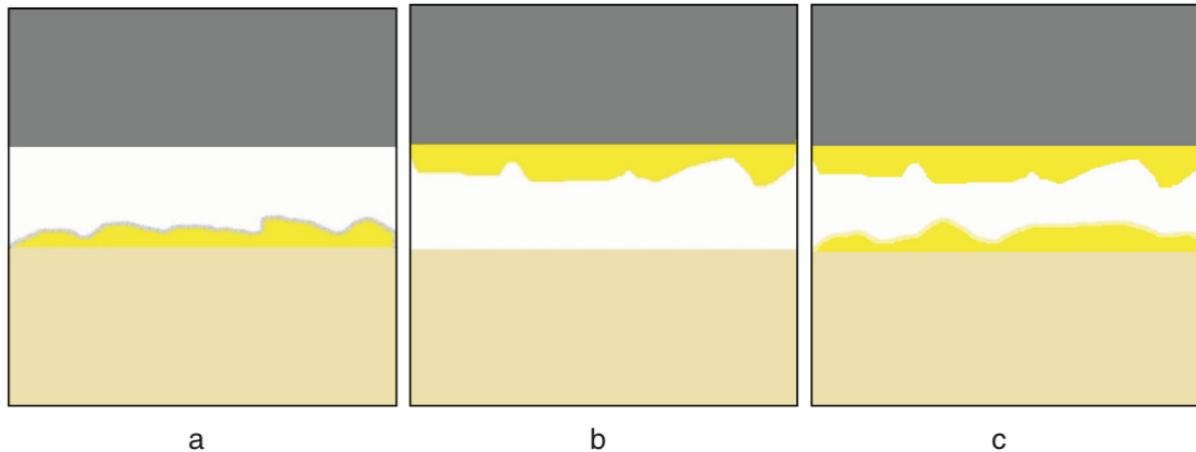


Figure 7 : Trois types de fracture du matériau de collage : (a) Fracture adhésive dent, (b) fracture adhésive bracket, (c) fracture cohésive (34).

Plus l'ARI est grand, plus la fracture du matériau de collage sera de type adhésive à l'interface colle/bracket, donc le composite reste principalement sur la dent, alors que le bracket est retiré sans colle. C'est ce type de fracture qui protégerait d'avantage l'émail du risque de fêlure lors de la dépose des brackets (33). La persistance d'une fine couche d'adhésif recouvrant 100% de la zone amélaire précédemment liée au bracket serait l'idéal après son décollement (35). Certes, il laisse plus de travail au praticien pour retirer la colle mais préserve du risque d'arrachement de prisme d'émail et de sa perte d'intégrité (36). Inversement, plus l'ARI est bas, plus la fracture sera de type adhésive colle/dent et moins il restera de matériau sur la surface dentaire.

Une rupture de liaison cohésive est une rupture à travers un seul matériau, ici l'adhésif, où des forces de cohésion entre les mêmes espèces atomiques sont présentes.

L'ARI est donc un indicateur important lors de l'évaluation de l'intégrité de la surface de l'émail après le décollement d'une attache orthodontique. Lui non plus ne dépend pas seulement de la technique de dépose utilisée, mais également du matériau de collage, de la technique de préparation amélaire en amont et du type de bracket choisi.

2 Influence du mode opératoire

2.1 Rôle de la préparation de surface

2.1.1 Généralités

En orthodontie, comme en dentisterie restauratrice, la préparation amélaire est devenue indispensable avant tout collage. En effet, celle-ci est inévitable afin que d'adhésion soit efficace et l'interface de collage bracket/dent puisse supporter les différentes forces orthodontiques ainsi que les diverses contraintes au cours de la mastication. L'obtention d'une surface amélaire rugueuse est donc nécessaire afin que les tags résineux assurent l'ancrage micromécanique. Il existe différents moyens pour obtenir cette rugosité, le plus utilisé étant le mordançage à l'acide orthophosphorique (37). Quelle que soit la méthode retenue, le but est de créer des micro-rétentions allant de 5 à 10 μm , celle-ci permettant la pénétration du produit de collage et une rétention mécanique par imbrication entre l'émail et le matériau formant la couche hybride (38).

2.1.2 Mordançage acide

En 1955, Buonocore introduit le mordançage acide au préalable avant tout collage sur émail sec (37). Cette préparation de surface offre un mode d'adhésion de type micromécanique. Newman en 1964 étendit l'utilisation du mordançage à l'orthodontie pour coller les brackets à l'émail (39).

Cette technique de préparation amélaire à l'acide entre dans la grande famille des systèmes adhésifs qui n'a cessé et ne cesse d'évoluer. En 2004, Degrange met au point une nouvelle classification de ces systèmes afin de permettre aux praticiens de se repérer dans le panel des adhésifs présents sur le marché (40). Ils se regroupent en deux classes selon la nécessité d'une étape de mordançage acide préalable et se subdivisent en sous-classes selon le nombre d'étapes à réaliser :

- Mordançage et rinçage préalable (M&R) :
 - Trois temps (mordançage, primaire, adhésif).
 - Deux temps (mordançage, puis primaire et adhésif au sein d'un même flacon).
- Systèmes auto-mordançants (SAM) :
 - Deux temps (acide et primaire au sein d'un même flacon, puis adhésif).
 - Un seul temps (acide, primaire, adhésif au sein d'un même flacon).

A chacune des catégories, correspondent des avantages et inconvénients de par leur mode d'action différent. Les systèmes principalement utilisés en orthodontie sont les M&R2 et SAM1 du fait de leur efficacité et de leur nombre d'étapes réduits (41).

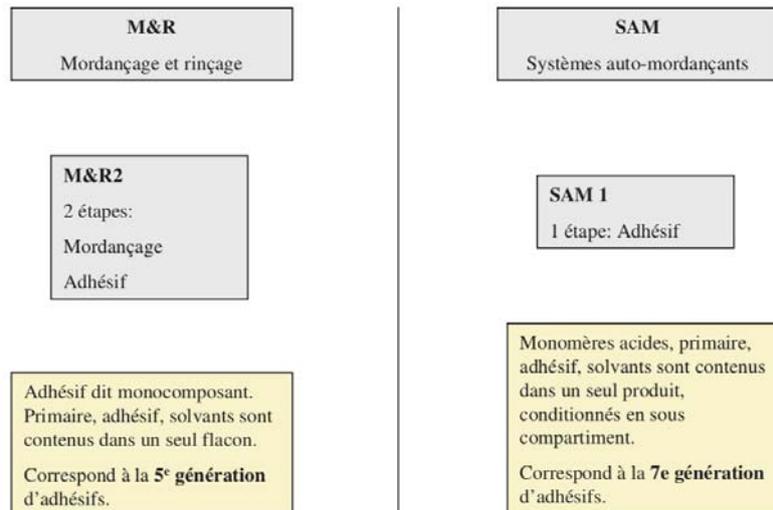


Figure 8 : Principaux adhésifs utilisés en orthopédie dento-faciale selon la classification de Degrange (41).

Concernant les systèmes M&R2, en général, un acide orthophosphorique sous forme de gel ou liquide à une concentration de 37 % appliqué durant 15 à 30 secondes est recommandé par la plupart des fabricants de systèmes adhésifs (41). Des tentatives d'utilisation de diverses concentrations d'autres acides tels que les acides pyruvique, lactique, nitrique, maléique tannique et citrique ont abouti à des forces de liaison sous optimales et non adaptées aux performances cliniques (42).

Bien que les systèmes M&R avec mordançage classique présentent un taux d'échec réduit de l'ordre de 6 à 7 %, ils restent une technique de préparation plutôt agressive de par leurs propriétés mécaniques en termes de valeur d'adhérence. Cette technique entraîne une perte d'émail de 8 à 15 μm . Le nettoyage et polissage des surfaces dentaires à la dépose ajoute une nouvelle perte d'émail variant de 30 à 160 μm , selon les auteurs (43). La pénétration de résine au sein de l'émail déminéralisé entraîne la formation de brides résineuses allant jusqu'à 15 μm de longueur, qui permettent une adhérence importante. De fait, lors de la dépose des arrachements de prismes d'émail emprisonnés dans les brides peuvent se produire. Ainsi, les pertes amélaire suite à un collage composite avoisinent les 10 % de l'épaisseur initiale de l'émail.

Les SAM contiennent des monomères acides polymérisables et de l'eau, nécessaire à leur activation. L'attaque acide se produit lors de l'infiltration du liquide dans l'émail. Elle reste inférieure à celle provoquée par les agents mordançants classiques utilisés dans les systèmes M&R, tel que l'acide phosphorique où l'étape de mordançage est distincte des autres étapes nécessaires à l'adhésion (41). La combinaison de l'agent mordançant et du primaire au sein du même produit permet d'éliminer l'étape de rinçage et les possibles atteintes acides de la gencive. La profondeur d'infiltration de la résine adhésive dans les zones de déminéralisation est de faite réduite, avoisinant les 2 à 3 μm seulement (44).

Ce système autoriserait donc une déminéralisation de surface moins agressive et plus respectueuse de l'intégrité amélaire lors de la dépose.

De nos jours, l'utilisation d'acide orthophosphorique à 37% associé au composite Transbond XT™ (3M, Unitek Monrovia, CA, USA) pourrait être connu comme le protocole de collage le plus employé par les orthodontistes dans leurs études expérimentales (45).

Qu'en est-il de ces systèmes vis-à-vis des risques de fêlures amélares lors de la dépose ?

Les rapports sur les forces de liaison dans la littérature sont souvent contradictoires car dépendent de nombreuses variables expérimentales comme les schémas d'étude, les matériaux de collage utilisés ou les systèmes de dépose entre autres. Ainsi, certains auteurs ont démontré que la force de collage de brackets collés avec différents systèmes automordançants n'était significativement pas différente de celle obtenue avec des systèmes M&R2 conventionnels (46)(47)(48). D'autres ont obtenu des forces plus importantes avec les systèmes conventionnels (49)(50)(51)(52). Au contraire, les études de Bishara et al. (53) et de Buyukyilmaz et al. (54) indiquent des forces d'adhésion plus fortes chez les SAM1.

La recherche a montré que les systèmes M&R2 utilisant de l'acide orthophosphorique reste le choix préféré des orthodontistes pour le conditionnement de l'émail car garantit une liaison durable du support à l'émail (55)(56).

Concernant les pourcentages d'adhésif résiduel sur l'émail à la dépose des attaches, il est souvent considéré qu'il est plus important lorsqu'on utilise les M&R2 (57). Cependant, les résultats de l'étude d'Arash et al. de 2017, (58) en accord avec d'autres auteurs ne révèlent aucune différence significative dans les scores d'ARI obtenus entre les M&R2 et les SAM (49)(59)(60)(61).

L'étude de Hosein et al. a rapporté que de manière générale, la quantité d'adhésif résiduel à tendance à augmenter avec la force de collage (57).

Il en va donc également ainsi pour les zones de décollement qui découlent des scores ARI. Elles se situent pour la grande majorité à l'interface bracket/colle ou au sein même de l'adhésif sans différence significative entre le mordançage classique et le système automordançant (50). Bien évidemment, ce critère est très fortement dépendant de la contamination salivaire au moment de la réalisation du protocole de collage.

En 2010 Shahabi et al. (62) mènent une étude *in vitro* sur l'intérêt d'utiliser un agent de liaison de l'émail au cours de la préparation amélaire. Il a longtemps été suggéré qu'il augmenterait les forces de collage en potentialisant le mordançage amélaire et protégerait l'émail lors de la dépose, entre autres.

Ils comparent les différentes forces de collage, ARI et dégâts amélares après dépose chez différents groupes de prémolaires préparées avec une couche d'agent de couplage, deux couches ou bien aucune. Bien que le nombre de fêlures ait significativement augmenté dans les trois groupes, ils n'observent aucune différence significative dans leurs caractéristiques, à savoir : direction, longueur, profondeur entre les groupes. De plus, les forces de collages ne présentent pas de différences significatives, avoisinant les 8,5 MPa. D'autres auteurs ont obtenu des résultats similaires (63)(64)(65)(66). Enfin, les scores d'ARI montrent une majorité de fracture à l'interface bracket/colle, sans différence significative entre les groupes. Ainsi, le primaire d'adhésif ne protégerait en rien l'émail des forces de décollement. Son application n'influerait pas sur la formation de fêlures à la dépose de même que sur les forces de collage et ne semblerait donc pas indispensable aux étapes de préparation amélaire (66).

Des fissures importantes de l'émail lors du décollage des attaches ont été rapportées par des études qui revendiquaient des forces d'adhésion adéquates après un mordantage réalisé avec des systèmes auto-mordants (67)(68).

2.1.3 Sablage

Le concept du sablage est relativement ancien puisqu'il a été décrit pour la première fois en 1943 par Robert Black qui préconisait son utilisation pour les préparations des cavités en odontologie conservatrice. En 1993, Zachrisson propose de l'utiliser pour coller sur l'or, l'amalgame et la porcelaine (69).

Contrairement au mordantage, le sablage est une préparation mécanique de l'émail. Cela consiste à projeter à l'aide d'une buse, des particules à haute vitesse dans un flux d'air sec ou dans un brouillard d'eau. Ces particules peuvent être de différentes taille et nature, les plus utilisées étant les oxydes d'alumines (38).

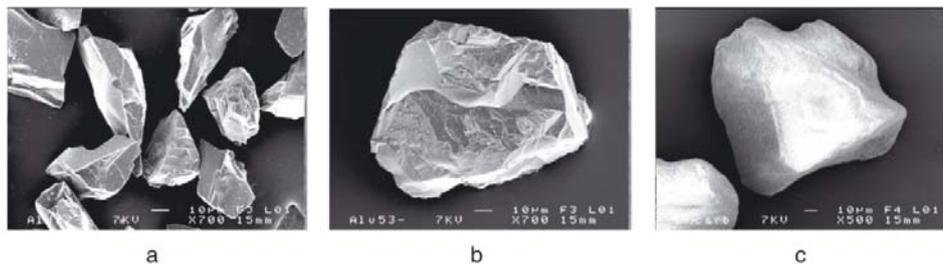


Figure 9 : Particules projetées. (a) oxyde d'alumine, 29 μm (b) oxyde d'alumine, 50 μm (c) bicarbonate de sodium (38). Microscopie électronique à balayage.

Il est important de garder à l'esprit qu'aucun traitement n'engendrant plus de 100 μm de perte d'émail n'est considéré comme dommageable pour l'émail (70). Or, Medhi et al. dans leur étude *in vitro* de 2009 sur le micro-sablage amélaire ont obtenu des valeurs de perte d'émail toutes bien inférieures à cette limite (38). Par conséquent, ils rejoignent la même conclusion de Reisner et al. (71) et plus récemment celle de Canay (72), à savoir que le sablage ne produit pas d'altérations trop importantes de l'émail.

Néanmoins, seul, il ne peut être considéré comme une technique fiable de préparation au collage de la résine. La plupart des études menées à ce sujet prouvent que les forces obtenues avec de la résine sont très largement inférieures à celles nécessaires pour un traitement orthodontique (73)(74).

| | Acide orthophosphorique | Sablage 50 μm | Sablage 90 μm |
|--------------|-------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| Force | 10,4 MPa \pm 2,8 | 2,3 MPa \pm 1,0 | 3,6 MPa \pm 2,2 |

Tableau 2 : Forces de collage obtenues avec préparation à l'acide orthophosphorique, sablage 50 μm et sablage 90 μm . Résultats de l'étude d'Olsen et al (70).

C'est pourquoi, pour éviter de le coupler au mordançage et aux inconvénients qui en découlent, l'association avec les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) plutôt que le composite, a permis l'augmentation des forces d'adhésion et donc l'utilisation du sablage en orthodontie. L'adhésion chimique des CVIMAR de par leur composition, ajoutée à la préparation mécanique par sablage constitue une alternative de choix au collage des attaches orthodontiques (38).

L'étude comparative de Sorel sur les forces d'adhésion entre trois techniques de préparation amélaire différentes avant collage au CVIMAR Fuji Ortho LC™ (GC) d'un même bracket montre des forces de 10,8 MPa avec sablage, contre 11 MPa avec mordançage acide classique (75). Les valeurs obtenues dans cette étude avoisinent les 10 MPa considérés comme la valeur idéale de collage (38).

Ainsi, le sablage couplé au CVIMAR est une alternative au collage traditionnel entraînant des répercussions sur l'émail bien inférieures comparé au mordançage :

- Perte d'émail d'environ 10 µm (contre 30 µm avec mordançage acide),
- Moins de prolongements de résine dans l'émail (donc moins de sensibilité pulpaire et moins de coloration par les tags de résine en post-orthodontie),
- Gain de temps (la pellicule acquise exogène est éliminée en même temps que le sablage qui sera suivi d'un rapide rinçage), environ une minute de préparation (38).

Cependant, concernant les risques de fêlures amélaire à la dépose d'un traitement orthodontique, aucune étude ne semble avoir été faite en utilisant le sablage comme préparation de surface.

2.1.4 Laser

L'utilisation du laser bien que peu employée dans les cabinets d'orthodontie existe également afin de préparer l'émail au collage. Cette technique a été testée puis développée dans le but de pallier aux inconvénients de la technique de mordançage à l'acide orthophosphorique à 37%, encore considérée comme le gold standard en orthodontie.

Les différents schémas d'études et de réglages des appareils notamment au niveau des puissances de sorties rendent les résultats d'études contradictoires concernant son application vis-à-vis du mordançage amélaire (74).

Un des avantages du laser, est qu'en paramétrant la puissance, la fréquence et le temps de manière adéquate, le modèle de préparation de la surface amélaire peut être planifié. De plus, la surface d'émail préparée au laser deviendrait résistante à l'acide et donc diminuerait le risque d'apparition de lésions carieuses, atout de taille en orthodontie (76)(77).

Enfin, une fois maîtrisé, il permettrait un gain de temps pour le praticien en éliminant les étapes de rinçage et séchage et diminuerait ainsi les risques de contamination salivaire (78).

Néanmoins, le problème de l'augmentation de température au niveau de la pulpe lors de son utilisation, entraînant une réaction pulpaire inflammatoire a été soulevé (79). Celle-ci semblerait moins se produire avec un laser d'erbium dopé au chrome (Er,Cr :YSGG) (74). Ce type de dispositif émet un faisceau d'une longueur d'onde de 2,73 µm capable d'ablater les tissus durs de la dent de manière très efficace (80).

Berk et al. (74) ainsi qu'Özer et al. (81) reportent via leurs études respectives que le laser Er,Cr :YSGG utilisé avec des irradiations de 1,5 à 2 W associé à une résine composite orthodontique classique induit des forces de collage suffisantes, de l'ordre de 7,15 MPa similaires à celles obtenues à l'aide d'un mordantage acide conventionnel. En dessous de 1W, les forces deviennent trop faibles et inférieures à celles nécessaires orthodontiquement (74)(81).

Concernant le risque de formation de fêlures amélares à la dépose des attaches, ces forces de liaisons sont idéales car situées entre la valeur minimale cliniquement acceptable (6-8 MPa) et 14 MPa, valeur au-delà de laquelle le risque devient accru.

Cependant, Berk et al (74) précisent que le mordantage au laser crée des micro-fêlures dans l'émail lors de son utilisation, qui permettrait justement d'augmenter la force de collage. Moins de micro-fêlures seraient produites avec des irradiations de 1 W que de 1,5 ou 2 W.

Au niveau des zones de décollement après dépose des attaches, certaines études montrent des fractures de type cohésives avec des ARI majoritairement égaux à 1 ou 2 (73)(74). Pour Hosseini et al. (82), très peu d'adhésif resterait sur l'émail avec des ARI majoritairement très bas contrairement aux résultats de Gokcelik et al. (83) où les scores d'ARI du laser sont significativement plus grand que ceux obtenus avec une préparation de surface conventionnelle.

Là aussi, ces résultats contradictoires pourraient s'expliquer par la différence de schéma d'étude, de paramétrages des lasers ou des matériaux de collage et de dépose utilisés (74).

En résumé, le laser (Er,Cr :YSGG) paramétré à des radiations entre 1,5 et 2 W permet un mordantage amélaire efficace avant collage au composite, avec des forces de liaison très raisonnables. Cependant, dans ces valeurs-là de radiations, il induirait également la formation de micro-fêlures amélares aidant au collage mais sûrement iatrogènes à la dépose de l'appareillage. On comprend aisément que de mauvais réglages notamment de puissance de radiations, à savoir trop importantes augmenteraient d'avantage l'étendue des micro-fêlures.

En 2017, Ghaffari et al. (84) ont mené une étude *in vitro* sur des prémolaires extraites chez des jeunes âgés entre 13 et 19 ans. Elle cherchait à comparer la présence de fêlures amélares après dépose d'attaches orthodontiques de surface mordancées à l'aide d'un laser Er,Cr :YSGG ou à l'acide orthophosphorique conventionnel. Que ce soit avant ou après positionnement et décollement des attaches, aucune différence significative concernant le nombre ou les longueurs des fêlures n'a été révélée entre les deux groupes (84). Malgré une augmentation du nombre de fêlures après dépose dans les deux groupes, celle-ci est similaire pour les deux types de préparation de surface.

Dans cette étude, selon les scores d'ARI, pour les échantillons préparés au laser, le décollement se produit majoritairement à l'interface colle/émail.

2.2 Matériaux de collage

2.2.1 Généralités

Une fois l'émail préparé, le bracket orthodontique peut être collé sur la dent. Là aussi, de nombreux types de colles existent et influent par leur caractéristique respective sur la force d'adhésion attache/dent et donc sur les différents modes de rupture lors du décollement des brackets en fin de traitement orthodontique.

2.2.2 Composites

Le collage des attaches orthodontiques est le plus souvent réalisé à l'aide de résine composite. Les composites sont constitués d'une matrice organique et de charges minérales. La liaison entre les deux est assurée par un silane. Les matrices organiques sont toutes issues de la famille des époxydes utilisant principalement le bisphénol A glycidyl méthacrylate (bis-GMA). Concernant les charges, on distingue les charges minérales macro-chargées (10 à 100 μ m) des micro-chargées (0,01 à 0,1 μ m). Elles ont pour rôle d'améliorer le comportement mécanique de la résine (85).

A ces composants principaux, s'ajoutent d'autres molécules variant proportionnellement en fonction des différents laboratoires de production, comme des accélérateurs/inhibiteurs de polymérisation, des diluants ou encore des stabilisants.

Les composites n'établissent pas de liaisons chimiques avec l'émail lors de leur polymérisation. C'est pourquoi il est indispensable de créer des rétentions sur la surface amélaire afin d'assurer l'adhésion mécanique de la colle (85).

L'argument de choix de l'utilisation de ce matériau a longtemps était sa force d'adhésion adéquate lorsqu'il est utilisé avec une préparation de surface amélaire (47)(49). Les meilleures valeurs de collage sont souvent retrouvées pour les composites hydrophobes classiques.

Les valeurs d'adhérence des colles résineuses demeurent cependant souvent nettement supérieures à celles requises pour un collage efficace, pouvant parfois dépasser les 20 MPa (28)(86).

Le composite le plus employé par les orthodontistes en pratique clinique et expérimentale est le Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) (45). Il est très souvent le matériau référence dans les études comparatives qui lui rapportent des forces de liaison allant de 10,4 à 19,6 MPa (66).



Figure 10 : Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).

En 2012, Sessa et al. (87) examinent et comparent *in vivo* la surface amélaire après dépose d'attaches orthodontiques collées avec quatre matériaux différents :

- No-mix™ (Dentaurum) : composite chémo-polymérisable,
- Enlight™ (Ormco) : composite photopolymérisable,
- Heliosit Orthodontic™ (Ivoclar Vivadent) : composite photopolymérisable sans application prérequisse d'adhésif,

- Fuji Ortho LC™ (GC) : ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) photopolymérisable.

Se référant aux scores ARI, aucune différence significative concernant les dégâts amélaire n'existe entre les quatre colles utilisées. Autrement dit, pour eux, le matériau de collage n'influerait pas de manière significative sur la quantité de colle restante sur l'émail, ni sur les dégâts de surface amélaire (87). Le score d'ARI le plus obtenu dans cette étude est le 1 (54,2 %) indiquant moins de la moitié de l'adhésif présent sur l'émail à la dépose, supporté par le score d'ARI bracket (adhésif présent sur le bracket) le plus obtenu, le 2, égal à 45,8 %. Précisons que seule l'analyse des quantités d'adhésif restant sur l'émail a été réalisée *in vivo*. L'inspection de l'état de surface amélaire après décollage des attaches et polissage a été faite sur des répliques en résine sous microscope électronique à balayage sans évoquer les fêlures amélaire.

Albaladejo et al. (88) avec leur étude sur l'utilisation de différents composites conventionnels ont remarqué que le décollage s'effectue le plus souvent au niveau de l'interface bracket/adhésif (ARI 1-2), tout comme Rix et al. (28) et Summers et al. (89) et que ces profils de rupture à la dépose sont potentiellement favorables à la conservation de l'intégrité amélaire. La force de liaison importante des systèmes adhésifs au composite semble offrir une certaine protection contre l'arrachement de prismes d'émail en maintenant une couche plus ou moins fine d'adhésif après le décollage. Zachrisson et al. (23) et Knosel et al. (35) ont observé que le maintien de l'intégrité structurale de l'émail après dépose coïncidait avec la présence de large quantité d'adhésif résiduelle.

Salehi et al. (4) dans leur étude de 2013 trouvent que le composite sans mélange Unitek™ (3M Unitek, Monrovia, California USA) entraîne une augmentation de nombre et de longueur de fêlures de l'émail à la dépose significativement supérieur à celles qu'entraîne le composite photo-polymérisable Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, California USA). Le composite sans mélange est fortement employé dans les cabinets d'orthodontie et serait selon Willems et al (90), celui ayant la force de liaison la plus importante de tous les matériaux de collage.

Enfin, en 2015, Heravi et al. (91) ont mené une étude *in vitro* visant à évaluer la présence de fêlures de l'émail après dépose d'attaches orthodontiques collées avec deux résines adhésives différentes. Sur soixante incisives centrales extraites pour raison parodontales, trente brackets métalliques conventionnels (Dentaurum, Pforzheim, Germany) ont été collés au composite Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) et trente autres au ciment composite auto-adhésif Maxcem Elite™ (Kerr, Orange, CA, USA). Le nombre et la longueur des fêlures amélaire avant collage, après décollage et après polissage ont été comparés, ainsi que les scores d'ARI au retrait des attaches. Les deux groupes ne présentaient aucune différence significative concernant le nombre de fêlures avant collage. Après décollage, le nombre a significativement augmenté dans les deux groupes. Néanmoins, le groupe Transbond XT™ présente de manière significative plus de fêlures que le groupe Maxcem Elite™. Les longueurs des atteintes ont aussi augmenté de manière significative dans les deux groupes mais sans différences significatives entre eux.

Les forces d'adhésion du Maxcem Elite™ ($10,29 \pm 1,14$ MPa) sont significativement inférieures à celles du Transbond XT™ ($11,48 \pm 1,09$) mais néanmoins cliniquement acceptables. Ainsi, d'après Heravi et al. (91), la dépose de brackets collés avec le Maxcem Elite™ induirait moins

de fêlures amélares que le Transbond XT qui est le matériau de collage le plus utilisé par les orthodontistes.

2.2.3 CVI

White introduit en 1986 les ciments verres ionomères (CVI) pour le collage des brackets en orthodontie (92). L'utilisation clinique des CVI présente un intérêt certain. Leur excellent potentiel d'adhésion à l'émail sans mordantage préalable permet d'éviter un traitement de surface agressif par mordantage acide (41).

C'est la résultante d'interactions physico-chimiques entre le matériau et le substrat amélaire qui rend ce mode d'adhésion optimal. De fait, l'intégrité amélaire semble préservée lors du protocole de collage puis lors de la dépose des attaches. On comprend aisément l'intérêt clinique, notamment pour la dépose de brackets céramiques réputée plus délabrante pour l'émail (41).

De plus, les CVI présentent un intérêt biologique majeur. Ils permettraient de réduire le risque de décalcifications adjacentes au bracket grâce à leur capacité à relarguer du fluor et à se recharger à partir des apports topiques fluorés (93)(94). Cependant, selon une revue systématique de Benson sur le sujet, les preuves de leur effet cariostatique en orthodontie sont relativement faibles (95).

De plus, plusieurs études *in vitro* et *in vivo* ont stigmatisé l'insuffisance des propriétés mécaniques des CVI en comparaison aux résines composites. Les forces d'adhésion sont faibles et les taux de décollement incompatibles avec la réalité clinique (96)(97).

C'est pour cette raison qu'une incorporation de résine dans la composition des CVI classiques a été faite, et a donné naissance au ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR). Ils préservent les mêmes avantages prophylactiques que les CVI traditionnels tout en augmentant leur potentiel d'adhésion via des propriétés mécaniques améliorées (98).

L'étude *in vitro* et *in vivo* de Summers a conclu à des forces de liaison tout à fait compatibles des CVIMAR photopolymérisables en orthodontie malgré qu'elles soient significativement inférieures à celles des résines conventionnelles (89).

Bien qu'un mordantage acide de la surface d'émail à coller ne soit pas obligatoire avec les CVI classiques, l'application d'un « *conditioner* », généralement l'acide polyacrylique 10 % est recommandé pour plus de fiabilité avec les CVIMAR (28)(99)(100).

Cette préparation acide associée à un collage au CVIMAR entraînerait moins de dommages amélares qu'une technique de collage conventionnelle utilisant mordantage à l'acide orthophosphorique et composite (101). Il existe même maintenant des « *self conditioner* » pour CVIMAR supprimant l'étape de rinçage et procurant des forces d'adhésion compatibles pour coller des brackets (102).

Un autre bénéfice serait la facilité à retirer le CVI résiduel après décollement du bracket par rapport à de la résine composite (103). Le différentiel de dureté de la colle par rapport à l'émail joue en faveur des verres ionomères modifiés qui sont plus tendres que les composites classiques (85). De fait, les résidus de CVI sont facilement éliminables à l'aide de sondes à ultrasons au lieu d'instruments rotatifs (104).

En 2017, Cochrane et al. (105), ont mené une étude *in vivo* cherchant à comparer la fréquence et l'étendue des dégâts amélares à la dépose de brackets métalliques ou céramiques en

fonction de différents matériaux de collage utilisés. Leur étude se base sur l'analyse des quantités d'adhésif et d'émail présents sur l'intrados des attaches après décollement. Leurs résultats montrent qu'il existe une différence significative concernant les dégâts amélaire en fonction du matériau avec lequel l'attache céramique est collée. En effet, le nombre d'attaches présentant de l'émail sur leur intrados est significativement inférieur dans le groupe CVIMAR que dans les groupes composites. De plus, celles collées au CVIMAR Fuji Ortho LC™ (GC) présentent significativement moins de quantité d'émail sur leur intrados après décollement, que celles fixées avec le composite Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA). Sans évoquer précisément les fêlures, le collage des brackets céramiques au CVIMAR entraînerait moins d'arrachement amélaire à la dépose que ceux collés à la résine composite. Cochrane et al. (105), suite à cette étude préconiserait donc aux cliniciens l'utilisation du CVIMAR plutôt que du composite, surtout lorsque le patient opte pour des brackets céramiques. Du moins, ils nous invitent à informer le patient avant le collage, des risques de dégâts amélaire avec une telle option lors de la dépose de l'appareil.

Toujours en 2017, Piccoli et al. (106) réalisent une étude *in vitro* portant sur le site de rupture de la liaison bracket/dent et concluent que le type de matériau utilisé au collage influe significativement sur le site de déliaison. En outre, pour les collages au CVIMAR, le décollement s'effectue très majoritairement à la jonction colle/émail contrairement au composite photo ou chémo polymérisable où il s'effectue à la jonction colle/bracket.

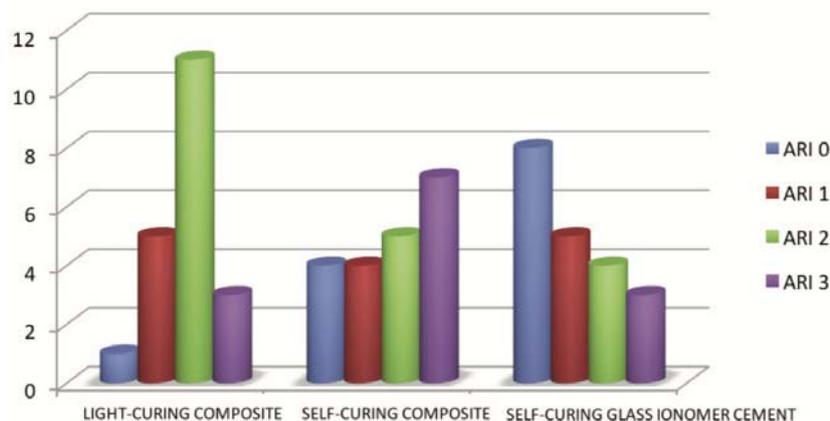


Figure 11 : Graphique présentant les différents scores d'ARI selon l'utilisation d'un composite photopolymérisable, chémo polymérisable ou d'un CVIMAR (106).

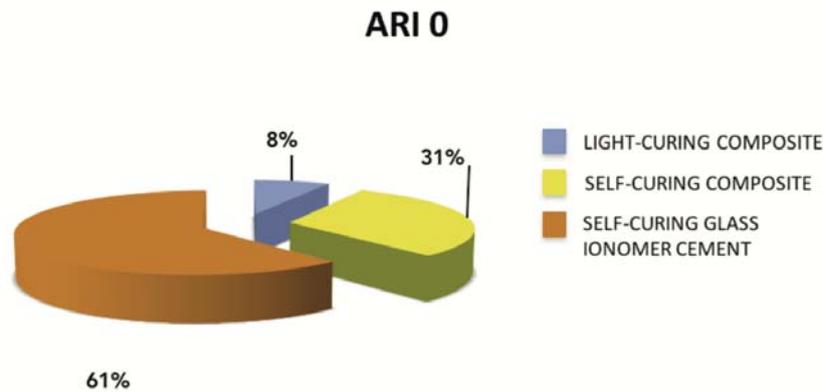


Figure 12 : Pourcentage de score ARI 0 (rupture adhésif/émail) parmi les trois matériaux de collage utilisés (106).

Les résultats obtenus sont en accord avec ceux de Kechagia (107) et son étude *in vitro* de 2015. D'autres études plus anciennes trouvaient déjà des scores d'ARI significativement plus faibles pour les CVIMAR que pour les composites (28)(89)(108)(109).

Al Shamzi et al. (110) notifient que le CVIMAR serait l'idéal pour le collage des attaches orthodontiques car il offre une force de liaison adéquate et l'emplacement le plus souhaitable pour la rupture de la liaison à l'interface émail-adhésif.

Or, bien que ce type de fracture au décollement diminue le temps de polissage et le risque d'altérer l'état de surface amélaire avec les instruments rotatifs, on sait que la fracture adhésive dent augmente le risque de fêlure au décollement, et n'est donc pas celle recherchée (36).

2.3 Choix du type de bracket

2.3.1 Généralités

Le bracket a été conçu par Edward H. Angle en 1916.

En orthognathodontie, ce terme désigne l'attache fixée sur la couronne de la dent, permettant à l'arc orthodontique inséré dans sa gorge d'exercer soit une force, soit un ou plusieurs couples de force (26). Il s'agit du dispositif qui assure la liaison de l'arc avec la dent, afin que celle-ci puisse être déplacée. Le terme anglais est devenu usuel en français, bien que l'orthographe braquet reste possible (26).

Depuis son invention, le bracket a très largement évolué dans sa composition et sa conception en vue d'optimiser entre autres la mécanique orthodontique, l'esthétique, ainsi que la résistance au collage. Ainsi, aujourd'hui, un très large panel d'attaches est disponible sur le marché, présentant toutes leurs avantages et inconvénients.

Comme nous l'avons dit précédemment, la force de collage ainsi que l'interface de rupture bracket/colle/dent au moment de la dépose joueraient un rôle très important dans l'apparition ou l'aggravation de fêlures de l'émail. Or, non seulement, ils sont dépendants du système adhésif utilisé au collage, mais ils sont également fonction du type de bracket choisit pour le traitement.

C'est pourquoi, nous passerons en revue dans cette partie les quelques études sur les fêlures en fonction de différents brackets utilisés. Du moins, nous comparerons les différents paramètres pouvant influencer sur les risques d'apparition de fissures de l'émail en fonction du type de bracket collé puis déposé en fin de traitement.

2.3.2 Brackets métalliques

Bien que les matériaux utilisés en orthodontie aient beaucoup évolué, les dispositifs métalliques sont encore très couramment utilisés en raison de leurs caractéristiques physiques et chimiques ainsi que leurs propriétés mécaniques.

Le bracket métallique, lorsqu'il est soumis à une contrainte, peut se déformer considérablement sans se fracturer. Cet avantage mécanique prend tout son sens au moment du décollement de l'attache, car sa déformation permet d'absorber les contraintes exercées au contraire de l'émail qui est très rigide.

Concernant, la force de collage des attaches métalliques, diverses valeurs contradictoires sont retrouvées dans la littérature. Elle pourrait s'étendre de 7 à 25 MPa en fonction des protocoles d'études, des adhésifs utilisés et des designs de base des attaches (36)(58)(111)(112).

Par exemple, Northrup et al. (36) dans leur étude de 2007 révèlent des forces de résistance au cisaillement de $15,2 \pm 4,5$ MPa pour des brackets conventionnels en acier inoxydable Orthos (Ormco) contre $23,2 \pm 5,3$ MPa pour des brackets autoligaturants également en acier inoxydable Damon 2 (Ormco). La différence est statistiquement significative malgré l'utilisation du même système adhésif (36).

| Group | Bond strength, MPa | | | | |
|-------------------------|--------------------|--------------------|---------|---------|-------|
| | Mean | Standard deviation | Minimum | Maximum | Range |
| 1—Orthos, Transbond XT | 15.2* | 4.5 | 6.5 | 21.4 | 14.9 |
| 2—Damon 2, Transbond XT | 23.2** | 5.3 | 11.6 | 33.0 | 21.4 |
| 3—Damon 2, Blüglöo | 24.8** | 4.2 | 17.6 | 32.8 | 15.2 |

* Group 1 was significantly different ($P < .001$) from groups 2 and 3; ** groups 2 and 3 were not significantly different ($P > .05$) from each other.

Tableau 3 : Différence significative ($P < 0.001$) des forces de collage entre des brackets métalliques Orthos (Ormco) et Damon 2 (Ormco) collés au Transbond XT™ (36).

Cette différence pourrait s'expliquer par des surfaces d'intrados différentes. En effet, le design de la base des attaches a également une importance significative sur la force de collage. Celle-ci pourrait varier selon la taille de la base, le traitement de surface, le diamètre du maillage métallique ou encore l'ouverture du maillage (113).

Malgré des forces de liaison élevées, aucun groupe n'aurait présenté de fractures de l'émail (36). D'autres études s'accordent sur ce types de résultats (114)(115).

Alessandri Bonetti et al. (116), dans leur étude *in vivo* de 2011 n'ont trouvé aucune différence significative d'ARI entre des brackets métalliques classiques ou des brackets préencollés de

type Victory™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA). De plus, aucune fracture à l'interface émail/adhésif n'ont été relevées.

| Group | Mode of failure | | |
|-------|-----------------|-------|------------------|
| | Enamel/adhesive | Mixed | Bracket/adhesive |
| A | 0 | 6 | 6 |
| B | 0 | 7 | 5 |

Tableau 4 : Répartition des types de rupture des brackets métalliques classiques (A) et préencollés (B) (116).

La plupart du temps, selon Pont et al. (117) le décollement des brackets métalliques se ferait au niveau de l'interface entre l'adhésif et la base du bracket, ce que nous recherchons pour éviter la formation de fêlures.

En 2013, Dumbryte et al. (22) dans une étude d'évaluation des fêlures amélares avant et après dépose de brackets métalliques chez des adultes, ont noté que plus de la moitié (60 %) des dents observées ne présentaient pas de nouvelles fêlures après décollement des attaches. Ces résultats sont soutenus par les études *in vitro* d'Habibi et al. (21) et de Bishara et al. (118) pour qui 64 % et 82 % des dents examinées respectivement ne présenteraient pas d'augmentation du nombre de fêlures amélares après dépose des brackets.

2.3.3 Brackets céramiques

Les brackets orthodontiques en céramiques ont été introduits vers la fin des années 1980. Le désir d'esthétique croissant vis-à-vis des appareils orthodontiques fixes a entraîné l'augmentation de leur demande et de leur utilisation (119). Ces attaches plus acceptées sur le plan social ont ainsi largement gagné en popularité depuis leur introduction.

Elles sont composées principalement d'oxyde d'aluminium sous forme mono ou polycristallines. Les attaches constituées en céramique monocristalline sont aussi appelées attaches en saphir et présentent des propriétés physiques, optiques de même qu'un processus de production différents des céramiques polycristallines (120).



Figure 13 : Images intra-buccales de brackets céramiques monocristallines (A) et polycristallines (B) (120).

L'oxyde d'aluminium est un matériau inerte et ne se lie donc pas chimiquement aux adhésifs. Par conséquent, les supports en céramique acquièrent leur force de liaison grâce à trois mécanismes possibles :

- La rétention chimique, au moyen d'un agent de couplage : le silane.
- La rétention mécanique.
- La combinaison de ces deux mécanismes.

Le silane est en fait une molécule bifonctionnelle, c'est-à-dire qu'une de ses extrémités se lie à la fine couche de verre fixé à la base de l'attache, tandis que l'autre extrémité réagit avec l'adhésif orthodontique (120).

Concernant la rétention mécanique, des indentations ou des contre dépouilles rétentives sont faites sur l'intrados du bracket. Ce sont elles qui assurent un verrouillage mécanique avec l'adhésif (120)(121)(122).

La rétention purement chimique est devenue obsolète car entraînant des forces d'adhésion trop importantes et des décollements à l'interface colle/émail risquant d'endommager la surface amélaire à la dépose sous forme de fêlures ou de déchirures de l'émail (123)(119)(124)(125)(126).

Il y a presque 30 ans, Ghafari et Chen (127) ont comparé les performances des attaches céramiques à rétention chimiques aux attaches céramiques à bases rainurées traitées au silane (combinaison de rétention chimique et mécanique). Ils ont conclu que la rétention mécanique pouvait réduire les effets négatifs du décollement, en favorisant une rupture adhésive bracket/colle protégeant ainsi l'intégrité de la surface amélaire ainsi que celle du support (127).

De nos jours, la majorité des supports en céramique reposent uniquement sur la rétention mécanique (120)(121)(123).

Néanmoins, de nombreuses conceptions de bases différentes sont disponibles sur le marché, qui elles aussi influent plus ou moins sur les forces d'adhésion (123)(128).

Une conception de base intéressante est celle nommée « bracket préencollé ». Elle consiste en l'application d'une fine couche de polymère sur la base de l'attache en céramique qui permet une liaison entre l'émail et cette fine base en maille de polymère flexible. Des résultats

in vitro encourageants concernant la surface et l'intégrité de l'émail après décollement ont été obtenus (61)(119)(129). Pour la grande majorité des spécimens, la totalité de la colle resterait sur l'émail après décollement du bracket, ce qui diminuerait les risques de perte d'intégrité au niveau de la surface amélaire.

A ce jour, seules deux études *in vivo* sur des brackets à rétention purement mécanique ont été publiées. La quasi-totalité des études retrouvées à ce sujet dans la littérature sont de l'*in vitro*. Il existe un réel besoin d'études cliniques, en particuliers randomisées qui sont le gold standard des études en recherche médicale, afin d'interpréter et d'extrapoler des résultats (105)(130).

Les brackets céramiques sont aussi connus pour leur dureté, ils sont notamment plus dur que l'émail (123). Aussi, ils ne fléchissent pas sous contrainte, leur allongement à la rupture est inférieur à 1% contre 20% pour l'acier inoxydable. Ce manque de flexibilité implique que les supports en céramiques sont beaucoup plus susceptibles de rompre que les supports métalliques dans des conditions identiques (120). De plus, la céramique et l'émail, rigides tous les deux ont très peu de capacité à dissiper les contraintes lorsqu'ils sont exposés aux forces de décollement en fin de traitement. Ainsi, une fracture du bracket et/ou des dommages amélaire peuvent se produire au cours de la dépose.

Les attaches céramiques sont très fragiles, cassantes, par conséquent, une petite quantité d'énergie peut suffire à les fracturer. Or cliniquement, de telles fractures lors de la dépose peuvent gêner le polissage de la surface d'émail, ainsi qu'augmenter le temps au fauteuil (131).

2.3.4 Brackets métalliques VS céramiques

Selon l'étude de Leão Filho et al. de 2015 (132), le type de bracket, métal ou céramique, n'influencerait pas de manière significative la quantité de colle résiduelle sur l'émail à la dépose. Elle indique un nombre plus important de fracture à l'interface colle/backet pour les deux types d'attache. Néanmoins, sans évoquer les fêlures à proprement parlé, des fractures amélaire se sont produites à la dépose de certaines attaches et ceux, uniquement avec les brackets céramiques. Selon eux, ce type de dommage pourrait s'expliquer du fait que le composite adhère très fortement à l'intrados du bracket (132).

Plus récemment, Arash et al. (58) ont trouvé des forces d'adhésion significativement plus importantes avec des brackets métalliques qu'avec des céramiques à rétention mécanique. Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus par Mirzakouchaki et al. (52) en 2012.

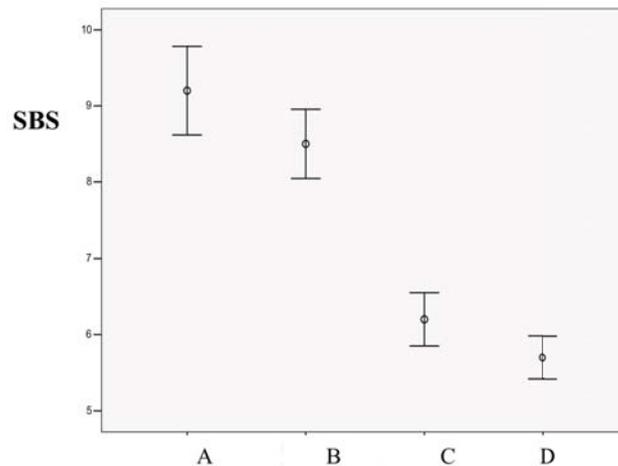


Figure 14 : Comparaison des forces de liaison entre les différents groupes : (A) Bracket métallique/M&R2, (B) Bracket métallique/SAM1, (C) Bracket céramique/M&R2, (D) bracket céramique/SAM1 (52).

A l'inverse, Reddy et al. (111) et Uysal et al. (133) observent des forces d'adhésion significativement plus importantes avec les attaches céramiques quand collées avec l'acide orthophosphorique à 37 % en préparation de surface par rapport à des brackets métalliques.

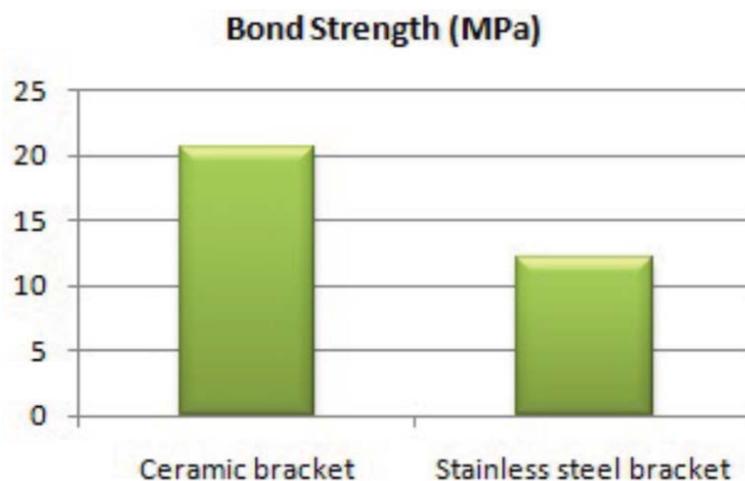


Figure 15 : Force de liaison moyenne de brackets céramiques et de brackets métalliques obtenues dans l'étude de Reddy et al. (111).

D'autres auteurs ne trouvent aucune différence significative entre les deux types d'attaches (134).

En revanche, la plupart des auteurs semblent d'accord avec Leão Filho pour dire que concernant les attaches métalliques ou céramiques à rétention mécanique, les interfaces de rupture à la dépose sont très majoritairement de type bracket/adhésif ou adhésif/adhésif (58)(111)(132)(133)(134). Rappelons que ces deux types de rupture à la dépose sont ceux recherchés afin de prévenir l'apparition de fêlures amélares.

3 Influence de la dépose : choix de la technique de retrait

Dans notre discipline, la dépose fait généralement référence au retrait des dispositifs orthodontiques mis en place une fois l'objectif thérapeutique accompli. Elle comprend le décollement des attaches ainsi que l'élimination de la colle résiduelle sur les dents. C'est généralement l'étape libératrice, tant attendue par les patients.

Il existe plusieurs approches visant à minimiser les effets secondaires ou iatrogènes au retrait des supports, notamment pour la céramique. Ce sont les techniques mécaniques, dites conventionnelles, électrothermique ou encore assistées par laser (121).

Gardons à l'esprit que la dépose des brackets en *in vitro* augmenterait la fréquence des fêlures amélares par rapport aux conditions cliniques dans lesquelles l'orthodontiste pourrait diminuer ou éviter cet effet iatrogène par un décollement plus doux (28).

3.1 Dépose mécanique : technique conventionnelle

Trois techniques de dépose mécanique ont été décrites : le décollement, l'arrachement et le délaminage (135).

3.1.1 Le décollement

La première technique utilise un instrument de décollement de bracket appelé LODI (*lift-off debracketing instrument*). Cette pince en forme de pistolet possède un crochet métallique qui passe sous une aile du bracket et qui est stabilisé contre l'émail adjacent, permettant au support d'être retiré de l'adhésif et de la dent de manière sûre et confortable via une force de traction. C'est une technique standardisée et reproductible. En revanche, elle ne peut être utilisée qu'avec des brackets métalliques et non céramiques en raison de leur fragilité (105). Cette technique nécessitant peu de force, entraînerait une rupture bracket/adhésif laissant la quasi-totalité de la colle sur la surface amélaire diminuant ainsi le risque de fêlure de l'émail (136).



Figure 16 : Lift-off debonding instrument (LODI) (137).

Selon une étude récente de Pithon et al. (137), cette technique de dépose mécanique serait aussi la plus confortable pour les patients.

3.1.2 L'arrachement

La technique de l'arrachement, utilise un outil qui produit une force de compression ou de torsion à la base de l'attache. Elle peut être réalisée avec différentes pinces comme la pince de How, de Weingart, à déposer les attaches ou bien à couper les ligatures. Quoiqu'il en soit c'est au niveau du bracket, souvent sous les ailettes mésiales et distales que les différents becs de pinces sont positionnés. Cette approche fournissant une force de cisaillement en rotation, peut être assimilée à la rotation d'une poignée de porte (135).

D'après l'étude de Su et al. de 2011 (136), comparant les trois techniques de dépose mécaniques sur des brackets métalliques, la technique de compression entraînerait aussi dans la majorité des cas une rupture bracket/adhésif et serait donc cliniquement sans risque vis-à-vis de l'émail.



Figure 17 : Différentes pinces utilisées à la dépose. De gauche à droite : Pince de How, pince à déposer les brackets, pince à couper les ligatures (137).

En 2008, Bishara et al. (138) ont mené une étude *in vitro* sur les conséquences amélaire après dépose d'attaches orthodontiques céramiques selon l'utilisation d'un nouvel instrument ou bien d'une pince classique de Weingart. Ce nouvel instrument aurait été conçu dans le but de saisir intimement le bracket céramique sous ses ailettes afin de le retirer de manière efficace et en un seul bloc. Les résultats obtenus, en accord avec ceux de précédentes études (134)(139), indiquent que les deux types de pinces testés avaient tendance à laisser une quantité importante de colle sur l'émail. La plupart des dents ne présentaient pas plus de fêlures après dépose qu'avant collage, à savoir 80 % pour le groupe Weingart contre 73 % pour celui du nouvel instrument (138). Celles-ci ont été objectivées avant et après collage par transillumination selon la technique de Zachrisson et al. (23). D'autres études n'ont également signalé aucun changement pour 80 à 100 % des dents après retrait de supports en céramiques à l'aide d'une pince (118)(134)(140)(141).

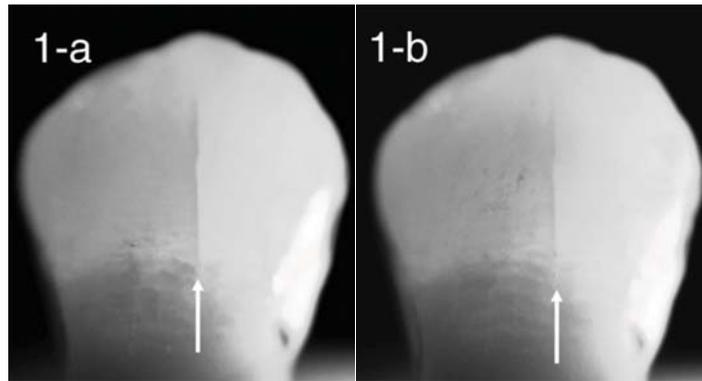


Figure 18 : Fêlure amélaire verticale observée par transillumination avant collage (1-a). Pas d'augmentation du nombre de fêlures après dépose (1-b) (138).

L'étude de Leão Filho et al. (132) comparant l'utilisation lors de la dépose d'une pince à déposer les brackets et d'une pince à couper les ligatures ne révèle aucune différence significative entre les deux concernant les taux de colles résiduels. Les deux pinces laisseraient de larges plages d'adhésifs sur l'émail indiquant des fractures à l'interface bracket/colle qui sont donc sécuritaires pour la surface amélaire.

Enfin, dans l'étude de Salehi et al. (4) datant de 2013, l'utilisation de la pince à déposer les brackets en technique d'arrachement a entraîné de moindres quantités d'adhésifs résiduelles sur l'émail, et un plus grand nombre de fêlures amélares que le LODI.

3.1.3 Le délaminage

La technique de délaminage a été la première introduite et reste pour le moment la technique de dépose la plus largement acceptée, du moins concernant les brackets céramiques (128). Elle implique l'application d'une force de compression lente avec les lames tranchantes des pinces à déposer les brackets ou à couper les ligatures. Elles doivent être placées sur la surface de l'émail en contact intime du joint de colle afin de produire un effet de coin.

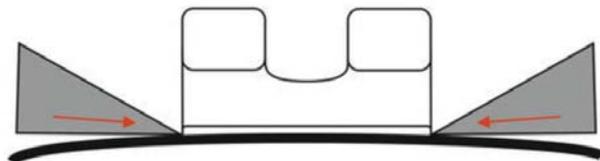


Figure 19 : Schématisation de la technique de dépose mécanique par délamination (120).

Concernant les attaches céramiques, une telle force, produite par une compression lente et progressive semblerait offrir la meilleure chance d'induire une propagation de fissures au sein même de la colle, conduisant à une rupture cohésive. Celle-ci, minimiserait ainsi le risque d'endommagement de l'émail de même que celui de fracture du support (121)(135).

A l'inverse, Bennett et al. (142) pensent qu'en appliquant une force à la base du support, au niveau de la zone adhésive, on concentre les contraintes sur la surface de l'émail et l'on augmente nos chances d'obtenir une rupture de liaison adhésive à l'émail, qui pourrait être préjudiciable.

Il y a presque 30 ans, Bishara et Fehr (143) ont évalué les niveaux de forces produits avec des lames plus ou moins épaisses lors du retrait de brackets céramiques de molaires maxillaires. Les lames larges et les lames étroites mesuraient respectivement 3,2 et 2 mm. Des attaches en céramique polycristalline reposant sur une combinaison de rétention mécanique et chimique ont été utilisées. Les résultats de cette étude *in vitro* ont indiqué que les lames étroites produisaient une force moyenne de décollement significativement plus faible (120 kg/cm²) que les lames plus larges (150 kg/cm²). Les auteurs ont conclu qu'une réduction aussi importante (20%) de cette force diminuerait les contraintes sur la surface de l'émail réduisant ainsi les dommages à son égard. D'autres auteurs ont rapporté que des forces de décollement supérieures à 138 kg/cm² équivalentes à 13,53 MPa devraient être évitées (144).

L'étude d'Araci et Minors (145) corroborent les résultats obtenus par Bishara et Fehr (143). Ils soulignent que la réduction de la zone de contact entre la pince et la colle diminue la quantité de force nécessaire pour initier le retrait du bracket en céramique. Macroscopiquement, leur étude *in vitro* n'a signalé aucun dommage amélaire et aucune fracture d'attache. Relevons néanmoins que l'étude a été menée sur des incisives mandibulaires bovines.

De nos jours, la majorité des fabricants de brackets céramiques fournissent des instructions détaillées de décollement. Pour la plupart, ils ont même introduit sur le marché des instruments spécialement conçus pour la dépose de leur marque de support (123)(128)(131).

Quoi qu'il en soit, une précaution à prendre bien en amont de la dépose afin que celle-ci se déroule au mieux et respecte le plus possible l'intégrité amélaire, est d'éliminer les excès de colle au moment du collage. En effet, il est primordial lors de la pose de l'appareil de retirer les débords de composite autour de l'attache avant ou après prise. Seul un retrait méticuleux de ces excès permettra aux lames des instruments de dépose d'être bien en place sur l'émail au moment du décollement et ainsi d'induire une propagation de fissure au sein de la colle via des forces surs (121). Ceci s'avère d'autant plus vrai pour les attaches en céramiques.

Aussi, si des pinces sont utilisées pour la dépose, Bishara et Fehr (143) préconisent le renouvellement de leurs lames après le retrait de cinquante supports. Les pinces à lames non échangeables doivent être affûtées régulièrement.

Enfin, l'orthodontiste ne doit jamais déléguer la séance de dépose à des auxiliaires (146).

Dans la grande majorité des études, la plupart des pinces utilisées ont tendance à laisser la majorité de l'adhésif sur la surface amélaire. La littérature internationale semble concorder pour dire que lors du décollement, c'est d'avantage le type de force appliquée qui affecte la quantité de colle restante sur l'émail donc le type de rupture d'interface que l'instrument utilisé (106)(136)(143)(138)(147).

3.2 Dépose thermique

En 1986, Sheridan et al. (148)(149) ont été les premiers à décrire un système de dépose électrothermique de supports orthodontiques métalliques.

Cette technique consiste à retirer les attaches orthodontiques collées sur la surface de l'émail via à un dispositif générant de la chaleur grâce à une batterie sans fil. La chaleur est en fait transmise au support via une lame positionnée dans la gorge du bracket qui est également fermement maintenu par un bras de verrouillage compris dans l'unité. Une fois la chaleur

transmise à la liaison adhésive, celle-ci se déforme et permet le décollerment du support sans distorsion ni force excessive sur la surface de l'émail (148)(149).

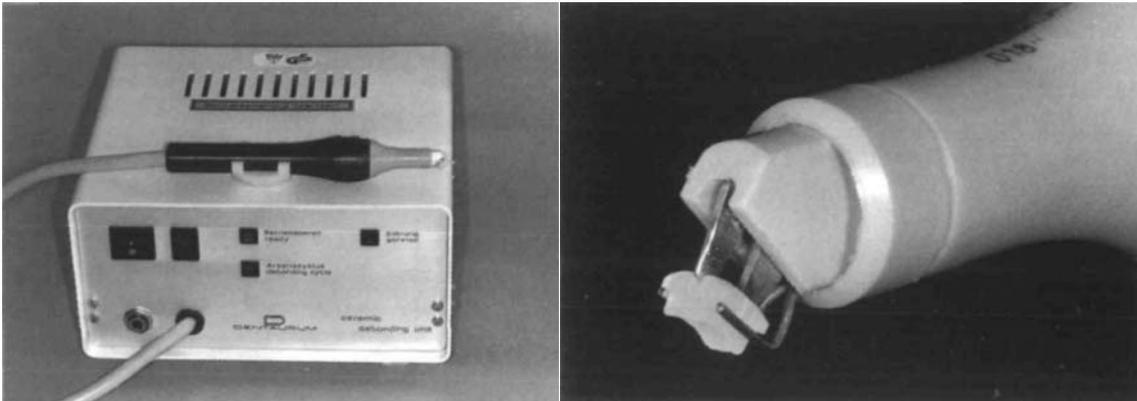


Figure 20 : Images d'une unité de décollerment électrothermique et de son embout chauffant dans la gorge d'un support céramique (152).

Concernant les brackets céramiques, cette technique a rapporté l'avantage de réduire le taux de fracture d'attache lors du décollerment. Cette réduction serait attribuée à la faible force nécessaire pour séparer le support de la dent une fois la liaison adhésive ramollie et affaiblie par la chaleur. Le temps de dépose par attache resterait relativement court et acceptable, de l'ordre d'une à trois secondes par support (120).

L'inconvénient majeur de cette technique reste la possibilité de dommages pulpaire bien qu'aucun signe de dommage irréversible n'ait encore été décrit dans la littérature (150)(151)(152). Selon Dovgan et al. (150), cette technique serait généralement bien acceptée par les patients.

Stratmann (153) cherche à comparer la dépose électrothermique de brackets céramiques à la dépose conventionnelle mécanique de brackets métalliques vis-à-vis des types de fracture au décollerment. L'ensemble des attaches ont été collées au composite (Concise™) après mordantage acide chez des jeunes patients âgés de 12 à 16 ans. Il observe 79 % de fracture adhésive à l'interface bracket/adhésif pour les supports céramiques contre seulement 38 % pour les métalliques. Après dépose mécanique des supports métalliques, près de la moitié des échantillons (45 %) présentaient des fractures à l'interface adhésif/émail contre seulement 11 % pour les supports céramiques. L'auteur conclut qu'il serait plus prudent d'utiliser des brackets céramiques avec méthode de retrait thermique, du moins vis-à-vis de l'intégrité amélaire et des risques de fêlures (153).

Ces types de résultats ont été retrouvés dans d'autres études, dans lesquelles le pourcentage de fracture bracket/adhésif pour le décollerment thermique se situait dans les 85 à 100 % (154).

3.3 Laser

D'autres auteurs proposent l'utilisation du laser afin de dégrader la résine de collage toujours dans le but de diminuer les forces nécessaires au retrait des attaches (155). Différents types de lasers ont été utilisés et étudiés pour la dépose de brackets céramiques qui restent les principaux concernés par cette technique (156).

Elle se rapproche fortement de l'électrothermie puisque qu'elle permet aussi de ramollir le matériau adhésif via la chaleur. Cependant, l'avantage supplémentaire de cette méthode vient du fait que l'on peut soigneusement contrôler la quantité d'énergie thermique délivrée au support afin d'éviter les risques de surchauffe (121)(157).

En 2016 Ghazanfari et al. (156) ont réalisé une revue systématique sur la dépose des brackets céramiques à l'aide de laser. Seize articles datant de 2004 à 2015 ont été sélectionnés afin d'analyser et de comprendre l'efficacité de cette méthode. Selon leur analyse, tous les types de laser utilisés ont été efficaces pour diminuer la force de résistance au cisaillement et donc faciliter le retrait des supports en céramiques en fin de traitement. L'utilisation du laser permettrait également d'améliorer les scores ARI et donc de diminuer les dégâts amélaire. Cette technique apparaît comme un moyen sûr de dépose des brackets céramiques n'affectant que très peu la température intra-pulpaire et la surface de l'émail et diminuant les fractures de support au décollement (155)(156).

Ahrari (158) s'est intéressé de plus près aux fêlures de l'émail après dépose de brackets céramiques à l'aide d'un laser CO₂. Il a comparé la longueur, la fréquence et la direction des fêlures avant et après dépose en fonction qu'elle ait été faite mécaniquement ou bien à l'aide du laser. Après dépose, la longueur et la fréquence des fêlures amélaire ont augmenté de manière significative dans les deux groupes. Néanmoins, le décollement au laser a entraîné une diminution significative du nombre de fêlures par rapport à la dépose conventionnelle. Il conclut, lui aussi, que l'assistance au laser de la dépose des brackets céramiques diminuerait le risque de dégâts amélaire comme les fêlures en produisant un score d'ARI plus souhaitable et éviterait les fractures de supports (158).

Le coût élevé de ce type d'appareil resterait son inconvénient majeur pour l'orthodontiste (121).

Bien que ces trois méthodes de dépose aient prouvé leur efficacité au retrait des attaches orthodontiques, la méthode mécanique reste sûrement la plus pratique et la plus populaire dans les cabinets. L'utilisation de pinces afin d'appliquer des forces de torsion, compression ou cisaillement semble la plus cliniquement réalisable (138).

CONCLUSION

La dépose des attaches en fin de traitement d'orthodontie est une étape à risque d'endommagement de l'émail sous forme de fêlures, de rayures ou de pertes de tissu. Nous avons vu que la formation ou l'aggravation de fêlures est fortement corrélée à la force de collage du bracket à la dent ainsi qu'au type de rupture de cette liaison lors du décollement des attaches. Ainsi, les procédures de préparation au collage et les matériaux utilisés pour celui-ci influent au même titre que les techniques de dépose employées.

La clé de la préservation de l'intégrité du tissu amélaire, pourrait être l'utilisation de technique évitant le développement de défaillance adhésive à l'interface colle/émail lors du décollement de l'attache, laissant une couche adhésive protectrice la plus étendue possible. Une fracture cohésive ou adhésive colle/bracket laisse certes plus de travail au clinicien afin de retirer les résidus de colle mais semble préserver d'avantage l'émail du risque de fêlure.

La très grande majorité des travaux sur cette problématique ont été réalisés en laboratoire sur dents extraites du fait qu'aucune méthode d'évaluation suffisamment précise des fêlures ne soit encore applicable en bouche. Les résultats sont donc difficilement exploitables car les conditions expérimentales diffèrent largement du milieu intra buccal. La force de collage *in vitro* s'avèrerait plus élevée que celle *in vivo*, donc l'apparition ou l'augmentation des fêlures pourrait s'avérer moindre en condition clinique. Il semble donc rester un long travail de recherche clinique sur cette problématique avant de pouvoir réellement conseiller l'utilisation de tels ou tels matériaux lors des procédures de collage ou de dépose des appareils orthodontiques.

Références bibliographiques

1. Dumbryte I, Vebriene J, Linkeviciene L, Malinauskas M. Enamel microcracks in the form of tooth damage during orthodontic debonding: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Eur J Orthod.* nov 2018;40(6):1-13.
2. Dumbryte I, Linkeviciene L, Linkevicius T, Malinauskas M. Enamel microcracks in terms of orthodontic treatment: a novel method for their detection and evaluation. *Dent Mater J.* juil 2017;36(4):438-46.
3. Tsuruoka T, Namura Y, Shimizu N. Development of an easy-debonding orthodontic adhesive using thermal heating. *Dent Mater J.* janv 2007;26(1):78-83.
4. Salehi P, Pakshir H, Naseri N, Baherimoghaddam T. The effects of composite resin types and debonding pliers on the amount of adhesive remnants and enamel damages: a stereomicroscopic evaluation. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* oct 2013;7(4):199-205.
5. Gibbs JW. Cuspal fracture odontalgia. *Dig.* 1954;60:158-60.
6. Ritchey B, Mendenhall R, Orban B. Pulpitis resulting from incomplete tooth fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* juin 1957;10(6):665-70.
7. Cameron C. Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc.* 1964;68(405):11.
8. Cameron C. The Cracked Tooth Syndrome: additional findings. *J Am Dent Assoc.* nov 1976;93(5):971-5.
9. Mamoun JS, Napoletano D. Cracked tooth diagnosis and treatment: an alternative paradigm. *Eur J Dent.* juin 2015;9(2):293.
10. Lubisich EB, Hilton TJ, Ferracane J. Cracked teeth: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent [Internet].* juin 2010;22(3). [cité 26 janv 2020]; Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3870147/>
11. Rivera E, Williamson A. Diagnosis and treatment planning: cracked tooth. *J Tenn Dent Assoc.* Spring 2003;83(2):38-41.
12. Ellis SGS. Incomplete tooth fracture – proposal for a new definition. *Br Dent J.* avr 2001;190(8):424-8.
13. Türp J, Gobetti J. The Cracked Tooth Syndrome: an elusive diagnosis. *J Am Dent Assoc* 1939. oct 1996;127(10):1502-7.
14. American Association of Endodontists. Cracking the cracked tooth code : detection and treatment of various longitudinal tooth fractures. *Endod Colleagues Excell.* Summer 2008;1-13.

15. Lacruz RS, Habelitz S, Wright JT, Paine ML. Dental enamel formation and implications for oral Health and disease. *Physiol Rev.* juill 2017;97(3):939.
16. Hasan S, K Singh, N Salati. Cracked tooth syndrome: Overview of literature. *International journal of applied & basic medical research.* 2015;5(3):164-168.
17. 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; discussion 401.
18. Geurtsen W. The Cracked-Tooth Syndrome: clinical features and case reports. *Int J Periodont Restor Dent.* 1992;12(5):395-405.
19. Lynch C, McConnell R. The Cracked Tooth Syndrome. *J Can Dent Assoc.* sept 2002;68(8):470-5.
20. Abou-Rass M. Crack lines: the precursors of tooth fractures - Their diagnosis and treatment. *Quintessence Int Dent Dig.* avr 1983;14(4):437-47.
21. Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* nov 2007;132(5):675-9.
22. Dumbryte I, Linkeviciene L, Malinauskas M, Linkevicius T, Peciuliene V, Tikuisis K. Evaluation of enamel micro-cracks characteristics after removal of metal brackets in adult patients. *Eur J Orthod.* juin 2013;35(3):317-22.
23. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod.* mars 1980;77(3):307-19.
24. Chen C-S, Hsu M-L, Chang K-D, Kuang S-H, Chen P-T, Gung Y-W. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* nov 2008;78(6):1071-7.
25. Diangelis A, Andreasen J, Ebeleseder K, Kenny D, Trope M, Sigurdsson A, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dent Traumatol.* févr 2012;30(2):2-12.
26. Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale. *Dictionnaire d'orthognathodontie.* 2e éd. Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale; 2015.
27. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- Or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod.* févr 1999;69(1):45-9.
28. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives:

composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod Dentofac Orthop. janv 2001;119(1):36-42.

29. Eminkahyagil N, Arman A, Cetinşahin A, Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. Angle Orthod. mars 2006;76(2):314-21.

30. Tecco S, Traini T, Caputi S, Festa F, de Luca V, D'Attilio M. A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study. Angle Orthod. juil 2005;75(4):672-7.

31. Trites B, Foley T, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. Am J Orthod Dentofac Orthop. déc 2004;126(6):709-16.

32. Hajrassie M, Khier S. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. Am J Orthod Dentofac Orthop. mars 2007;131(3):384-90.

33. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. avr 1984;85(4):333-40.

34. Bernard-Granger C, Gebeile-Chauty S. Fêlures amélaire : influence des procédures orthodontiques. Orthod Fr. sept 2014;85(3):245-51.

35. Knösel M, Mattysek S, Jung K, Sadat-Khonsari R, Kubein-Meesenburg D, Bauss O. Impulse debracketing compared to conventional debonding. Angle Orthod. 2010;80:1036-44.

36. Northrup R, Berzins D, Breadley T, Schuckit W. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligating and conventional brackets. Angle Orthod. 2007;77(4):701-6.

37. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. déc 1955;34:849-53.

38. Mehdi S, Mano M-C, Sorel O, Cathelineau G. Le micro-sablage amélaire. Orthod Fr. juin 2009;80:179-92.

39. Newman G. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod. déc 1965;51(12):901-12.

40. Degrange M. Systèmes adhésifs auto-mordançants, une mode ou la voie du futur ? Inf Dent. 2004;86(15):917-25.

41. Mano M-C, Mehdi S. Les systèmes de collage à l'émail en orthodontie. Orthod Fr. 2009;80:153-65.

42. Schlueter N, Peutzfeldt A, Ganss C, Lussi A. Does tin pre-treatment enhance the bond strength of adhesive systems to enamel? *J Dent.* juil 2013;41(7):642-52.
43. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod.* mai 1981;79:500-22.
44. Hitmi L. Étude et optimisation de l'adhésion à l'émail et à la dentine. *Lab À Clin.* Thèse 2004;
45. Arthun N, Arman A, Cehreli S, Arikan S, Karabulut E, Gülsahi K. Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod.* nov 2006;76(6):1028-34.
46. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon J. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* mars 2004;125:348-50.
47. Vicente A, Bravo L, Romero M, Ortíz A, Canteras M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primers. *Am J Dent.* août 2005;18:246-60.
48. Hellak A, Rusdea P, Schauseil M, Stein S, Korbmacher-Steiner H. Enamel shear bond strength of two orthodontic self-etching bonding systems compared to TransbondTM XT. *J Orofac Orthop.* nov 2016;77(6):391-9.
49. Bishara SE, VonWald L, Laffoon J, Warren JJ. Effect of a self-etching primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(6):621-4.
50. Romano F, Tavares S, Nouer D, Consani S, Borges de Araújo Magnani M. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Angle Orthod.* sept 2005;75(5):849-53.
51. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of Using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* déc 2002;72(6):558-64.
52. Mirzakouchaki B, Kimyai S, Hydari M, Shahrbaaf S. Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. *Med Oral Patol Cir Bucal.* 2012;17(1):e164-170.
53. Bishara SE, Soliman M, Oonsombat C, Laffoon J, Ajlouni R. The effect of variation in Mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* juin 2004;74(3):400-4.
54. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman A. Effect of self-etching primers on bond strength. Are they reliable? *Angle Orthod.* févr 2003;73(1):64-70.
55. Rossouw P. A historical overview of the development of the acid-etch bonding

system in orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16:2-23.

56. Rosa W, Piva E, Silva A. Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* juill 2015;43(7):765-76.

57. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* déc 2004;126(6):717-24.

58. Arash V, Naghipour F, Ravadgar M, Karkhah A, Barati M. Shear bond strength of ceramic and metallic orthodontic brackets bonded with self-etching primer and conventional bonding adhesives. *Electron Physician.* janv 2017;9(1):3584-91.

59. Korbmacher H, Klocke A, Huck L, Kahl-Nieke B. Enamel conditioning for orthodontic bonding with a single-step bonding agent. *J Orofac Orthop.* nov 2002;63(6):463-71.

60. Velo S, Carano A, Carano A. Self-etching vs. Traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. *Orthod Craniofac Res.* août 2002;5(3):166-9.

61. Elekdag-Türk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *Eur J Orthod.* févr 2009;31(1):84-9.

62. Shahabi M, Heravi F, Mokhber N, Karamad R, Bishara SE. Effects on shear bond strength and the enamel surface with an enamel bonding agent. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* mars 2010;137:375-8.

63. O'Brien K, Watts D, Read M. Light cured direct bonding.--Is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod.* févr 1991;13(1):22-6.

64. Wang W, Tarng T. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 1991;100(3):209-11.

65. Tang A, Björkman L, Lindbäck K, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. Retrospective study of orthodontic bonding without liquid resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 2000;118(3):300-6.

66. Devatha AB, Lakshmi MN, Kumar NB, Erukala S, Valluri R, Ealla KKR. A comparative study of shear bond strength of direct bonding system with and without a liquid primer: an in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci.* nov 2019;11(Suppl 3):S515-22.

67. Lamper T, Ilie N, Huth K, Rudzki I, Wichelhaus A, Paschos E. Self-etch adhesives for the bonding of orthodontic brackets: faster, stronger, safer? *Clin Oral Investig.* janv 2014;18(1):313-9.

68. Scougall Vilchis R, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 2009;136(3):425-30.

69. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J Clin Orthod.* 1993;27:661-74.
70. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* nov 1997;112:502-6.
71. Reisner K, Levitt H, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* avr 1997;111:366-73.
72. Canay S, Kocadereli I, Akca E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* janv 2000;117(1):15-9.
73. Türköz C, Ulusoy C. Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding. *Korean J Orthod.* févr 2012;42(1):32-8.
74. Berk N, Başaran G, Ozer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod.* avr 2008;30(2):183-9.
75. Sorel O. La rétention structurale par laser des attaches orthodontiques : étude expérimentale. Thèse Dr Univ Rennes Univ Rennes 1. 2007;
76. Visuri S, Gilbert J, Wright D, Wigdor H, Walsh J. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared Dentin. *J Dent Res.* janv 1996;75(1):599-605.
77. Klein A, Rodrigues L, Eduardo C, Nobre dos Santos M, Cury J. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur J Oral Sci.* juin 2005;113(3):239-44.
78. Lee B, Hsieh T, Lee Y, Lan W, Hsu Y, Wen P, et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.* oct 2003;73(5):565-70.
79. Aoki A, Sasaki K, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2000;36:59-97.
80. Wigdor H, Walsh J, Featherstone J, Visuri S, Fried D, Waldvogel J. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med.* 1995;16(2):103-33.
81. Özer T, Basaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* août 2008;134(2):193-7.
82. Hosseini M, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi S, et al. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel prepared by Er:YAG laser

and conventional acid-etching. *J Dent Tehran Iran*. Winter 2012;9(1):20-6.

83. Gokcelik A, Ozel Y, Ozel E, Arhun N, Attar N, Firatli S, et al. The influence of Er:YAG laser conditioning versus self-etching adhesives with Acid etching on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Photomed Laser Surg*. déc 2007;25(6):508-12.

84. Ghaffari H, Mirhashemi A, Baherimoghadam T, Azmi A, Rasooli R. Effect of surface treatment on enamel cracks after orthodontic bracket debonding: Er,Cr:YSGG laser-etching versus acid-etching. *J Dent Tehran Iran*. sept 2017;14(5):259-66.

85. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Altérations de l'émail après décollement in vitro d'attaches collées au verre ionomère modifié. *Orthod Fr*. avr 2000;71(2):155-63.

86. Joseph V, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. févr 1990;97(2):121-5.

87. Sessa T, Civovic J, Pajevic T, Juloski J, Beloica M, Pavlovic V, et al. Scanning electron microscopic examination of enamel surface after fixed orthodontic treatment: in-vivo study. *Srp Arh Celok Lek*. févr 2012;140(1-2):22-8.

88. Albaladejo A, Montero J, Gómez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod*. juill 2011;81(4):716-20.

89. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo Study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. août 2004;126(2):200-6.

90. Willems G, Carels C, Verbeke G. In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives. *J Dent*. 1997;25:263-70.

91. Heravi F, Shafae H, Abdollahi M, Rashed R. How is the enamel affected by different orthodontic bonding agents and polishing techniques? *J Dent Tehran Iran*. mars 2015;12(3):188-94.

92. White L. Glass ionomer cement. *J Clin Orthod*. juin 1986;20(6):387-91.

93. Hallgren A, Oliveby A, Twetman S. Fluoride concentration in plaque adjacent to orthodontic appliances retained with glass ionomer cement. *Caries Res*. 1993;27(1):51-4.

94. Hatibović-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glass ionomer cement in vivo and in vitro. *Swed Dent J*. 1991;15(6):253-8.

95. Benson P, Shah A, Millett D, Dyer F. Fluorides, orthodontics and demineralization: a systematic review. *J Orthod*. juin 2005;32(2):102-14.

96. Miguel J, Almeida M, Chevitarese O. Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* mai 1995;107:484-7.
97. Fricker J. A 12-month clinical evaluation of a glass polyalkenoate cement for the direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* avr 1992;101(4):381-4.
98. Komori A, Ishikawa H. Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent. *Angle Orthod.* 1997;67(3):189-95.
99. Bishara S, VonWald L, Laffoon J, Jakobsen JR. Effect of changing enamel conditioner concentration on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 2000;118(3):311-6.
100. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. *Angle Orthod.* oct 1999;69(5):463-9.
101. Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* nov 2006;130:575-81.
102. Bishara S, Ostby A, Laffoon J, Warren JJ. A self-conditioner for resin-modified glass ionomers in bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* juill 2007;77(4):711-5.
103. Øgaard B, Fjeld M. The enamel surface and bonding in orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16:37-48.
104. Krell K, Courey J, Bishara S. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mars 1993;103(3):258-66.
105. Cochrane NJ, Lo TWG, Adams GG, Schneider PM. Quantitative analysis of enamel on debonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 2017;152(3):312-9.
106. Piccoli L, Migliau G, Besharat LK, Di Carlo S, Pompa G, Di Giorgio R. Comparison of two different debonding techniques in orthodontic treatment. *Ann Stomatol (Roma).* août 2017;8(2):71-8.
107. Kechagia A, Zinelis S, Pandis N, Athanasiou AE, Eliades T. The effect of orthodontic adhesive and bracket-base design in adhesive remnant index on enamel. *J World Fed Orthod.* mars 2015;4(1):18-22.
108. Ireland A, Hosein I, Sherriff M. Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass

polyalkenoate cement. *Eur J Orthod.* août 2005;27(4):413-9.

109. Lee Y, Lim Y. Three-dimensional quantification of adhesive remnants on teeth after debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* oct 2008;134(4):556-62.

110. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* juil 2006;76(4):694-9.

111. Reddy YG, Sharma R, Singh A, Agrawal V, Agrawal V, Chaturvedi S. The shear bond strengths of metal and ceramic brackets: an in-vitro comparative study. *J Clin Diagn Res.* juil 2013;7(7):1495-7.

112. da Rocha J, Gravina M, da Silva Campos M, Quintao C, Elias C, Vitral R. Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets. *Dent Press J Orthod.* 2014;19(1):77-85.

113. Hudson AP, Grobler SR, Harris AMP. Orthodontic molar brackets: the effect of three different base designs on shear bond strength. *Int J Biomed Sci.* mars 2011;7(1):27-34.

114. Atsü S, Gelgör I, Sahin V. Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. *Angle Orthod.* sept 2006;76(5):857-62.

115. Elvebak B, Rossouw P, Miller B, Buschang P, Ceen R. Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser. *Angle Orthod.* sept 2006;76(5):837-44.

116. Alessandri Bonetti G, Zanarini M, Incerti Parenti S, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR. Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 2011;140(5):696-702.

117. Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y. Loss of surface enamel after bracket debonding: an in-vivo and ex-vivo evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* oct 2010;138(4):387.e1-387.e9.

118. Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* sept 1995;108(3):242-8.

119. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* oct 2008;134(4):548-55.

120. Elekdag-Türk S, Abulkbash H. Ceramic brackets revisited. *Curr Approaches Orthod [Internet].* 5 nov 2018 [cité 31 mars 2020]; Disponible sur: <https://www.intechopen.com/books/current-approaches-in-orthodontics/ceramic-brackets-revisited>

121. Bishara S, Fehr D. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod.* sept 1997;3(3):178-88.
122. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* août 1993;104(2):170-9.
123. Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod.* juin 2005;32(2):146-63.
124. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 1988;94(3):201-6.
125. Winchester LJ. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.* août 1991;13(4):293-305.
126. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* août 1990;98(2):145-53.
127. Ghafari J, Chen S. Mechanical and SEM study of debonding two types of ceramic brackets (abstract). *J Dent Res.* 1990;69:338.
128. Jena A, Duggal R, Mehrotra A. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets; a comprehensive review. *Biomater Artif Organs.* 2007;20:101-15.
129. Lemke K, Xu X, Hagan JL, Armbruster PC, Ballard RW. Bond strengths and debonding characteristics of two types of polycrystalline ceramic brackets. *Aust Orthod J.* nov 2010;26(2):134-40.
130. Verstryngge A, Ghesquiere A, Willems G. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofac Res.* févr 2004;7(1):15-20.
131. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* juill 1997;112:34-40.
132. Leão Filho JCB, Braz AKS, de Araujo RE, Tanaka OM, Pithon MM. Enamel quality after debonding: evaluation by optical coherence tomography. *Braz Dent J.* août 2015;26:384-9.
133. Uysal T, Ustdal A, Kurt G. Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur J Orthod.* avr 2010;32(2):214-8.
134. Liu J, Chung C, Chang C, Shieh D. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* déc 2005;128(6):761-5.

135. Sinha P, Nanda R. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(2):132-7.
136. Su M-Z, Lai EH-H, Chang JZ-C, Chen H-J, Chang FH-F, Chiang Y-C, et al. Effect of simulated debracketing on enamel damage. *J Formos Med Assoc.* oct 2012;111(10):560-6.
137. Pithon MM, Figueiredo DSF, Oliveira DD, Coqueiro R da S. What is the best method for debonding metallic brackets from the patient's perspective? *Prog Orthod [Internet].* 2015 [cité 14 avr 2020];16. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4469684/>
138. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. Enamel cracks and ceramic bracket failure during debonding in vitro. *Angle Orthod.* nov 2008;78(6):1078-83.
139. Theodorakopoulou L, Sadowsky P, Jacobson A, Lacefield WJ. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(3):329-36.
140. Mundstock K, Sadowsky P, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* déc 1999;116(6):635-41.
141. Årtun J. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. *Eur J Orthod.* avr 1997;19(2):219-28.
142. Bennett C, Shen C, Waldron J. The effects of debonding on the enamel surface. *J Clin Orthod.* mai 1984;18(5):330-4.
143. Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mars 1993;103(3):253-7.
144. Bishara SE, Forrseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod.* 1994;64(4):277-82.
145. Arici S, Minors C. The force levels required to mechanically debond ceramic brackets: an in vitro comparative study. *Eur J Orthod.* juin 2000;22(3):327-34.
146. Abdelkarim A, Jerrold L. Litigation and Legislation. Risk management strategies in orthodontics. Part 1: clinical considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* août 2015;148(2):345-9.
147. Choudhary G, Gill V, Reddy YG, Sanadhya S, Aapalya P, Sharma N. Comparison of the debonding characteristics of conventional and new debonding instrument used for ceramic, composite and metallic brackets - An in vitro study. *J Clin Diagn Res.* juill 2014;8(7):ZC53-5.

148. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing. Part I. An in vitro study. *Am J Orthod.* janv 1986;89(1):21-7.
149. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J. Electrothermal debracketing. Part II. An in vivo study. *Am J Orthod.* févr 1986;89(2):141-5.
150. Dovgan JS, Walton RE, Bishara SE. Electrothermal debracketing: patient acceptance and effects on the dental pulp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 1995;108(3):249-55.
151. Jost-Brinkmann PG, Radlanski RJ, Artun J, Loidl H. Risk of pulp damage due to temperature increase during thermodebonding of ceramic brackets. *Eur J Orthod.* déc 1997;19(6):623-8.
152. Kailasam V, Valiathan A, Rao N. Histological evaluation after electrothermal debonding of ceramic brackets. *Indian J Dent Res.* 2014;25(2):143-6.
153. Stratmann U, Schaarschmidt K, Wegener H, Ehmer U. The extent of enamel surface fractures. A quantitative comparison of thermally debonded ceramic and mechanically debonded metal brackets by energy dispersive micro- and image-analysis. *Eur J Orthod.* déc 1996;18(6):655-62.
154. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 1990;98(3):263-73.
155. Azzeh E, Feldon P. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* janv 2003;123(1):79-83.
156. Ghazanfari R, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M. Laser-aided ceramic bracket debonding: a comprehensive review. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(1):2-11.
157. Ma T, Marangoni R, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* févr 1997;111(2):203-10.
158. Ahrari F, Heravi F, Fekrazad R, Farzanegan F, Nakhaei S. Does ultra-pulse CO(2) laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets? *Lasers Med Sci.* mai 2012;27(3):567-74.

Table des illustrations

| | |
|--|----|
| Figure 1 : Fêlure amélaire observées par transillumination (6)..... | 11 |
| Figure 2 : Schéma représentatif des 5 types de fêlures décrits par l'AAE : (a) Fêlures amélaire, (b) fêlure cuspidienne, (c) fêlure coronaire, (d) dent fendue, (e) fracture radiculaire verticale (16). | 12 |
| Figure 3 : Mise en évidence de fêlures amélaire par transillumination. | 15 |
| Figure 4 : Réalisation du test de coloration avec l'aide de révélateur de plaque. | 15 |
| Figure 5 : Scores détaillés de l'ARI (116). | 17 |
| Figure 6 : Images au microscope électronique à balayage de surface d'émail avec (A) un score ARI de 1, (B) un score ARI de 2, (C) un score ARI de 3 (116)..... | 18 |
| Figure 7 : Trois types de fracture du matériau de collage : (a) Fracture adhésive dent, (b) fracture adhésive bracket, (c) fracture cohésive (34). | 19 |
| Figure 8 : Principaux adhésifs utilisés en orthopédie dento-faciale selon la classification de Degrange (41)..... | 21 |
| Figure 9 : Particules projetées. (a) oxyde d'alumine, 29 µm (b) oxyde d'alumine, 50 µm (c) bicarbonate de sodium (38). Microscopie électronique à balayage. | 23 |
| Figure 10 : Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA). | 26 |
| Figure 11 : Graphique présentant les différents scores d'ARI selon l'utilisation d'un composite photopolymérisable, chémopolymérisable ou d'un CVIMAR (106). | 29 |
| Figure 12 : Pourcentage de score ARI 0 (rupture adhésif/émail) parmi les trois matériaux de collage utilisés (106)..... | 30 |
| Figure 13 : Images intra-buccales de brackets céramiques monocristallines (A) et polycristallines (B) (120)..... | 33 |
| Figure 14 : Comparaison des forces de liaison entre les différents groupes : (A) Bracket métallique/M&R2, (B) Bracket métallique/SAM1, (C) Bracket céramique/M&R2, (D) bracket céramique/SAM1 (52). | 35 |
| Figure 15 : Force de liaison moyenne de brackets céramiques et de brackets métalliques obtenues dans l'étude de Reddy et al. (111)..... | 35 |
| Figure 16 : Lift-off debonding instrument (LODI) (137)..... | 37 |
| Figure 17 : Différentes pinces utilisées à la dépose. De gauche à droite : Pince de How, pince à déposer les brackets, pince à couper les ligatures (137)..... | 38 |
| Figure 18 : Fêlure amélaire verticale observée par transillumination avant collage (1-a). Pas d'augmentation du nombre de fêlures après dépose (1-b) (138). | 39 |
| Figure 19 : Schématisation de la technique de dépose mécanique par délamination (120). . | 39 |
| Figure 20 : Images d'une unité de décollement électrothermique et de son embout chauffant dans la gorge d'un support céramique (152). | 41 |

Table des tableaux

| | |
|--|----|
| Tableau 1 : Facteurs étiologiques du syndrome des dents fissurées (19)..... | 13 |
| Tableau 2 : Forces de collage obtenues avec préparation à l'acide orthophosphorique, sablage 50 µm et sablage 90 µm. Résultats de l'étude d'Olsen et al (70)..... | 23 |
| Tableau 3 : Différence significative ($P < 0.001$) des forces de collage entre des brackets métalliques Orthos (Ormco) et Damon 2 (Ormco) collés au Transbond XT™ (36). | 31 |
| Tableau 4 : Répartition des types de rupture des brackets métalliques classiques (A) et préencollés (B) (116). | 32 |

QUEYROY (Arthur). Les fêlures amélaire : influence des procédures orthodontiques.

- 58 f. ; ill. ; tabl. ; 158 ref. ; 30 cm (Thèse : chir. Dent. ; Nantes ; 2020)

RÉSUMÉ

La formation de micro-fêlures dans l'émail est devenue une préoccupation pour les personnes souhaitant un appareil orthodontique fixe, il semble donc important de connaître les différents moyens d'éviter le plus possible leur formation ou aggravation.

Ces lésions dépendraient en majeure partie de la force de collage avec laquelle les attaches orthodontiques sont liées aux dents.

Après quelques généralités sur les fêlures amélaire, nous verrons quelles étapes courantes des procédures orthodontiques peuvent influencer sur cette force de liaison bracket/dent en fonction des techniques ou matériaux utilisés. Enfin, nous comparerons les différentes techniques de retrait des attaches en fin de traitement vis-à-vis de l'apparition ou l'aggravation de telles lésions de l'émail.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Orthopédie dento-faciale

MOTS CLES MESH

Orthodontie – Orthodontics

Email dentaire – Dental enamel

Fissure dentaire – Dental fissures

Techniques de décollement dentaire – Dental debonding

JURY

Président : Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Docteur Marc-Henri NIVET

Directeurs : Docteur Stéphane RENAUDIN

Docteur Fabienne JORDANA

ADRESSE DE L'AUTEUR

51, rue des olivettes – 44000 NANTES

arthur.queyroy@icloud.com