

UNIVERSITE PAUL SABATIER-TOULOUSE III
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2014

Thèse n°2014-TOU3-3013

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

NAUTE Olivier

Le 27 Mars 2014

LES TECHNIQUES D'EVICITION CARIEUSE: MISE AU POINT EN **2014**

Directeur de thèse : Docteur FOURQUET Lucile

Jury

Président

Professeur DUFFAUT Danielle

1^{er} Assesseur

Docteur GUIGNES Philippe

2^{ème} Assesseur

Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie

3^{ème} Assesseur

Docteur FOURQUET Lucile



LES TECHNIQUES D'EVICITION CARIEUSE : MISE AU POINT EN 2014



FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

➔ DIRECTION

ADMINISTRATEUR PROVISoire

Mr Hugues CHAP

ASSESEURS DU DOYEN

• ENSEIGNANTS :

Mme GRÉGOIRE Geneviève

Mr CHAMPION Jean

Mr HAMEL Olivier

Mr POMAR Philippe

• PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme GRIMAUD Anne-Marie

• ÉTUDIANT :

Mr HAURET-CLOS Mathieu

CHARGÉS DE MISSION

Mr PALOUDIER Gérard

Mr AUTHER Alain

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme GRAPELOUP Claude

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr LAGARRIGUE Jean +

Mr LODTER Jean-Philippe

Mr PALOUDIER Gérard

Mr SOULET Henri

➔ ÉMÉRITAT

Mr PALOUDIER Gérard

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

56.01 PÉDODONTIE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr VAYSSE

Mme BAILLEUL-FORESTIER

Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mr VAYSSE

Mr DOMINÉ, Mme GÖTTLE

Mme BACQUÉ, Mr TOULOUSE

56.02 ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Chef de la sous-section :

Maîtres de Conférences :

Assistants :

Chargés d'Enseignement :

Mr BARON

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL-SIXOU, Mr ROTENBERG,

Mme ELICEGUI, Mme OBACH-DEJEAN, Mr PUJOL

Mr GARNAULT, Mme MECHRAOUI, Mr MIQUEL

56.03 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE

Chef de la sous-section :

Professeur d'Université :

Maître de Conférences :

Assistant :

Chargés d'Enseignement :

Mr HAMEL

Mme NABET, Mr PALOUDIER, Mr SIXOU

Mr HAMEL, Mr VERGNES

Mlle BARON

Mr DURAND, Mr PARAYRE

57.01 PARODONTOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr BARTHET***

Maîtres de Conférences : Mr BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN

Assistants : Mr MOURGUES, Mme VINEL

Chargés d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr LAFFORGUE, Mr PIOTROWSKI, Mr SANCIER

57.02 CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE, ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION***Chef de la sous-section :*** ***Mr CAMPAN***

Professeur d'Université : Mr DURAN

Maîtres de Conférences : Mr CAMPAN, Mr COURTOIS, Mme COUSTY

Assistants : Mme BOULANGER, Mme CROS, Mr EL KESRI

Chargés d'Enseignement : Mr FAUXPOINT, Mr GANTE, Mr L'HOMME, Mme LABADIE, Mr PLANCHAND, Mr SALEFRANQUE

57.03 SCIENCES BIOLOGIQUES (BIOCHIMIE, IMMUNOLOGIE, HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE, GÉNÉTIQUE, ANATOMIE PATHOLOGIQUE, BACTÉRIOLOGIE, PHARMACOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr KÉMOUN***

Professeurs d'Université : Mme DUFFAUT

Maîtres de Conférences : Mme GRIMOUD, Mr KEMOUN, Mr POULET

Assistants : Mr BARRAGUÉ, Mr BLASCO-BAQUE, Mme PESUDO, Mme SOUBIELLE

Chargés d'Enseignement : Mr BARRÉ, Mr SIGNAT, Mme VALERA

58.01 ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE***Chef de la sous-section :*** ***Mr GUIGNES***

Maîtres de Conférences : Mr DIEMER, Mr GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE

Assistants : Mr ARCAUTE, Mlle DARDÉ, Mme DEDIEU, Mme DUEYMES, Mme FOURQUET, Mr MICHETTI

Chargés d'Enseignement : Mr BALGUERIE, Mlle BORIES, Mr ELBEZE, Mr MALLET, Mlle PRATS,

58.02 PROTHÈSES (PROTHÈSE CONJOINTE, PROTHÈSE ADJOINTE PARTIELLE, PROTHÈSE COMPLÈTE, PROTHÈSE MAXILLO-FACIALE)***Chef de la sous-section :*** ***Mr CHAMPION***

Professeurs d'Université : Mr ARMAND, Mr POMAR

Maîtres de Conférences : Mr BLANDIN, Mr CHAMPION, Mr ESCLASSAN, Mme VIGARIOS

Assistants : Mr CHABRERON, Mr DESTRUHAUT, Mr GALIBOURG, Mr HOBEILAH, Mr KNAFO

Chargés d'Enseignement : Mr ABGRALL, Mr FLORENTIN, Mr FOLCH, Mr GHRENASSIA, Mme LACOSTE-FERRE, Mme LASMOLLES, Mr LUCAS, Mr MIR, Mr POGEANT, Mr RAYNALDY

58.03 SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES, OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE***Chef de la sous-section :*** ***Mme GRÉGOIRE***

Professeur d'Université : Mme GRÉGOIRE

Maîtres de Conférences : Mme JONOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANIVET, Mr DELANNÉE, Mr MONSARRAT

Chargés d'Enseignement : Mr AHMED, Mme BAYLE-DELANNÉE, Mme MAGNE, Mr TREIL, Mr VERGÉ

*L'université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats.
(Délibération en date du 12 Mai 1891).*

Mise à jour au 4 février 2014

A mes parents, pour leur patience..., de m'avoir soutenu et « supporté ». Mais aussi de s'être donné du mal afin que je puisse réaliser tous mes projets. Un grand merci pour leur aide devant les nombreux obstacles de ces dernières semaines mais aussi pour tout le reste..., en espérant qu'ils soient fiers de moi.

A ma sœur Julie, pour son soutien, à qui je souhaite le plus grand bonheur, tant personnel que professionnel. Merci d'être là!

*A mes grands-parents, pour leur grande gentillesse et leur présence.
A tous les oncles, tantes, cousins, cousines....*

*A Aurélia, pour être si insupportable mais aussi pour toutes ses qualités. ;)
A Arnaud pour supporter Aurélia, félicitation pour ton management du B35.
Clairons for Ever ! [A la Biaf' pour ne pas me blairer et me bader tant.]
A Christine, pour son accueil si chaleureux, sa générosité, sa gentillesse, notre colloc à SALEILLES sans oublier vos oublis me permettant de connaître tout le staff de la poste.....
A la noug, profite bien en Martinique !*

A DJumbé PSG, alias la djembe, pour la colloc', les Sushis, Top Chef, la nouvelle star, The Voice (oui oui au moins il y aura une trace...) toutes ces bringues, les W-Es à Collioure...

A Laurianne pour arriver à être aussi insupportable que sa sœur tout en ayant autant de qualités ;)

*A la Bode à cet été de ouf et toutes ces années de claironnage.
A cerco d'exister tout simplement*

Aux suprêmes : Pacou, Aurélie Nuria pour ne jamais se démotiver et toujours être là !!

Spécial dédi à laurine et VAIO ☺ sans qui je n'aurais jamais pu finir la thèse ou à la main.....

A Marine pour ces 5jours de folie à NYC, en espérant qu'on y retourne pour le Post Graduate.

A Bux et Sully, pour ces 6 ans...euh 8.... Et tous ces repas de GROS, va falloir reprendre le rythme à défaut de ne pouvoir augmenter la fréquence on va augmenter la quantité.

Au reste du CDC : Céline, Fred, Laurie, Laura, Marina, Anissa, Agathe : nos soirées, nos escapades folles et nos fous rires, de Toulouse, à Paris, en passant par Avignon, Mollie, Hossegor, la Martinique et St Martin !

A Bruch, de me prêter Mylène pour ma soirée de thèse ;).

A tous les SAMATANAIS : LA shaggue (samatanais??), Trossy (idem ?)

A Troudeub bientôt 27 ans d'amitié et que ça dure...A peine moins pour les autres mais c'est la même : Le nams ,le taj, Roumigue, Crusty, Moltes, Boobaiz, Le playmo, Chauch, Remi ,wibi, cha, marine, la avre, la dupe, Minicot !!!

A la team :

Aux Angla-Gré Maylis, Quittry et Ben avec une Spécial dédicace à Ben ;)car c'est pas des BRINGUES DE TERMINALES et pour cette mini colloc, c'était GAVE bien !!!

Aux BILLONS, Aux collègues du CDBN ☺, tous les autres....

A la Barde pour ces soirées qu'on ne fait jamais

A fanny, même Pb que le précédent lol ☺

A la Sempe pour toutes ces futures soirées au Mama !!!

Aux Bordelaises claire, Maud et julie et leur rhumophobie !

A LA paste, à la fourne car y a intérêt que ca bergougne encore sévère !!!

Aux pharmas.....

A notre président du jury,

Madame le Professeur DUFFAUT-LAGARRIGUE Danielle

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Lauréat de la Faculté de Médecine,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'État en Odontologie,
- Habilitation à Diriger des Recherches

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider le jury de notre thèse.

Nous tenons à vous témoigner notre gratitude, tout au long de notre cursus, nous avons apprécié votre pédagogie et la gentillesse permanente dont vous avez fait preuve pour nous épauler et nous former. Nous vous remercions très sincèrement pour l'intérêt porté à ce travail.

Soyez assurée de toute notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre jury de thèse,

Docteur GUIGNES Philippe

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Responsable de la sous-section Odontologie Conservatrice, Endodontie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier.

*Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir
accepté de siéger à notre jury.*

*Nous vous remercions pour votre sympathie
ainsi que la qualité et le dynamisme de votre
enseignement qui ont contribué à éveiller notre
intérêt pour votre spécialité.*

*Veuillez trouver ici le témoignage de notre
gratitude et de notre respect.*

A notre jury de thèse,

Docteur GURGEL-GEORGELIN Marie

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Ancienne Interne des Hôpitaux,
- D.E.A. MASS « Lyon III »,
- Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

*Vous avez chaleureusement accepté de siéger à
notre jury de thèse.*

*Tout au long de notre cursus, nous avons
apprécié votre pédagogie et votre gentillesse.
Nous vous remercions très sincèrement pour
l'intérêt porté à ce travail.*

*Veuillez trouver par ces quelques mots
l'expression de notre profond respect.*

A notre directeur de thèse,

Docteur FOURQUET Lucile

- Assistante hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Maîtrise Sciences, Technologies, Santé, mention : Biologie, Santé

*Vous nous faites l'honneur de diriger cette thèse.
Merci pour votre aide précieuse tout au long de
ce travail et pour le temps que vous y avez
consacré. Veuillez recevoir ici l'assurance de
notre sincère reconnaissance pour votre
disponibilité, pour votre écoute et vos conseils.
Nous espérons que cette thèse sera à la hauteur
de la confiance que vous nous avez portée.
Soyez assurée de notre sincère considération et
de notre profond respect.*

INTRODUCTION

I GENERALITES EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE	16
I.1. Histopathologie du processus carieux	16
I.2. Concept actuel de l'éviction carieuse (3)	16
I.2.1. Objectifs de l'éviction carieuse	17
I.2.2. Adhésion dentinaire	17
II L'EVICION CARIEUSE DE NOS JOURS : LES TECHNIQUES CONVENTIONNELLES	19
II.1. L'éviction manuelle	19
II.2. L'éviction rotative	20
II.2.1. Le système à air	20
II.2.1.1. Les turbines	20
II.2.1.2. Les micro-moteurs et les contre angles	20
II.2.1.3. Les raccords	20
II.2.2. Le système électrique	21
II.2.3. Les fraises	22
II.2.3.1. Classification	22
II.2.3.2. Mécanisme d'action	22
II.2.3.3. Les différentes fraises	24
II.2.3.4. Comparaisons entre les différents types de fraises	28
II.2.3.5. Leurs différentes formes	29
II.2.4. Etat de Surface	30
II.2.5. Collage	31

III LES TECHNIQUES ALTERNATIVES	33
III.1. Les Systèmes chémo-mécaniques	33
III.1.1. Caridex® (New Brunswick, NJ, USA) (29)(35)	33
III.1.1.1. Composition	33
III.1.1.2. Principe et mécanisme d'action	33
III.1.1.3. Avantages	33
III.1.1.4. Inconvénients	34
III.1.2. Carisolv® (MediTeam, Göteborg, Suède)	34
III.1.2.1. Composition (33)	34
III.1.2.2. Principe et mécanisme d'action	34
III.1.2.3. Protocole	35
III.1.2.4. Etat de surface	36
III.1.2.5. Adhésion	36
III.1.2.6. Inconvénients(42)	37
III.2. Les systèmes d'éviction enzymatique	38
III.2.1. SFC-VIII®	38
III.2.1.1. Composition	38
III.2.1.2. Mécanisme d'action	38
III.2.2. SFC-V® (44)	39
III.2.2.1. Composition	39
III.2.2.2. Mécanisme d'action	39
III.2.3. Etat de surface	40
III.2.4. Adhésion	40
III.2.5. Papacarie®	40
III.2.5.1. Composition	40
III.2.5.2. Mécanisme d'action	41
III.2.5.3. Protocole	41
III.2.5.4. Avantages	42
III.2.5.5. Inconvénients	42
III.2.5.6. Etat de surface	42
III.2.5.7. Adhésion	42

III.3. Air abrasion	43
III.3.1. Mécanisme d'action	43
III.3.1.1. Pression de sortie, le débit et le mode de propulsion	45
III.3.1.2. Diamètre et type des particules	45
III.3.1.3. Diamètre et orientation de la buse	48
III.3.1.4. Distance de travail	48
III.3.2. Etat de surface:	49
III.3.3. Adhésion:	50
III.3.4. Avantages	51
III.3.5. Inconvénients	51
III.3.6. Indications	52
III.3.7. Contre-Indications	52
III.4. Sono-abrasion et Ultrasono-abrasion	53
III.4.1. Définition de l'onde sonore.	53
III.4.2. Principes:	53
III.4.2.1. Action mécanique	54
III.4.2.2. Action physique	55
III.4.3. Instrumentation	55
III.4.3.1. Les générateurs	55
III.4.3.2. Différents types d'inserts	56
III.4.3.3. Comparaison entre systèmes pneumatique, piézoélectrique et magnétostrictif	62
III.4.4. Comparaison de l'état de surface.	63
III.4.5. Adhésion :	64
III.4.6. Indications	65
III.4.6.1. Les cavités de site 1	65
III.4.6.2. Les cavités de Site 2	66
III.4.6.3. Les cavités de site 3	68
III.4.7. Avantages	68
III.4.8. Inconvénients	69

III.5. LASERS	71
III.5.1. Etymologie	71
III.5.2. Historique	71
III.5.3. Rappels de physique quantique	71
III.5.3.1. L'atome (101) (102) (103)	72
III.5.4. Définition de la lumière	73
III.5.5. Présentation du laser :	73
III.5.5.1. Composition	73
III.5.5.2. Les différents modes de transmission des faisceaux lasers	79
III.5.5.3. Caractéristiques de la lumière laser	80
III.5.5.4. Actions sur les tissus	80
III.5.6. Sécurité (103) (113)	84
III.5.6.1. Classification	84
III.5.6.2. Précautions à prendre :	84
III.5.6.3. Formation	85
III.5.7. Les lasers en odontologie conservatrice	85
III.5.7.1. Le Laser Er : YAG.	86
III.5.7.2. Le laser Er : YSGG (127)	92
III.5.7.3. Etat de surface	94
III.5.7.4. Conséquences sur le collage	96
III.5.7.5. Comparaison avec les rotatifs	99
III.5.8. Nouveautés	101

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

INTRODUCTION

Les soins conservateurs occupent une place prépondérante dans notre pratique quotidienne et sont souvent le préalable, voire la condition indispensable, à la réalisation, le succès et la pérennité de nos traitements.

Fort de notre expérience personnelle et de notre curiosité qui nous a poussé à nous intéresser à la pratique des chirurgiens dentistes nous entourant, nous nous sommes confrontés à la réalité selon laquelle, bien que de nombreuses techniques permettant l'éviction carieuse existent, la grande majorité d'entre nous utilise exclusivement les rotatifs.

Ce constat nous a donné l'envie de faire le point sur les différentes techniques d'éviction carieuse qui sont aujourd'hui à notre disposition.

Notre travail fera, dans un premier temps, quelques brefs rappels sur le processus carieux, puis présentera les techniques conventionnelles. Enfin, la troisième partie se concentrera sur les techniques alternatives en décrivant leurs principes, indications, avantages et inconvénients.

I GENERALITES EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

I.1. Histopathologie du processus carieux

Le processus carieux s'initie lorsque des sucres fermentescibles sont exposés au métabolisme des bactéries cariogènes de la plaque dentaire (*Streptococcus*, *Lactobacillus*, *Actinomyces*). On a alors une production locale d'acides organiques. Ceux-ci entraînent une déminéralisation de l'émail dès que le pH salivaire passe en-dessous de 5,5. La dentine est elle plus sensible, sa déminéralisation débute pour un pH de 6,5 (1).

La caractérisation biochimique de la dentine cariée a révélé que la couche la plus superficielle cariée est nécrosée, fortement déminéralisée, avec la présence de fibrilles de collagène dénaturées. Cette couche correspond à la couche dite infectée. Au dessous, se trouve la couche de dentine cariée affectée. On y observe une dénaturation du collagène et des cristaux d'apatite, qui sont régulièrement attachés aux fibrilles de collagène sans aucun signe d'invasion bactérienne (2).

I.2. Concept actuel de l'éviction carieuse (3)

Depuis plusieurs années, l'avènement des techniques adhésives et des nouveaux matériaux bioactifs, nous permet de mettre en place des thérapeutiques moins invasives. Ainsi, l'odontologie conservatrice s'axe vers un respect maximal des tissus, la réalisation de préparations à minima et une reminéralisation des tissus affectés.

Les recommandations actuelles préconisent de tolérer la persistance d'une couche de dentine résiduelle cariée mais non infiltrée, ayant des propriétés adhésives qui lui sont propres.

C'est dans cet objectif de conservation que des méthodes complémentaires et alternatives ont été développées, telles que l'emploi de nouvelles fraises, d'agents de dissolution enzymatique, de l'air et de la sono-abrasion ou encore du laser.

I.2.1.Objectifs de l'éviction carieuse

L'objectif principal de l'éviction carieuse est, bien entendu, l'élimination des tissus dentaires infiltrés par le processus carieux. Celle-ci doit aboutir à la réalisation de cavités permettant la rétention, la stabilisation et la sustentation des matériaux d'obturation. Cependant, l'avènement du collage entraîne une remise en question de ces principes. En effet, l'emploi de matériaux d'obturation collés permet une éviction carieuse beaucoup plus conservatrice, à minima, se limitant à l'élimination des seuls tissus infectés.

I.2.2.Adhésion dentinaire

Il a été montré que l'adhésion à la dentine cariée était inversement proportionnelle au degré de progression de la carie. Et nous retrouvons les valeurs de plus faibles liaisons au niveau de la dentine infectée (3).

La couche hybride varie elle aussi, Il a été montré que son épaisseur diminue respectivement de la dentine infectée puis affectée et enfin saine. Cette couche hybride varie aussi en fonction du type d'adhésif utilisé.

Au niveau de la dentine saine ou de la dentine affectée, les couches hybrides sont plus épaisses si on utilise un système adhésif précédé d'une étape de mordantage plutôt qu'un adhésif auto mordançant.

Alors qu'au niveau de la dentine infectée l'épaisseur de la couche hybride semble être similaire quel que soit l'adhésif utilisé (4).

La dentine cariée (affectée et infectée) est moins dure et ses propriétés mécaniques sont plus faibles que la dentine saine.

Cela s'explique par un faible degré de minéralisation de la dentine cariée et par la présence d'une matrice de collagène désorganisée.

Cependant certaines études utilisant un système adhésif précédé d'une étape de mordantage ont montré que nous pouvions obtenir des forces de liaison similaires que le collage soit réalisé sur de la dentine saine ou affectée. Dans ces études l'excavation était guidée par l'utilisation concomitante d'un révélateur de carie (5)(6).

Il faut noter que d'anciennes études reportaient des forces de liaisons faibles (20 to 30 MPa) alors qu'on arrive aujourd'hui à atteindre des valeurs comprises entre 40 et 50 MPa en faisant varier le niveau d'éviction de la carie et donc en choisissant le substrat le plus réceptif à l'adhésif (7).

Nous devons toutefois garder un œil critique sur ces résultats car d'autres études n'étaient pas capable de produire des forces de liaison similaire entre la dentine affectée et la dentine saine quelques soit l'adhésif utilisé (8)(9).

Il est nécessaire de réaliser d'autres études afin de savoir quel est le niveau d'éviction adéquat, et quel adhésif utilisé afin d'obtenir la meilleure adhésion.

Il serait intéressant de savoir à quel moment nous devons arrêter la méthode d'éviction carieuse pour que nous obtenions le meilleur collage afin d'arriver à une diminution des infiltrations et une meilleure longévité des composites. Nous devons donc éliminer la dentine infectée et préserver la dentine résiduelle affectée mais non infectée. Cela nous assure une efficacité de collage tout en préservant la pulpe et une restauration étanche sur du long terme. Mais comme dit précédemment il est très difficile de savoir quel est le type de dentine restant. La dentine affectée est considérée comme reminéralisable. Évidemment, il n'y a pas de solutions miracles afin de faire la distinction entre dentine affectée et infectée. Les études montrent que le moyen le plus fiable est l'utilisation d'une sonde droite et l'obtention du « cri dentinaire ». Malheureusement la perception du cri dentinaire est très subjective, cette méthode est donc très opérateur –dépendante. Il est aussi possible d'utiliser des systèmes de colorations permettant de déterminer la couche à éliminer (10).

II L'EVICION CARIEUSE DE NOS JOURS : LES TECHNIQUES CONVENTIONNELLES

II.1. L'éviction manuelle (11)

C'est historiquement la première méthode à avoir été utilisée. Malgré l'abandon de certains instruments désuets et l'apparition des fraises, elle perdure toujours dans notre pratique quotidienne. Elle est réalisée à l'aide d'excavateurs, disponibles sous différents profils, mais présentant tout de même des caractéristiques communes telles qu'une forme contre coudée et la présence d'un bord tranchant incurvé à leurs extrémités.

Les excavateurs diffèrent de par leur degré d'angulation entre le manche et la tige, et entre la tige et la lame, ainsi que par la longueur de leur extrémité. Ces variantes permettent un accès à la zone cariée quelle que soit la configuration de la cavité. De plus, pour augmenter leur efficacité, les excavateurs présentent des lames à orientation inverse de chaque côté du manche.



Figure 1 : Différents excavateurs de la marque ASA (12)

Grâce à ceux-ci, il est possible de réaliser l'élimination de la dentine cariée et déminéralisée. Leurs principaux avantages résident dans le fait qu'ils permettent une grande finesse tactile et qu'ils assurent une excavation complète de la dentine déminéralisée.

II.2. L'éviction rotative

Avant toute chose, il est nécessaire de rappeler qu'il existe deux systèmes entraînant l'instrument rotatif, un système à air et un système électrique.

II.2.1. Le système à air

Dans ce système nous devons faire la distinction entre les turbines et les micro-moteurs.

II.2.1.1. Les turbines (11)

L'activation de la turbine se fait par la propulsion d'air comprimé dans son rotor, qui va, à son tour, entraîner la rotation de la fraise. La vitesse de rotation au ralenti est d'environ 400 000 tours/minute mais selon la pression exercée la vitesse de travail n'est que d'environ 200 000 tours/minute. En effet, les turbines ne possèdent qu'un faible couple ce qui entraîne une diminution de la vitesse de travail lorsqu'on exerce une pression sur les tissus dentaires.

II.2.1.2. Les micro-moteurs et les contre angles (11)

Quand on utilise un micro-moteur à air, l'instrument rotatif est entraîné par l'intermédiaire d'un contre angle ou d'une pièce à main. Les micro-moteurs ont une vitesse de rotation pouvant atteindre une vitesse de 40 000 tours/minute. De plus, nous pouvons y raccorder un contre angle avec un coefficient de transmission.

Par exemple, un contre angle ayant un coefficient de transmission de 1 : 5 signifie que nous avons un coefficient multiplicateur égal à 5. Notre instrument rotatif peut donc atteindre une vitesse de 200 000 tours/minute.

II.2.1.3. Les raccords (11)

Que ce soit la turbine ou le moteur, ils sont tous deux reliés au fauteuil (ou « unit ») par des cordons souples multicanaux apportant l'eau, l'air, le courant et parfois la lumière.

Des raccords sont nécessaires pour faire le lien entre ces cordons et les rotatifs. Il est possible de fixer sur ces derniers la turbine, les micro-moteurs mais aussi des détartreurs pneumatiques ou des pièces à main à pulvérisation de poudre.

II.2.2. Le système électrique (11)

Ici, les moteurs peuvent atteindre une vitesse de rotation au ralenti de 40 000 tours/minute. Ceux-ci peuvent accueillir des contre-angles ayant ou non un coefficient de transmission (cf. II.2.1.2).

Contrairement aux turbines des systèmes à air, ces contre-angles tournent à une vitesse indépendante de la pression. De plus, ils possèdent un meilleur couple que ces dernières.

On observe aussi une diminution des vibrations et une meilleure finesse tactile car l'instrument est mieux centré. Cela permet donc un travail plus précis, plus rapide mais aussi plus agréable pour le praticien comme pour le patient.

Voilà maintenant une dizaine d'années que ces contre-angles concurrencent les turbines car ceux-ci présentent de multiples avantages tels que : leur rapidité, leur efficacité et leur silence. De plus, leurs possibilités de réglages sont plus larges puisqu'il est possible de modifier aussi bien le couple que la vitesse.

Cependant, les turbines demeurent tout de même les plus utilisées, car elles restent plus légères et moins onéreuses.

Une multitude de modèles existent pour chaque système. Notre choix se fera en fonction de nos attentes.

Après avoir choisi soit le système à air soit l'électrique, nous pouvons choisir : la plage de vitesse, le système de serrage des fraises, la taille de la tête, le type de refroidissement et la présence ou non d'éclairage.

La plage de vitesse dépend du matériel que l'on choisit comme expliqué ci-dessus, alors que le système de serrage des fraises différera, lui, selon le type de rotatif : avec les turbines et les contre-angles bagues rouge, nous disposerons d'un système de serrage par friction à bouton-poussoir. Alors que les fraises utilisées sur les contre-angles classiques disposeront d'un mandrin court à gorge et méplat.

En ce qui concerne la tête, il paraît judicieux de choisir le rotatif ayant la tête la plus petite possible afin de limiter l'encombrement qu'elle engendre et par là-même gagner en visibilité et en liberté de mouvement.

Enfin, l'irrigation, par le biais de plusieurs buses de spray, permet un meilleur refroidissement, une coupe plus efficace et une visibilité supérieure. Celle-ci sera aussi améliorée par un éclairage LED intégré au rotatif. Le bruit est aussi un paramètre primordial dans le choix du rotatif étant donné qu'il va conditionner le confort au quotidien du praticien, mais aussi celui de ses patients.

II.2.3. Les fraises

II.2.3.1. Classification

Aux vues de la quantité de fraises existantes, l'organisation internationale des références a créé la norme ISO 6360 (International standard organisation) afin de répertorier simplement les fraises. Les caractéristiques de celles-ci ont été classées par un numéro, codant pour la nature du matériau les constituant, la forme de leur col, leur longueur, leur forme, leur dimension et le type de finition de leur partie travaillante.(13)

II.2.3.2. Mécanisme d'action

Le principe d'action des fraises est l'élimination des tissus soit par abrasion avec les fraises diamantées, soit par coupe avec les fraises en carbure de tungstène par exemple. Dans les deux cas, on cherchera à avoir la meilleure efficacité d'abrasion ou de coupe. Cela dépendra de la vitesse, de la pression appliquée et de l'irrigation.

II.2.3.2.1 *Vitesse et pouvoir de coupe*

Il faut distinguer la vitesse de coupe de la fraise et la vitesse de rotation du contre-angle. Le pouvoir de coupe dépend de la vitesse linéaire de surface qui varie en fonction du diamètre de la fraise et de son nombre de tours par minute.

De plus nous savons que des vitesses importantes permettent une meilleure finition et des vibrations moindres. Mais, lors de l'augmentation de la vitesse, les forces centrifuges deviennent prioritaires et peuvent entraîner une déformation ou même une fracture de l'instrument.

Il a aussi été remarqué que la vitesse de coupe augmente avec la vitesse de rotation. Cependant, au-delà des 100 000 tours/minute il n'y a pas d'augmentation significative et à partir de 400 000 tours/minute les risques de perte de concentricité dépassent les gains de coupe.

II.2.3.2.2 La Pression

L'efficacité de coupe dépend aussi de la pression. Il est recommandé de ne pas dépasser les 2N de pression car au-delà les gains de coupe ne sont pas réellement améliorés. En revanche, nous usons les roulements et le risque de perte de concentricité de la turbine augmente.

Si la pression est trop forte, nous observerons une augmentation de la température au niveau de la zone de travail, et donc un effet iatrogène au niveau de la dent soignée.

II.2.3.2.3 L'irrigation

L'irrigation de la zone de travail mais aussi de la tête de la fraise est indispensable car elle permet un refroidissement des tissus, empêche l'encrassement de la fraise et joue un rôle de lubrifiant ce qui permet une amélioration de l'efficacité de coupe.

L'irrigation doit être faite soit grâce à un spray air-eau, soit seulement avec de l'eau. Il faut faire attention à ne pas utiliser l'air seul trop longtemps car il entraîne une déshydratation de la dent.

Un jet d'eau seul est le plus efficace mais il n'est pas évident de garantir une irrigation efficace de la tête de la fraise. Il est donc recommandé d'utiliser un spray air-eau, avec un débit d'eau de 35 à 50 ml/minute.

II.2.3.3. Les différentes fraises(11)

Les fraises vont éliminer les tissus dentaires soit par coupe, soit par abrasion. Les fraises diamantées ont une action abrasive, contrairement aux instruments à lames de carbures de tungstène qui ont une action de coupe. Le choix de la fraise pour l'éviction carieuse est donc très important. De plus, dans chaque catégorie, il existe différentes fraises en fonction du matériau utilisé, de leur forme, leur taille, et de la partie travaillante.

Face à cette multitude de fraises, nous décrirons chaque type et nous essaierons d'expliquer leurs caractéristiques. Ces dernières années, grâce à la recherche, nous avons vu apparaître des fraises spéciales permettant d'être moins invasif et plus précis, mais qui sont malgré plus fragiles.

II.2.3.3.1 *En acier(11)*

Elles sont apparues en même temps que les premiers instruments rotatifs, c'est à dire il y a environ 1 siècle. Elles sont soit montées sur turbine, soit sur contre-angle. Elles doivent être utilisées à des vitesses de rotation réduites d'environ 5000 tours / minute.

La plupart du temps, elles ont 8 bords tranchants et la particularité d'avoir un angle de coupe positif ce qui facilite l'éviction et l'élimination des tissus cariés. Cependant, cette conception les rend plus fragiles. Leur principal inconvénient est donc qu'elles sont moins résistantes que celles en carbure de tungstène. En revanche leur coût est moins élevé.

II.2.3.3.2 *En carbure de tungstène(11)*

Leur efficacité dépend de leur géométrie de coupe : c'est à dire du nombre de bords tranchants et de leur angle de coupe.

Il existe soit des bords tranchants droits, soit en forme de spirale et avec ou sans la présence de coupes transversales supplémentaires. Cette dernière configuration permettra une meilleure élimination des déchets.

Plus le nombre de bords tranchants augmente plus la fraise travaille en finesse.

Par exemple, une fraise présentant plus de 30 bords est utilisée pour le polissage. En général, on retrouve 6 bords tranchants et un angle de coupe négatif. Aujourd'hui la majorité, des industriels proposent ces fraises de différentes longueurs et avec un col gracile. Selon leurs morphologies elles pourront aussi bien traiter la dentine que l'émail (14).

La plupart du temps ces fraises sont utilisées avec un micro-moteur et un contre-angle bague bleu. Elles doivent être fixées par un système de friction pour assurer la concentricité.(13) Enfin, la pulvérisation air-eau est indispensable pour l'élimination des débris et le contrôle de la température.

II.2.3.3.3 Diamantée (11)

Contrairement aux fraises précédemment présentées qui coupent, celles-ci éliminent le tissu carieux par abrasion. Il existe de nombreuses granulométries allant de grains de 4 à 195 μm . Ces caractéristiques sont classifiées dans la norme iso. (II.2.3.1.1) Elles sont généralement montées sur turbine ou contre-angle à bague rouge.

Les particules de diamant sont fixées au corps de la fraise soit par électro galvanisation, soit par projection. La liaison entre les particules diamantées et le corps de la fraise détermine leur qualité, plus celle-ci sera forte moins vite elles s'useront.

La répartition homogène de ces particules garantit une qualité et une efficacité accrue et plus le grain est gros plus la fraise est abrasive (11). On utilise par exemple des fraises bague noire pour déposer une obturation, à contrario on s'orientera vers des fraises bague rouge pour réaliser la finition des bords cavitaires.

Généralement, pour l'excavation des tissus carieux, nous utilisons des fraises ayant une granulométrie de 100 μm .

La perte de grains diamantés a un impact direct sur leur efficacité et sur la perte de leur concentricité. Cela sera ressenti par le praticien qui aura tendance à augmenter la pression sur la fraise, entraînant un échauffement de la dent et une augmentation des vibrations. En plus d'un effet délétère pour l'organe dentaire, cela, sera immédiatement ressenti comme une diminution du confort du soin par le patient.

D'après les fabricants, ce phénomène est observable seulement après 5 utilisations. Il est donc primordial d'être vigilant quant à l'usure des fraises utilisées quotidiennement, et de penser à les renouveler régulièrement afin d'améliorer le confort de travail mais aussi celui du patient.

Pour certains auteurs, seuls deux types fraises seraient indispensables et pourraient suffire à réaliser toutes les cavités. Il s'agirait de la fraise boule diamantée ISO 800 qui permet un accès à la lésion et une mise en forme optimale, et de la fraise poire diamantée ISO 830 (11). Le diamètre de la fraise sera choisi en fonction de l'étendue de la lésion.

II.2.3.3.4 En Céramique(11)

Depuis plusieurs années, des fraises en céramique sont apparues sur le marché. Elles présentent bien des avantages par rapport aux fraises classiques, mais elles ne peuvent en rien les substituer. Ces fraises sont, pour la plupart, composées de céramique Zircone alliée à l'oxyde d'alumine.

Les propriétés qui en découlent sont donc une meilleure résistance à la compression, à l'usure, à l'agressivité des produits chimiques et une plus grande dureté. Mais, en contrepartie, elles sont plus fragiles et il ne faut donc pas leur appliquer de pression latérale.

Leurs principaux inconvénients sont leur inefficacité sur l'émail et qu'il est recommandé de ne pas les utiliser sur du composite.

Il en existe deux types :

- soit montée sur contre-angle avec une tête boule. Dans ce cas, elles sont utilisées à faible vitesse. Le praticien ressentira une meilleure finesse tactile, lui permettant de différencier dentine saine et cariée, assurant ainsi la réalisation d'actes à minima.

- soit montée sur turbine avec une tête conique. Elles permettent de traiter les caries des sillons.

De plus, leur couleur blanche permet de bien différencier le tissu sain du tissu carié.

Il est important de ne pas les mettre en contact avec des fraises métalliques lors de la stérilisation. Cela risquerait de provoquer des marques voire de les casser. Il est donc conseillé d'utiliser des séquenceurs et de les nettoyer avant avec des bossettes en nylon spécifique.

II.2.3.3.5 En Polymères (11)

Ces fraises sont fabriquées à partir d'un polymère de polyamide/imide (PAI). Contrairement aux fraises en carbure de tungstène, leurs arrêtes sont droites et non en spirale. Elles sont plus dures que la couche de dentine cariée infectée, moins dure que la couche de dentine affectée (non infiltrée) et elles s'émoussent à son contact. Elles sont donc utilisées dans le cas de caries profondes et juxta-pulpaire. Elles permettront d'éviter les effractions pulpaire.

Ces fraises sont à usage unique. Elles sont montées sur contre-angle et il est recommandé de les utiliser à faible vitesse allant de 2 000 à 8 000 tours/minute. Il n'est pas nécessaire d'utiliser le spray et les fabricants recommandent aussi de ne pas exercer une trop forte pression. Enfin, elles sont inefficaces sur la dentine reminéralisée.

La technique d'éviction permet une excavation sélective c'est à dire que seule la partie infiltrée de la dentine cariée est éliminée. Cela permettrait de réduire le nombre de tubuli dentinaires sains lésés, et par conséquent il serait parfois possible d'éviter l'anesthésie (15).

Avec cette méthode, nous devons donc commencer l'éviction carieuse à distance de la pulpe avec des fraises classiques, pour ensuite intervenir avec la fraise polymère. Elle se dégradera dès qu'on atteindra la dentine conservable qui sera capable de se reminéraliser. Cela guidera le praticien qui saura à quel moment arrêter l'éviction.

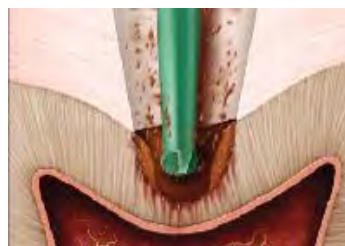


Figure 2: Une fraise Smartburs de chez SS White. (16)

Ces résultats sont toutefois à remettre en question car une étude (17) publiée en 2006 a comparé l'efficacité du modèle SmartPrep, qui est un type de fraises polymères de chez SS White, aux fraises en carbure de tungstène sur dents extraites. Le groupe ayant utilisé le système SmartPrep pour réaliser l'éviction carieuse présentait davantage de caries résiduelles que le groupe préparé avec des fraises en carbure de tungstène. Les auteurs (17) décrivent des lésions carieuses restantes de plus de 1 mm d'épaisseur. Il en ressort que le système SmartPrep serait parfois incapable d'excaver de la dentine apparemment cariée.

Un autre inconvénient est que le moindre contact avec l'émail les rendrait inutilisables, ce qui peut arriver par inadvertance lors de la préparation des petites cavités.

En conclusion, le polymère devrait être un peu plus dur afin de gagner en efficacité tout en préservant la dentine saine. (17)

II.2.3.4. Comparaisons entre les différents types de fraises

II.2.3.4.1 Entre les fraises en carbure de tungstène et les diamantées

Selon Lasfargues et Colon, l'efficacité de ces deux types d'instruments est comparable lorsqu'ils sont neufs.(11)

II.2.3.4.2 Entre les fraises en carbure de tungstène et les céramiques

Une étude de Dammaschke menée par l'université de MUNSTER en Allemagne, n'a pas mis en évidence de réelle différence entre le temps de préparation et l'efficacité des fraises en céramique par rapport aux fraises en carbure de tungstène.(18)

Selon une autre étude (19), on observe une minéralisation plus faible du fond de la cavité lorsque l'excavation est réalisée avec une fraise en céramique par rapport à une fraise en carbure de tungstène. De plus, les fraises en céramique auraient tendance à laisser du tissu carieux résiduel. Cependant, ces résultats ne sont pas interprétables car statistiquement non significatifs.

Un article paru en Février 2011, (20) vante leur longévité qui serait nettement supérieure aux fraises en carbure de tungstène, ce qui compenserait leur prix d'achat élevé.

II.2.3.4.3 Entre les fraises en carbure de tungstène et celles en polymère

Une étude de Silva et al. a montré que quel que soit le type de conditionnement (mordançage seul ou adhésif auto mordançant) la résistance à la traction est plus faible pour des cavités préparées avec la SmartPrep par rapport à celles en carbure de tungstène (21).

II.2.3.4.4 Entre les fraises en acier et les fraises polymère

En 2009, une étude de Prabhakar a avancé que les fraises polymère seraient moins efficaces et que le temps de préparation serait légèrement plus long d'une minute en moyenne par rapport aux fraises en acier. Mais, cette étude décrit également une surpréparation avec les fraises en aciers. D'autre part, aucune différence au niveau de la longévité des restaurations (pas de carie secondaire, ni de chute de composite) à 6 mois n'a été mise en évidence. Cependant, un recul de 6 mois n'est pas suffisant et d'autres études réalisées sur une période plus longue sont nécessaires et en cours de réalisation (22).

II.2.3.5. Leurs différentes formes

Quels que soient les matériaux utilisés les fraises existent sous différentes formes : boule, flamme, olive, losangique, fissures à bout plat ou rond, mais aussi des cylindriques, ou encore en forme de cône renversé.

L'orientation de l'odontologie conservatrice vers des interventions à minima favorise le développement croissant de microfraises. Tous ces instruments, spécialement conçus, ont les mêmes caractéristiques : des parties travaillantes de plus petits diamètres, des cols longs et minces, et une parfaite concentricité. Leur col long et mince permet un meilleur contrôle visuel durant le traitement. Nous pouvons ainsi réaliser un travail plus précis et à minima, même sur les caries profondes ou étroites.

Un autre avantage de ces cols minces est qu'ils facilitent l'irrigation et diminuent ainsi l'échauffement de la dent.

En parallèle, nous avons vu apparaître des coffrets pré-préparés afin de guider le praticien dans les nouvelles séquences de préparation cavitaire.

Ces kits proposent un panel complet de fraises permettant d'accompagner le praticien de l'ouverture de la cavité à la sculpture du composite. Aujourd'hui la plupart des praticiens préparent leurs séquences de fraises dans leurs propres séquenceurs, ce qui facilite la stérilisation, mais aussi l'ergonomie au fauteuil.



Figure 3: Kit 4337 et 4383 de chez KOMET. (23)

Ces différents kits contiennent de 5 à 6 fraises, chacune ayant un rôle bien précis dans une séquence donnée afin de respecter les principes de microdentisterie.

II.2.4. Etat de Surface

L'état de surface différent selon le type de fraises utilisées. Une étude (24) a comparé l'état de surface dentinaire après l'utilisation de fraises diamantées, en carbure de tungstène ou l'utilisation d'inserts ultrasoniques.

La rugosité la plus importante est retrouvée suite à l'utilisation des fraises diamantées, alors qu'on retrouve une surface exempte d'irrégularités avec les fraises en carbure de tungstène.

De plus les résultats obtenus au microscope électronique à balayage montrent que la couche de boue dentinaire la plus fine est observée lorsque les fraises en carbure de tungstène sont utilisées. La couche la plus épaisse est retrouvée lors de l'utilisation des inserts ultrasoniques.

Ces résultats sont confirmés par une étude menée par Cardoso (25).

II.2.5. Collage

D'après une étude menée par Yiu et al (26)(26), il y aurait des différences d'adhésion selon le type de fraises utilisé pour réaliser l'éviction carieuse et le système adhésif associé.

La meilleure adhésion est observée pour les préparations réalisées à l'aide du papier abrasif (47.3 +/- 7.4 MPa) suivies de l'application d'un système adhésif auto mordançant en 2 étapes.

Toujours après l'application du système adhésif auto-mordançant en 2 étapes l'utilisation d'une fraise en carbure de tungstène montée sur turbine montre des résultats moins satisfaisants (40.8 +/- 6.1 MPa) et enfin les plus faibles valeurs sont retrouvées lors l'emploi d'un adhésif auto mordançant en une étape suite à une préparation effectuée grâce à une fraise diamantée montée sur turbine (15.2 +/- 6.2 MPa).

En s'appuyant sur cette étude (26), nous pouvons donc conclure qu'il est essentiel de choisir le bon instrument mais aussi le bon adhésif en fonction du protocole clinique employé, afin d'obtenir la meilleure adhésion possible.

D'autre part, une étude de ERMIS et al (27), montre qu'il n'existe pas de corrélation entre les valeurs d'adhésion, selon la granulométrie de la fraise employée pour réaliser la préparation, et le type d'adhésif employé. Les auteurs avaient utilisé des adhésifs auto-mordancants (pH faible) ou des systèmes nécessitant l'application d'acide orthophosphorique suivi d'un rinçage.

Une autre étude (28) menée par Sirin Karaarslan a montré que suite à une excavation réalisée à l'aide d'une fraise en acier monté sur contre-angle il n'y avait pas de différences significatives en fonction des systèmes adhésifs.

Néanmoins, contrairement à l'étude précédente (27) elle avance que si le choix de l'adhésif se porte vers un système adhésif automordant plus faible, l'adhésion sera nettement améliorée si l'application de celui-ci fait suite à une préparation faite à l'aide d'une fraise diamantée à granulométrie fine.

Etant donné le nombre trop important de paramètres variant dans ces études, il est donc impossible de conclure quel est le protocole conduisant au meilleur collage, plusieurs méta-analyses devraient donc être réalisées dans ce sens.

III LES TECHNIQUES ALTERNATIVES

III.1. Les Systèmes chémo-mécaniques à base d'hypochlorite de sodium

III.1.1. Caridex® (New Brunswick, NJ, USA) (29)(35)

Ce traitement est le premier traitement chémo-mécanique destiné à réaliser une éviction spécifique de la dentine cariée infectée.

III.1.1.1. Composition

C'est une solution d'hypochlorite de sodium et un mélange contenant de l'acide amino-butrique, du chlorure de sodium et de l'hydroxyde de sodium.

III.1.1.2. Principe et mécanisme d'action

Sa capacité à éliminer sélectivement la dentine cariée infectée et à épargner la dentine affectée a été attribuée à l'effet tampon du mélange, qui était à l'origine destiné à réduire l'agressivité de l'hypochlorite de sodium sur la dentine saine et à renforcer son effet sur le collagène dénaturé.

Son mécanisme d'action réside en la chloration et le clivage des fibrilles de collagène dans la dentine cariée qui seront, par la suite, plus facilement éliminée avec des excavateurs spécifiques.

III.1.1.3. Avantages

Etant donné que ce n'est que l'éviction de la dentine saine qui est douloureuse, et non celle de la dentine cariée, l'emploi du Caridex® permet de diminuer l'inconfort du patient et parfois même d'éviter l'anesthésie.(30)

III.1.1.4. Inconvénients

L'emploi de ce procédé est peu répandu voire abandonné et ce pour différentes raisons : son coût est élevé, le temps de traitement est important et, surtout, son efficacité est contestée.(31)

III.1.2. Carisolv® (MediTeam, Göteborg, Suède)

Carisolv® est une méthode d'éviction carieuse utilisant un gel permettant de ramollir la carie infectée et de conserver au maximum les tissus sains. Ce système propose ses propres excavateurs et la plupart du temps il n'est pas nécessaire de fraiser voire même d'anesthésier. Carisolv® agit sélectivement sur la dentine infectée et respecte la couche de dentine affectée qui est reminéralisable. Aucun effet n'a été observé sur l'émail et la dentine saine.(32)

III.1.2.1. Composition (33)

Carisolv® se présente sous forme d'une seringue à double mélange contenant deux produits séparés :

- de l'hypochlorite de sodium (0,5%)
- de l'hydroxyde de sodium et un mélange d'acides aminés (acide glutamique, la leucine et la lysine) avec de l'eau.

III.1.2.2. Principe et mécanisme d'action

Carisolv® entraîne une chloration des acides aminés de la dentine cariée, ce qui réduit l'activité délétère de l'hypochlorite de sodium sur les tissus sains. Les chloro-amino-acides créées vont ensuite agir sur les liaisons hydrogènes du collagène de la dentine cariée et permettre l'élimination du collagène dénaturé (41, 42, 43).

Le système Carisolv® a de plus une activité bactéricide sur les bactéries cariogènes (*Streptococcus Mutans* et *Streptococcus Sobrinus*) qui serait due à la formation de composés de chloramine.

Une étude a d'ailleurs montré que son utilisation permettrait d'obtenir une population bactérienne cariogène quantitativement moins importante que celle retrouvée lors de l'emploi des techniques conventionnelles (44).

III.1.2.3. Protocole



Figure 4: Seringue à double mélange Carisolv® (34).

Le gel est déposé au contact de la dentine cariée à l'aide de la seringue à double mélange coiffée d'un embout applicateur. Le produit est laissé en place 30 secondes, puis, des curettes métalliques spécifiques sont employées afin de retirer le produit et de réaliser l'éviction carieuse. Cette séquence sera répétée autant de fois que nécessaire, c'est à dire jusqu'à ce que le gel soit exempt de débris, ceci signant l'élimination complète de la carie. Néanmoins, un temps de contact maximal de 10 minutes entre Carisolv® et les tissus dentaires ne devra pas être dépassé.

Le Carisolv® agit sélectivement sur la dentine cariée, il devra parfois être précédé de l'utilisation des rotatifs lorsque l'accès direct à celle-ci est impossible, bien que son indication la plus adaptée soit les cavités profondes présentant déjà des invaginations dans la dentine.(35)



Figure 5 : Les différents instruments spécifiques Carisolv® (34)

Enfin, le gel restant sera éliminé à l'aide de boulettes de coton humidifié puis les tissus seront séchés. Il faut toutefois noter que, par rapport à l'éviction rotative classique, le temps de traitement est beaucoup plus long (38, 39). Cependant, l'anesthésie peut parfois être facultative, ce qui raccourcit nettement la durée de traitement (36).

III.1.2.4. Etat de surface

Les observations au microscope électronique par balayage montrent une surface dentinaire comportant des tubuli ouverts et une faible quantité voire une absence de smear layer (37).

D'autre part, la composition chimique et la microstructure de la dentine ne semblent pas être modifiées de façon significative. Les teneurs en calcium et en phosphore restent les mêmes après l'excavation, tandis que les valeurs de dureté de la dentine résiduelle se rapprochent de celles retrouvées pour la dentine saine (38).

III.1.2.5. Adhésion

Des différences d'adhésion sont révélées en fonction du type d'adhésif utilisé, plusieurs études ont d'ailleurs été publiées à ce sujet (12, 46, 47).

Une étude de Banerjee (39) montre que suite aux évictions réalisées avec Carisolv®, l'adhésif auto mordançant (ici le Silorane adhesive) entraîne une meilleure adhésion que lors de l'utilisation du système Scotchbond 1XT qui nécessite un mordantage suivi d'un rinçage.

Une autre étude de Sirin Karaarslan et al. datant de 2012 (40) compare trois méthodes d'évictions carieuses et utilise trois types d'adhésifs avec chacune d'entre elles. Elle montre que le système adhésif automordançant en 2 étapes (Clearfil® SE Bond) permet d'obtenir de meilleures forces de liaison qu'avec le système Adper® Single Bond 2, qui nécessite préalablement un mordantage à l'acide orthophosphorique, ou avec le système automordançant en une seule étape G-Bond®. Cependant, les auteurs ne relèvent pas de différence statistiquement significative entre le système auto mordançant en une étape G-Bond® et le système Adper® Single Bond 2 nécessitant une étape de mordantage à l'acide orthophosphorique suivi de son rinçage.

Les auteurs concluent donc en proposant de choisir un système automordançant en deux étapes lors d'éviction à l'aide du système Carisolv®

Un des travaux menés par Banerjee, avance que l'emploi de l'acide orthophosphorique sur une zone traitée avec le système Carisolv®, pourrait entraîner la déminéralisation de la dentine sur une profondeur importante, exposant alors une forte couche de collagène. Cette dernière pourrait empêcher la pénétration complète de l'adhésif, et donc aboutir à une couche hybride plus fine.

De plus, les cristaux intra tubulaires, peu ou pas sensibles à l'acide, pourraient empêcher la formation d'une couche hybride dentine-résine.(39)

L'action de l'acide orthophosphorique et la présence de cristaux intra tubulaires pourraient donc expliquer les valeurs plus faibles observées lors de l'utilisation d'un système adhésif nécessitant une préparation préalable à l'acide orthophosphorique (41).

III.1.2.6. Inconvénients(42)

Malgré une efficacité prouvée (42), ce produit possède les mêmes désavantages que le Caridex® c'est-à-dire une durée de conservation courte, un coût élevé et un temps de traitement important (sa durée d'action étant de plusieurs minutes). De plus, l'adhésion varie en fonction du type d'adhésif utilisé.

III.2. Les systèmes d'éviction enzymatique

Les systèmes enzymatiques sont apparus après les systèmes chémo-mécaniques tels que le Carisolv® ou le Caridex®. Leur développement devrait permettre d'avoir une action encore plus sélective et donc d'éliminer le maximum de dentine infectée pour ne garder que la dentine affectée la plus minéralisée.

Nous présenterons trois systèmes : le SFC-VIII® et le SFC-V® (3M ESPE; Seefeld, Germany), et le Papacarie®.

III.2.1. SFC-VIII®

III.2.1.1. Composition

Le SFC-VIII® est un prototype présenté comme une alternative à l'excavation chémo-mécanique. C'est un gel expérimental constitué de pepsine dans une solution d'acide phosphorique et de biphosphate de sodium.

Le principal avantage de cette solution à base d'enzymes est qu'elle ne digère que le collagène dénaturé constituant la dentine infectée, le rendant ainsi plus précise que le Carisolv®.(43)

III.2.1.2. Mécanisme d'action

L'acide phosphorique va dissoudre le composant inorganique de la dentine cariée, ce qui permettra à la pepsine de dissoudre à son tour et sélectivement le collagène dénaturé. Le fabricant conseille l'emploi d'un instrument spécifique en matière plastique ayant une dureté se situant entre la dentine saine et infectée pour éviter toute surpréparation. Cet instrument est à usage unique.

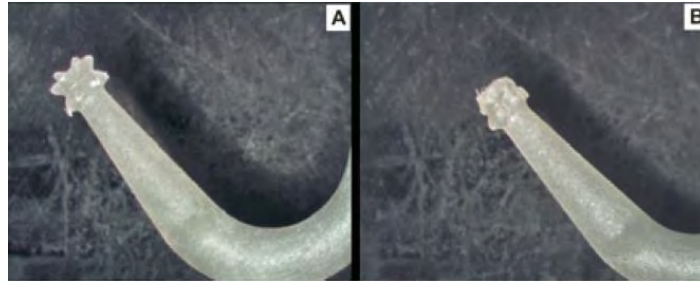


Figure 6 : L'instrument en plastique spécifique à l'utilisation du gel enzymatique SFC-VIII® (3M ESPE), avant (A) et après (B) l'éviction carieuse. (47)

III.2.2. SFC-V® (44)

III.2.2.1. Composition

Le SFC-V® est aussi un système prototype utilisant un instrument en plastique spécifique (STAR V1.3) et une solution principalement composée d'acide phosphorique, de biphosphate de sodium, de pepsine et d'un agent gélifiant.

III.2.2.2. Mécanisme d'action

C'est exactement le même que le SFC-VIII®. L'instrument manuel sert à la fois à appliquer le gel et à réaliser l'éviction mécanique.

Une analyse de plusieurs microtomatographies à rayons X de dents cariées, traitées avec SFC-VIII®, a montré que le gel enzymatique permet de supprimer des volumes équivalents à ceux éliminés lors de l'utilisation du Carisolv®.(45) SFC-VIII® enlève sélectivement la dentine cariée, laissant la dentine résiduelle avec une densité minérale acceptable (1,18 à 1.44g/cm³).

Selon Kappler, la réduction de la population bactérienne avec la solution SFC-V® est comparable aux méthodes conventionnelles utilisant les fraises en acier. (46)

III.2.3.Etat de surface

Les observations au microscope électronique à balayage révèlent des zones comportant des tubuli obturés et d'autres où les tubuli sont ouverts (38).

III.2.4.Adhésion

Une étude a montré des résultats comparables lors de l'analyse dans le temps de la coloration, de l'adaptation marginale, mais aussi de la présence de caries secondaires, entre les excavations obtenues suite à l'utilisation du système SFC-V® et celle obtenue par une méthode rotative conventionnelle (47). Nous pouvons extrapoler ces résultats en considérant que l'adhésion doit donc être similaire.

D'autres travaux menés par Banerjee (38) comparent l'adhésion selon deux types d'adhésifs. Ils ont comparé ces résultats avec ceux obtenus après une excavation à l'aide du Carisolv et ils n'ont pas trouvé de différence significative.

Les moyens d'évictions enzymatiques sont donc très intéressants car ils permettraient d'épargner les tissus dentaires qui ont encore un pouvoir de reminéralisation. Cependant, d'autres études sont encore nécessaires.

III.2.5.Papacarie®

Papacarie a été introduit en 2003 dans le but de préserver les tissus dentaires sains et de permettre une excavation confortable. Il posséderait de plus des effets antibactériens et anti-inflammatoires.(48)

III.2.5.1. Composition

C'est un gel composé de papaïne, de chloramine et de bleu de toluidine. La papaïne est une enzyme protéolytique dérivée d'une plante (*Carica papaya*) (49).

III.2.5.2. Mécanisme d'action

La papaïne est supposée interagir seulement avec les fibres de collagène déjà dégradées et présentes dans la dentine déminéralisée suite à l'action bactérienne. Elle contribuerait à la destruction et à l'élimination de la fibrine produite par le processus carieux et n'endommagerait pas les fibrilles de collagènes intactes. Les auteurs supposent que la papaïne agit uniquement sur le tissu carié, et non sur les tissus sains car ceux-ci contiennent l'alpha-1-anitrypsine plasmatique qui est inhibitrice de la papaïne. Cette molécule est absente des tissus cariés.(49) La dentine infectée sera ensuite éliminée grâce à des instruments manuels, ce qui évitera l'action des instruments rotatifs et même d'avoir recours à l'anesthésie.(50)

III.2.5.3. Protocole

Il est très semblable à celui du Carisolv. Selon les études, le temps d'application du gel de papaïne varie entre 30 et 40 secondes (49)(51). Dans tous les cas, il faut alterner l'application du gel et l'action d'excavation jusqu'à l'élimination totale des copeaux dentinaires.

Le temps nécessaire pour réaliser l'excavation grâce au Papacarie® était de 6 minutes (55), ces résultats concordent avec l'étude menée par Kochhar et al. (52) qui montrait que le temps nécessaires pour une éviction avec les instruments rotatifs nécessitait de 4 à 5 minutes et une excavation à l'aide du système Carisolv® nécessitait 8 minutes. Les auteurs ont concluent en disant que chacune des méthodes étaient efficaces mais que la perception de la douleur était différentes.

Selon les patients la méthode la plus inconfortable était la méthode avec les rotatifs suivi par l'excavation manuelle et enfin avec le système Carisolv®(53).

III.2.5.4. Avantages

Les avantages sont quasiment les mêmes dans toutes les méthodes chémo-mécaniques, c'est à dire qu'elles permettent une éviction atraumatique, ultraconservatrice et antibactérienne. En effet, le risque de provoquer des dommages pulpaire ou des tissus sains environnants est réellement plus faible (56)

III.2.5.5. Inconvénients

Les inconvénients seront semblables à ceux utilisés lors des techniques chémo-mécaniques à base d'hypochlorite de sodium, c'est à dire un temps de préparation élevé et un manque de recul sur les données scientifiques.

III.2.5.6. Etat de surface

Selon une étude menée par Kumar, le Papacarie ne produirait pas de smear layer.(48)

III.2.5.7. Adhésion

Une étude menée par Piva et al. (54) a comparé un système utilisant un gel à base de papaïne et une méthode d'éviction manuelle. Cette étude a ensuite comparé deux types d'adhésifs pour chacune des méthodes. Quelle que soit la méthode d'éviction réalisée, le système automordançant (ici le Clearfil SE Bond) a montré des valeurs de liaisons significativement meilleures qu'avec le système adhésif nécessitant une étape de mordantage à l'acide orthophosphorique (Ici le Prime & Bond NT).

Cette étude (54) a aussi comparé l'utilisation du gel à une méthode rotative. Lors de l'utilisation du système automordançant (Clearfil), les valeurs observées étaient meilleures lors de l'utilisation de la méthode rotative. Alors qu'il n'y avait aucunes différences significatives entre les deux méthodes d'éviction lors de l'utilisation du système Prime & Bond NT.

Les auteurs nous orienteraient donc à choisir un système automordançant mais d'autres études sont encore nécessaire pour confirmer ces résultats.

III.3. Air abrasion

L'air abrasion est une technique micro invasive comme le laser ou les ultrasons. Selon la pression et le type de particules utilisées, les systèmes pourront avoir une action prophylactique d'aéro-polissage ou un réel rôle abrasif permettant l'éviction carieuse (55).

Il existe différents systèmes : les uns réalisent spécifiquement l'aéro-polissage, d'autres l'air abrasion et certains les deux. Nous décrirons seulement ceux permettant l'éviction carieuse.

III.3.1. Mécanisme d'action

L'élimination des tissus est réalisée grâce à une projection à forte pression de particules. L'excavation est donc due à l'énergie cinétique des particules et non à de l'énergie mécanique contrairement à l'excavation effectuée par des rotatifs.

Cette énergie dépend de la masse (m) et de la vitesse (v) des particules. L'énergie est calculée grâce à la formule suivante: $E = 1/2mv^2$. (56)

Plusieurs types de particules sont utilisés, même si le plus fréquemment ce sont des particules d'oxyde d'alumine. Il existe aussi des particules de polycarboxylate, ou un mélange de particules d'alumine et d'hydroxyapatite.

L'action sera différente selon le tissu cible, elle entraînera une coupe des matériaux rigides, alors que l'on observera plutôt un effet d'abrasion sur les substrats plus ductiles, tels que les tissus cariés. Ainsi, l'émail sain sera facilement éliminé mais, d'autre part, les tissus gingivaux seront respectés. L'usage de la digue est donc obligatoire pour protéger les tissus sains et permettre une action ciblée des particules sur les tissus cariés. Dans la même logique, la dentine cariée sera plus difficilement éliminée.

Nous avons vu que l'air abrasion s'intègre parfaitement dans les techniques de microdentisterie mais pas seulement. En effet nous pourrions aussi éliminer d'anciennes restaurations ou même l'utiliser en dentisterie esthétique pour traiter les atteintes de l'émail. Cette méthode pourrait donc être aussi bien employée à des fins diagnostiques qu'exploratoires des caries de l'émail chez les patients à haut risque carieux.(57)

La littérature (58) rapporte des effets iatrogènes sur les dents adjacentes. Les auteurs conseillent donc de remplacer les particules d'oxyde d'alumine par des particules de polycarbonates ou d'utiliser un mélange d'alumine et d'hydroxyapatite qui sont moins durs et qui risquent moins de léser les dents antagonistes et adjacentes.

L'utilisation d'accessoires peut améliorer le confort des soins. Le Sandtrap®, littéralement piège à sable, est une petite sphère de plastique souple qui se glisse sur l'aspiration et piège les particules abrasives, qui seront ensuite aspirées (59).



Figure 7 : Sandtrap placé sur une molaire mandibulaire pendant l'aéroabrasion
(59)

Le jet travaillant peut être ou non accompagné d'eau, celle-ci permettant d'enrober les particules, d'améliorer le confort du patient, en diminuant la dispersion des particules et la sensation de bouche sèche, et d'obtenir un meilleur état de surface en éliminant les restes de poudres (60).

Une étude expérimentale menée par Sauro (61) a remplacé l'utilisation de l'eau par une solution à 10% d'acide polyacrylique lors d'air-abrasion réalisé avec des verres bio-actifs. Les auteurs décrivent une meilleure adhésion lors de l'utilisation de la solution à 10 % d'acide polyacrylique que si on utilise de l'eau, mais pour cela l'air abrasion devra être accompagnée d'un mordantage avec un gel d'acide polyacrylique.

Plusieurs facteurs vont influencer l'efficacité du système :

- la pression, le débit et le mode de propulsion des particules.
- le diamètre et le type de particules
- le diamètre et l'orientation de la buse de sortie
- la distance de travail

III.3.1.1. Pression de sortie, le débit et le mode de propulsion

La projection des particules est réalisée grâce à un système d'air comprimé. Chaque système délivre une pression qui lui est propre, mesurée en psi (pound per square inch).

Les systèmes sont classés en catégories :

- inférieurs à 80 psi
- de 80 à 100 psi
- supérieurs à 100 psi

Une modification de la pression de sortie aura donc une incidence sur l'efficacité de coupe. A ce titre, certains auteurs recommandent une pression de 100 psi afin de préparer les tissus amélaire et dentinaire (59). L'effet de coupe est ainsi proportionnel à la pression de sortie.

Le débit de poudre varie de 3 à 4 grammes par minute, un débit supérieur n'apporte aucun avantage car il provoque un effet brouillard (62).

III.3.1.2. Diamètre et type des particules

III.3.1.2.1 *Diamètre*

Généralement les particules ont un diamètre compris entre 27 et 50 microns. Le diamètre influe sur l'efficacité du système : plus les particules seront grosses plus l'action de coupe sera importante, mais une sensation d'inconfort peut alors apparaître (63).

Il est recommandé d'utiliser les particules de 27 μm pour les préparations intrabuccales, et de réserver celle de 50 μm lors des actions extra orales pour éviter tout risque de surpréparation. Les applications extra-oraales peuvent par exemple être le sablage des couronnes.

Le diamètre des particules varie selon les modèles. Les 2 modèles les plus répandus sont le Rondoflex de chez KaVo et l'Aquacut de Velopex. Ce dernier utilise des particules d'oxydes d'alumine de 29 μm et 53 μm .

Une étude menée par Verma (58), a montré que si l'on augmente la taille des particules la pression appliquée sur le tissu croît. En outre, il a été observé que l'emploi de plus petites particules permet d'améliorer le contrôle et la précision du jet, et de diminuer la sensibilité du patient (58).

III.3.1.2.2 Type (64)

L'abrasif le plus employé est l'oxyde d'aluminium Al_2O_3 . Les auteurs ont maintenant suffisamment de recul pour affirmer que ce produit est biocompatible et sans danger pour les patients (64). Cependant, la composition de la poudre n'est pas complètement pure. En effet, on y retrouve souvent un faible pourcentage d'oxydes diverses et variés (SiO_2 , Cr_2O_3 , ZrO_2 , Fe_2O_3 et TiO_2) qui améliorent l'effet de coupe, surtout sur la dentine cariée.

D'autres types de particules, comme des poudres de phosphosilicate de sodium communément, appelées verres bio-actifs, peuvent aussi être utilisées.

De plus, plus les particules sont dures, plus l'abrasion est efficace. Les particules les plus dures sont celles d'oxyde d'alumine, suivies de celles de phosphosilicate de sodium. (64)

Dernièrement, plusieurs études se sont intéressées aux verres bio-actifs 45S5. Le 45S5, est composé de SiO_2 , Na_2O , CaO and P_2O_5 . Il a été développé par le Professeur Larry Hench dans la fin des années 60. Son rôle premier était de favoriser la régénération osseuse. Il a pour propriété de réagir avec la salive et d'entraîner la formation d'une couche superficielle hydroxycarbonate apatite (HCA), qui favoriserait la reminéralisation de la dentine résiduelle. Il est connu pour être nettement moins dur que l'oxyde d'alumine (60)(65) .

Une étude de 2008 (66) a comparé les résultats obtenus après une aéro-abrasion utilisant soit de l'oxyde d'alumine et soit le 45S5. Pour un débit et une pression identique l'utilisation de l'oxyde d'alumine permettrait une élimination plus rapide de la dentine qu'elle soit saine ou cariée.

Les résultats montrent que lors de l'utilisation du verre bioactif, les taux de coupe varient entre les groupes sains et cariés. Alors qu'ils sont quasiment similaires lors de l'abrasion à l'alumine. Les auteurs de cette étude (66) pensent que le verre bioactif est plus fragile et qu'il doit se briser au contact de la dentine saine diminuant ainsi son efficacité.

En effet, une étude (59) plus récente montre qu'il possède une action sélective sur le tissu carié, mais le temps nécessaire pour réaliser une excavation complète est supérieur (66) (67).

Lors de l'utilisation du verre bioactif, le clinicien peut donc nettoyer les surfaces dentaires sans risque de lésions profondes de l'émail et peut même diagnostiquer et commencer à éliminer les lésions carieuses (68).

Cette piste doit être développée afin de produire un matériau qui nous permettrait de réaliser une aéro-abrasion sélective qui n'éliminerait que la surface cariée.

L'étude menée par Paolinelis (63) vient confirmer que si la taille, le débit ou la pression augmentent l'action de coupe sera alors plus efficace. Les auteurs recommandent donc de vérifier régulièrement ces facteurs sur nos systèmes et conseillent une pression de 40 à 60 psi afin de réaliser la préparation de la dent.(58) (69)

La géométrie des particules influe aussi sur l'efficacité de celles-ci. Les particules anguleuses ont un pouvoir abrasif bien plus élevé que les particules rondes sur les tissus durs. Cependant, leur action abrasive est moindre sur les tissus cariés. Au contraire, les particules sphériques seraient plus efficaces sur le tissu carieux. En effet, elles ne pénètrent pas ce tissu et transmettent leur énergie cinétique directement à celui-ci qui sera éliminé.(64)

III.3.1.3. Diamètre et orientation de la buse (70)

Plusieurs diamètres et orientations de buses sont disponibles pour chaque système. Le système Rondoflex de KaVo propose, par exemple, des canules de petit diamètre, 0,46 mm, avec une orientation à 90° ou à 110°. Mais il existe des canules de plus gros diamètre, 0,64 mm, avec des orientations similaires.

Chez Velopex l'Aquacut® propose 3 diamètres d'embout différents : 0,4 mm, 0,6 mm ou 0,8 mm.

Dans le cas de cavités profondes, il est recommandé de réduire le diamètre de la buse ainsi que la pression d'éjection. En effet, cela permet d'être moins efficace et donc moins iatrogène, ce qui réduira le risque d'effraction pulpaire (71).

Le choix de l'orientation de la buse se fera en fonction de la localisation de la lésion. Une étude de Santos-Pinto (72), a montré que l'efficacité de coupe de l'instrument dépendait plus de l'angulation que du diamètre de l'embout. Dans cette étude, suite à l'utilisation d'une canule orientée à 80°, les auteurs décrivent une cavité étroite et profonde. Inversement, s'ils utilisent une canule orientée à 45° ils décrivent une cavité moins profonde et plus large. Cela peut s'expliquer par le fait qu'à 80° les particules sont projetées de manière quasi perpendiculaire aux tissus cibles et sont donc toutes concentrées en un même point, ce qui confère une efficacité maximale au jet. Au contraire, à 45° les particules se dispersent sur une surface plus étendue. Les angulations à 80° seront donc choisis préférentiellement pour la préparation des caries du sillon.

III.3.1.4. Distance de travail (56) :

Selon les fabricants, la distance de travail recommandée varie de 0,5 à 2 mm. Dans la littérature, les auteurs emploient et se basent, le plus souvent, sur une distance de 2 mm. Jusqu'à ces 2mm, les parois de la cavité préparée seront pratiquement verticales. Au-delà, de 2 à 5mm, la cavité prend une forme conique (18). L'augmentation de la distance entraîne une diminution de l'efficacité et la création de préparations plus larges et moins profondes (53).

III.3.2. Etat de surface:

Il existe une nette différence d'état de surface entre celles préparées avec de l'oxyde d'alumine et celles préparées avec des verres bioactifs.

Après préparation à l'oxyde d'alumine, la surface dentinaire paraît poreuse et des débris de particules d'oxyde d'alumine sont retrouvés. Cependant, aucun tubuli n'est ouvert.

Lors de l'utilisation des verres bioactifs, il y a certes une action sur l'émail sain mais elle n'est que très superficielle par rapport l'action des particules d'oxyde d'alumine. Les auteurs observent une élimination plus sélective sur les tissus cariés que lors de l'utilisation des particules d'oxyde d'alumine.

Cette différence d'action pourrait s'expliquer par les propriétés physiques de l'émail déminéralisé, qui est plus poreux, mais aussi à cause de celles des verres bioactifs par rapport à l'oxyde d'alumine. Les verres bioactifs ont des propriétés abrasives nettement plus faibles que les poudres conventionnelles.

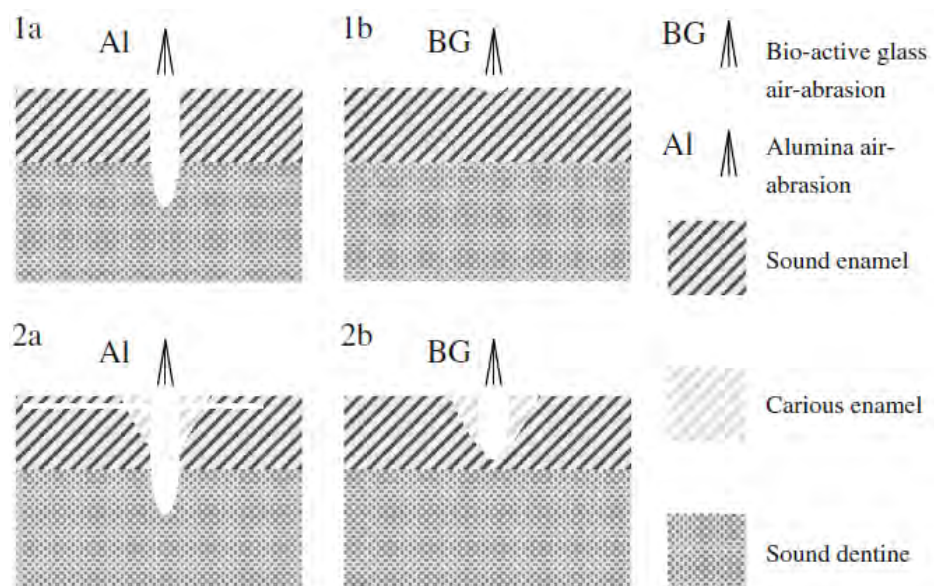


Figure 8 : Les différents effets de l'air abrasion à l'aide d'alumine et des verres bioactifs sur l'émail sain ou carié ainsi que sur la dentine.(69)(73)

Une étude (74) compare l'efficacité de 3 types de poudres avec une méthode d'éviction rotative.

Pour cela, les auteurs ont réalisé quatre groupes: deux soumis à l'action deux types de particules différentes (SEP: Sélective enamel Powder, et l'alumine) et deux autres groupes témoins : l'un soumis à des particules de bicarbonate de soude, l'autre à une éviction rotative traditionnelle. Les lésions carieuses s'étendaient ou non jusqu'à la dentine.

Les résultats révèlent que le groupe soumis aux particules SEP, ne présente pas la même quantité de tissu éliminé en fonction de l'atteinte ou non de la dentine par le processus carieux. En effet, ces particules présentent un effet sélectif sur les tissus dentaires cariés, émail et /ou dentine, et sont inoffensives sur les tissus sains. Toutefois, dans le cas de lésions étendues à la dentine, le groupe « SEP » montre une efficacité comparable à celle du groupe utilisant l'alumine ou la fraise.

III.3.3.Adhésion:

Les études réalisées jusqu'à présent n'ont pas mis en évidence de différence en terme d'adhésion entre les tissus préparés par air-abrasion et ceux préparés mécaniquement tant que les tissus sont préalablement conditionnés avec de l'acide phosphorique (75) (76).

Une étude menée par Gray (75) a comparé l'adhésion du composite sur l'émail, soit seulement après une étape de mordantage à l'acide orthophosphorique à 36%, soit après différentes méthodes d'air-abrasion. Les échantillons d'émail ont subi une air-abrasion avec des particules d'oxyde d'alumine de 27 μm et de 50 μm . Les auteurs ont aussi fait varier la distance de travail en fonction du diamètre des particules utilisées. En effet la distance de travail était de soit 4 mm, soit de 20 mm. Lors de l'utilisation de l'air abrasion sans mordantage, les auteurs décrivent des valeurs de forces d'adhésions beaucoup plus faibles que lorsqu'une étape de mordantage à l'acide orthophosphorique est réalisée.

Cette étude (75) montre aussi qu'il n'y a pas de différence significative des forces de liaisons selon le diamètre des particules employées. En revanche, des valeurs de forces de liaisons beaucoup plus faibles sont décrites lorsque la distance de travail augmente.

Cependant, les auteurs concluent que dans certains cas il n'est pas nécessaire d'avoir des forces de liaisons importantes, comme, par exemple, lors de la mise en place de sealants.

Une étude menée par Moslemi (76) a comparé les forces de liaisons obtenues suite à un collage sur l'émail, soit après un simple mordantage à l'acide orthophosphorique à 37%, soit après une préparation à l'aide d'un laser Er,Cr : YSGG suivi d'acide phosphorique à 37%, soit après une aéro-abrasion réalisée à l'aide de particules d'oxyde d'alumine de 50 μm à une pression de 0,25 MPa à une distance de travail de 2 mm, qui sera aussi suivie de l'utilisation d'acide orthophosphorique à 37%. Les résultats obtenus montrent que la meilleure adhésion est obtenue avec l'aéro-abrasion suivie d'acide orthophosphorique à 37%.

III.3.4. Avantages

L'air abrasion réalisée avec des particules l'oxyde d'alumine reste toujours moins invasive qu'une technique rotative (77).

Aujourd'hui l'avantage primordial est la sélectivité apportée par les verres bio-actifs, ainsi que leur pouvoir de reminéralisation sur la dentine.

De plus une étude menée par Arora (78) a montré que l'utilisation de l'air abrasion, précédant un mordantage à l'acide orthophosphorique suite à une éviction réalisée à l'aide d'une méthode rotative, permettait de diminuer les sensibilités post opératoires et les microinfiltrations par rapport aux échantillons où seule une étape de mordantage à l'aide orthophosphorique a été utilisé.

Une ancienne étude (79) a montré que les patients préfèrent les méthodes d'air-abrasion aux rotatifs, ces derniers entraînant plus de vibrations et de bruit.

III.3.5. Inconvénients

Du fait du nuage de particules en présence, l'air abrasion ne permet pas de visualiser l'excavation et demande donc un contrôle régulier. De plus, cette technique n'apporte aucune finesse tactile.

L'inconvénient majeur reste son manque d'efficacité sur la dentine cariée, même si certains auteurs décrivent des protocoles alternant air abrasion et excavateur. De plus, le temps nécessaire pour obtenir une excavation complète est plus long qu'avec les techniques conventionnelles.

Des règles de sécurité doivent aussi être respectées, telles que le port de lunettes pour le patient et le praticien et la mise en place de la digue afin d'éviter l'inhalation de poussières.

L'emploi d'aides optiques est déconseillé car les particules risqueraient d'endommager les objectifs.

Enfin, un apprentissage et une maîtrise de ces systèmes sont donc primordiaux afin de respecter les principes de conservation tissulaire et de permettre une bonne adhésion. (80)

III.3.6.Indications (55)

L'air abrasion permet une excavation à minima en ouvrant les sillons et en éliminant les caries superficielles. Son utilité prédomine dans les caries Si/Sta1.1, 1.2 et dans les caries débutantes de sites 3.

Les auteurs (55) notent toutefois une action iatrogène en cas caries Si/Sta 1.0 ; il sera donc conseillé dans ces cas de se tourner vers un système disposant d'un mode polissage (comme l'Aquacut de Velopex par exemple) ou vers un protocole de reminéralisation.

III.3.7.Contre-indications(55)

Il existe des contre-indications pour les patients allergiques aux matériaux utilisés ou présentant des problèmes respiratoires (asthme, fosses nasales obstruées, etc....).

Les patients portant des verres de contact doivent les enlever avant le début de la procédure de polissage. De plus, il faut éviter tout contact avec les surfaces et les bords des restaurations dentaires.

III.4. Sono-abrasion et Ultrasono-abrasion

Les ultrasons ont été introduits dans les années 60 après que Zinner (81) ait montré qu'ils étaient capables d'éliminer les dépôts exogènes des surfaces dentaires. Cependant, la plupart des praticiens ne connaissent pas la totalité de leurs possibles applications thérapeutiques. Dans un premier temps, nous allons décrire leurs principes, ensuite nous détaillerons l'instrumentation sonore et ultrasonique, puis nous présenterons leurs indications en odontologie restauratrice avant de terminer par la description de leurs avantages et de leurs inconvénients.

III.4.1. Définition de l'onde sonore.

Le son est une onde produite par la vibration d'un corps. Cette onde peut être perçue par l'oreille humaine si sa fréquence est comprise entre 20 et 20000 Hertz. La fréquence de chaque son permet de les classifier en différentes catégories.

La sono-abrasion est l'ablation de tissus dentaires réalisée à l'aide un insert, vibrant dans le domaine des sons, soit entre 20 et 20000 Hertz. Au-delà on parle d'ultrasono-abrasion.

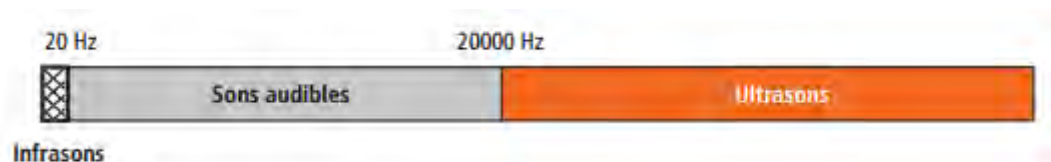


Figure 9: Le domaine de fréquence des ondes sonores (82)

III.4.2. Principes:

L'action des inserts sur les tissu dentaires est le même quel que soit le système utilisé : sono-abrasion ou ultrasono-abrasion.

Les ultrasons agissent sur les tissus par une action mécanique et une action physique.

III.4.2.1. Action mécanique (83)

L'action mécanique de l'insert est due à sa vibration, qui est caractérisée par une fréquence et une amplitude. La combinaison de la fréquence et de l'amplitude donne le chemin parcouru par l'insert et son impact sur les tissus.

Le chemin parcouru varie selon le type de générateur et selon la forme de l'insert mais également selon la puissance utilisée, car plus celle-ci augmente plus l'amplitude sera importante (83). Mais il faut garder à l'esprit qu'en augmentant la puissance, nous augmentons aussi la température au niveau de la surface de contact dentaire et diminuons notre sensibilité tactile. Ainsi, si nous augmentons la puissance, nous devons aussi augmenter le volume d'irrigation. Dans le cas contraire, nous observerons un phénomène de nébulisation et l'irrigation n'arrivera plus à l'extrémité de l'insert et sera donc inefficace (83). La quantité d'irrigation utilisée joue aussi un rôle sur l'efficacité de l'insert, car plus le débit est grand, moins le déplacement est élevé (84).

Trois actions mécaniques sont accordées aux inserts: (83)

- ✓ Une action dite de percussion, permettant d'éliminer l'émail non soutenu. Cette élimination est sélective. En effet, seuls les tissus fragiles seront éliminés tout en préservant les parois résistantes.
- ✓ Une action de balayage, permettant d'éliminer les tissus cariés grâce à un mouvement de va et vient le long des parois.
- ✓ Une action abrasive permettant de terminer l'éviction carieuse mais surtout de réaliser les finitions en rendant les parois plus homogènes, facilitant ainsi le collage.

Le pouvoir abrasif d'un insert varie selon sa granulométrie et la dureté des tissus. Il est admis que plus le tissu est dur plus l'insert sera efficace. Les ultrasons ont donc une faible action sur les tissus mous, ce qui aura pour inconvénient une élimination limitée de la dentine cariée ramollie. En contrepartie, ils ont l'avantage d'avoir peu d'effets iatrogènes sur les tissus mous comme les tissus gingivaux.

III.4.2.2. Action physique (83)

En plus d'éliminer le tissu carieux, les ultrasons permettent de désinfecter la cavité. Cette désinfection se fait grâce au phénomène de cavitation et aux micro courants. Les micro courants sont en réalité des courants fluides circulaires à l'échelle du micromètre. Ils sont créés au voisinage de bulles en vibration, mises en mouvement suite au phénomène de cavitation. La cavitation correspond à l'implosion de microbulles par l'action des ondes ultrasonores. Elle entraîne une suspension des débris minéraux, organiques et bactériens, qui sont à leur tour éliminés ou détruits par les micro courants.

En plus d'éliminer les débris, l'irrigation évite l'échauffement de la dent et donc l'agression du tissu pulpaire. Le rôle de l'irrigation est donc primordial, il faut s'assurer que la solution d'irrigation ne soit pas éliminée par nébulisation malgré les fortes puissances utilisées.

III.4.3. Instrumentation (83)

Les générateurs sonoabrasifs sont pneumatiques, alors que les générateurs ultrasonoabrasifs sont piézo-électriques ou magnétostrictifs.

Quel que soit le système, il est composé de 2 parties :

- Un insert.
- Un transducteur.

Ici, le transducteur est un dispositif permettant de convertir une énergie pneumatique ou électrique en énergie acoustique.

III.4.3.1. Les générateurs

III.4.3.1.1 *Les instruments soniques (83)(84)(85)*

Ils sont constitués d'une pièce à main et d'un générateur pneumatique alimentés par une pression allant de 2,5 à 4 bars. Celle-ci entraîne une pièce à main à air, créant des vibrations allant de 2500 à 16 000 Hertz. Dans la sonoabrasion, l'insert décrit un mouvement circulaire. Celui retrouvé lors de l'emploi d'un générateur piézoélectrique ou magnétostrictif sera différent.

III.4.3.1.2 *Les instruments ultrasoniques*

Ici, deux systèmes de générateurs nous sont proposés :

- les générateurs piézoélectriques
- les générateurs magnétostrictifs.

Les générateurs magnétostrictifs sont principalement employés dans le cadre de la parodontie et sont peu à peu délaissés par les praticiens au profit des systèmes piézoélectriques. C'est pourquoi nous ne les détaillerons pas.

- *Ultrasons piézoélectriques (86)*

Bien que nous parlions communément d'effet piézoélectrique, il s'agit en fait d'un effet piézoélectrique inverse. L'effet piézoélectrique correspond à l'apparition de charges électriques à la surface de certains matériaux sous l'action d'une contrainte mécanique. Réciproquement, l'effet piézoélectrique inverse est la capacité d'un matériau à se déformer lorsqu'on lui applique un champ électrique.

Les pièces à main actuelles contiennent des pastilles en céramique, pour mémoire avant nous utilisions des cristaux de quartz. La céramique étant électriquement réactive, l'application d'un courant alternatif entraîne des changements dimensionnels (rétraction, élongation) de celle-ci, engendrant ainsi des vibrations de 25 000 à 50 000 Hertz de l'insert selon un mouvement linéaire.

Nous pouvons citer en exemple quelques systèmes comme le Piezo Master de chez EMS, le P-Max de chez SATELEC-Actéon, le Tigon + de chez W&H ou le Perioscan de chez SIRONA.

III.4.3.2. *Différents types d'inserts (84)*

La plupart des inserts sont en acier inoxydable et leur partie abrasive est recouverte de particules diamantées. En odontologie conservatrice, nous disposons de plusieurs morphologies d'inserts, toujours dans un esprit de préservation des tissus sains. Ainsi, la plupart d'entre eux ne possèdent qu'un seul côté diamanté, l'autre étant lisse afin de préserver la dent adjacente.

Mais ceci, n'est valable que pour les instruments utilisés dans le cas de caries des faces proximales.

Les particules de diamant sont déposées soit par électrogalvanisation, à l'aide d'un liant métallique, soit grâce à une méthode nommée CVD (Chemical Vapor Deposition). Il s'agit en fait d'un dépôt chimique en phase gazeuse. Le dépôt chimique en phase gazeuse conférerait une meilleure résistance des particules diamantées aux chocs et aux procédés de stérilisation, et donc une durée de vie plus longue, car la couche de diamants serait mieux liée et répartie de façon plus homogène sur la pointe en métal (25).

Chaque fabricant propose des inserts adaptés avec leur transducteur. Mais quelle que soit la marque on retrouve toujours les mêmes types d'inserts :

- Les inserts à pointe diamantée
- Les inserts hémi travaillants
- Les inserts boule
- Les inserts à angulation

Ces inserts présentent un col long et une petite extrémité travaillante, ce qui permet d'avoir une bonne vision directe sur la zone de travail. De plus, ils sont très maniables et leurs différentes angulations nous offrent un accès plus précis qu'avec les instruments rotatifs. L'utilisation conjointe de loupes binoculaires est particulièrement adaptée (83). Ces inserts pourront soit réaliser l'ensemble de la préparation cavitaire, soit être utilisés en complément de la technique rotative.

III.4.3.2.1 Les inserts à pointes diamantées (83) (84)

Leur emploi est exclusivement indiqué lors d'atteinte carieuse des sillons et des fissures dont la conicité de l'insert optimise la morphologie de préparation. L'utilisation d'inserts supplémentaires pourra ou non être utile selon le stade et l'étendue de la lésion.



Figure 10: L'insert Sonicflex seal proposé par KaVo (87).

III.4.3.2.2 Les inserts hémi travaillants (83) (84)

Comme exposé précédemment, ces inserts ont la particularité de n'avoir qu'un côté travaillant, cela leur permet d'avoir une action ciblée et de ne pas léser la dent adjacente. Ces inserts sont conçus pour soigner les caries proximales naissantes. Ils sont de deux types et possèdent soit une face travaillante mésiale, soit une face travaillante distale afin de répondre aux différentes localisations de la lésion carieuse.

Leur morphologie permet donc un accès facilité aux caries proximales et nous pouvons ainsi être moins délabrant que lors de l'utilisation des instruments rotatifs. De plus, ils ont l'avantage de conserver le plus d'émail sain possible, ce qui améliorera le collage.

Il existe 3 types d'inserts hémitravaillants :

- Les inserts hémitravaillants hémisphériques.
- Les inserts hémitravaillants en forme de box
- Les inserts hémitravaillants en forme de lance.

III.4.3.2.2.1 Les inserts hémitravaillants hémisphériques (83) (84)

Ce sont des inserts droits ayant à leur extrémité un hémisphère plus ou moins grand d'orientation distale ou mésiale. On peut citer pour exemple la gamme Sonicflex micro invasive de KaVo et la gamme Excavus de chez Actéon.



Figure 11: Un insert Sonicflex de chez KaVo micro n° 30 (88)



Figure 12: Un insert demi-boule diamanté Excavus EX2 de chez Actéon (89)

III.4.3.2.2.2 Les inserts hémitravaillants en forme de box proximal

Ils permettent la préparation des boîtes proximales dans les cas d'indication de restaurations directes ou même indirectes. Il est ainsi possible d'obtenir des transitions harmonieuses entre les zones marginales cervicales et latérales.

Ce type d'insert est proposé soit par EMS, avec les Inserts SM et SD, soit par KaVo chez qui les angles de coupe sont de - 60° en latéral et de - 75° en cervical.

Lors de l'utilisation de ces inserts, l'abrasion est donc réalisée par mimétisme et la cavité sera définie selon la forme de l'insert (83) (84).

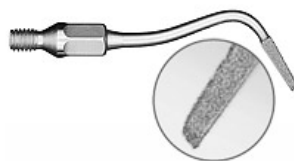


Figure 13: Un insert Sonicflex prep ceram de chez KaVo (70)

III.4.3.2.2.3 Les inserts hémitravaillants en forme de lance (lancéolés)

Ils permettent un franchissement inter proximal. Il existe deux types d'inserts selon la forme convexe (Shaping) ou plane (Stripping) de leur partie travaillante.

Ils sont commercialisés, d'après nos recherches, uniquement par KOMET et sous différentes angulations. Leur partie travaillante peut être à direction mésiale ou distale selon les modèles (83) (84).

Enfin, ils ont pour indication la finition des zones de transition ou la modification des zones proximales, et permettent, comme les autres inserts, de préserver les dents adjacentes.

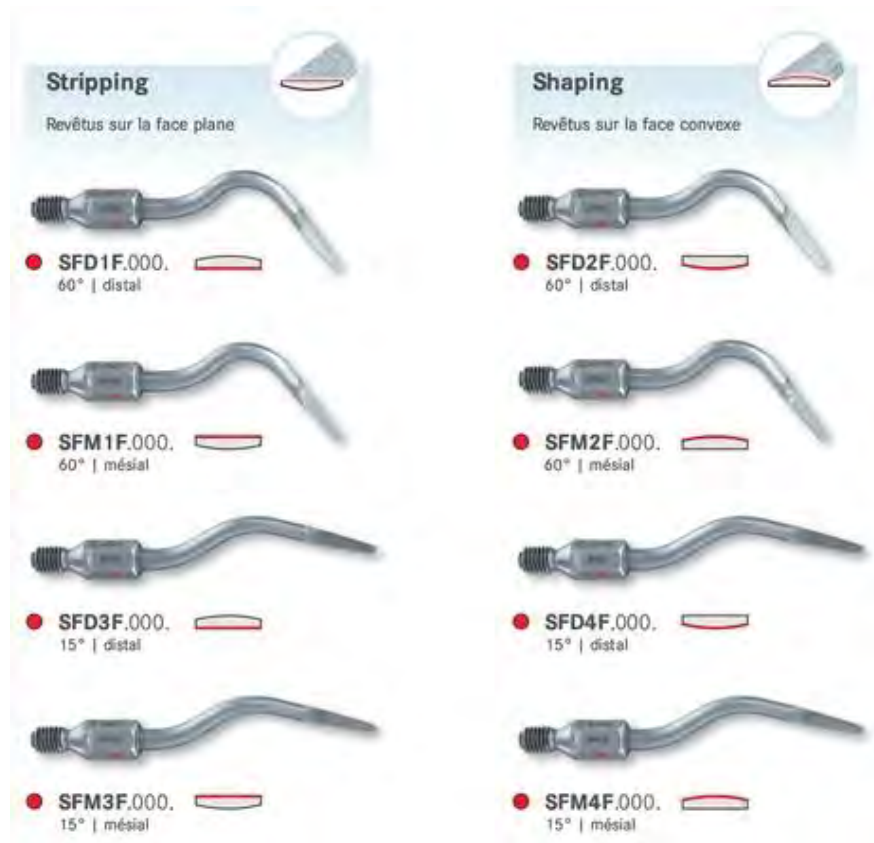


Figure 14 : Les inserts de Stripping et Shaping proposés par KOMET (90)

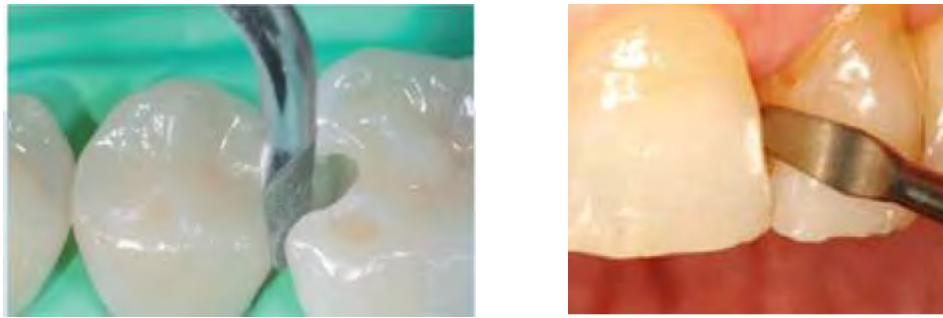


Figure 15: Inserts Shaping en situation clinique (91)

III.4.3.2.3 Les inserts boules (83)

Ces inserts ont une forme de fraise boule de taille variable revêtue de particules diamantées. Ils répondent à de nombreuses indications et peuvent aussi bien être utilisés dans le cas de lésions occlusales de stade avancé, que pour des lésions proximales ou cervicales. Le choix de leur diamètre sera fait en fonction des dimensions de la lésion.

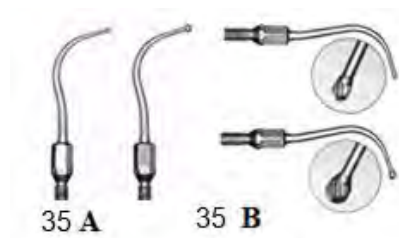


Figure 16 : A: Inserts Sonicflex cariex D n°32 et 33 de KaVo (88)

B : Inserts Sonicflex cariex TC n°71 et 72 de KaVo (88)



Figure 17: insert Excavus EX1 de chez Actéon (92)

III.4.3.2.4 Les inserts à angulations (83)

Spécialement conçus pour les caries du point de contact, ces inserts permettent la conservation de la crête marginale et des parois proximales. Leur morphologie spécifique permet d'être beaucoup moins mutilants qu'avec les instruments rotatifs. Ils sont disponibles sous deux angulations différentes. De plus, ils rendent possible la réalisation des préparations en tunnel "à minima".

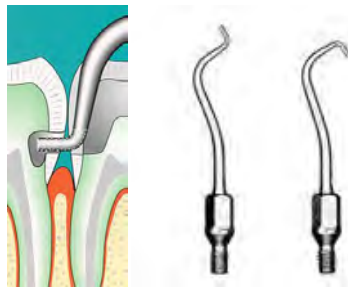


Figure 18 : Schéma des inserts Sonicflex angle de KaVo (88)

D'autres inserts existent pour la préparation des inlays ou des couronnes partielles. Ils transmettent directement leur morphologie à la dent ce qui permet la réalisation de cavités plus régulières qu'avec les rotatifs.

III.4.3.3. Comparaison entre systèmes pneumatique, piézoélectrique et magnétostrictif (93)

Comme expliqué précédemment, le mouvement décrit par l'insert est quasi circulaire lors de l'utilisation des systèmes pneumatiques alors qu'il est linéaire dans les systèmes piézoélectriques. Selon les fabricants, les mouvements linéaires entraîneraient une diminution de la sensibilité per-opératoire en comparaison avec les mouvements elliptiques obtenus avec les systèmes magnétostrictifs.

Anna Lam et Phillippe Tramba abordent ce sujet dans une revue de l'information dentaire dans laquelle ils comparent les sensations ressenties par les patients lors de l'utilisation de chacun des systèmes.

D'après cette publication, les sensations de confort et d'inconfort décrites par les patients et les praticiens, accorderaient une préférence aux instruments soniques, c'est à dire aux mouvements circulaires. Cela s'expliquerait par les différences de vibrations de l'extrémité de l'insert (94).

Il est difficile de comparer les systèmes pneumatiques et piézoélectriques, tout d'abord car il y a très peu d'études à ce sujet à notre connaissance, mais aussi car leur domaine d'action est tellement varié qu'aucune étude n'est réellement comparable.

Les systèmes à ultrasons étant plus puissants que les systèmes soniques, nous devrions moins avoir recours aux rotatifs pour compléter nos actes. Cependant, le risque potentiel d'engendrer des microcraquelures au niveau de l'email augmente avec ce type de matériel.(94).

III.4.4. Comparaison de l'état de surface.

Plusieurs études (25)(84)(95) montrent que, suite à une excavation réalisée avec des inserts ultrasoniques, les auteurs observent la présence de smear layer. L'utilisation d'un mordantage est donc recommandée, bien que selon l'une de ces études (25) il existe des endroits où les tubuli sont ouverts et non recouverts de boue dentinaire. L'absence partielle de smear layer serait due au phénomène de cavitation.

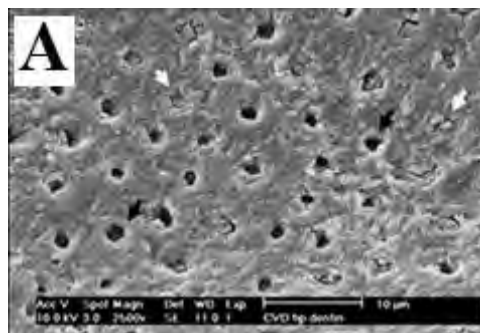


Figure 19 : Vue au Microscope électronique à balayage de boue dentinaire après l'utilisation d'un insert ultrasonique sans conditionnement (95)

En revanche, l'ultrasono-abrasion peut initier des craquelures amélaire (96). D'autre part, certains auteurs s'accordent à dire que les finitions seraient plus homogènes qu'avec des techniques conventionnelles et qu'il y aurait moins de micro infiltrations (84).

III.4.5. Adhésion :

Selon la littérature (95) l'utilisation des ultrasons devrait faciliter le collage. en effet l'absence partielle de smear layer augmente donc la surface de collage ce qui devrait logiquement augmenter l'adhésion , même si l'épaisseur et la densité de la smear layer joue un rôle important dans l'adhésion (25).

Il ne faut pas oublier que l'adhésion dépendra essentiellement du type de surface obtenue mais aussi des propriétés de l'adhésif utilisé (25).

Une étude menée par Cardoso (25) a comparé les forces de liaisons obtenues après l'emploi de différentes techniques d'éviction carieuse et adhésifs :

- fraises diamantées classiques montées sur turbine
- fraises diamantées fabriquées par CVD montées sur turbine
- inserts CVD associés à un système ultrasonique
- laser Er, Cr : EYSGG
- adhésifs nécessitant un mordantage et un rinçage préalable, adhésif automordant en une ou deux étapes.

La meilleure adhésion a été obtenue avec la combinaison fraises diamantées montées sur turbine et système adhésif à mordantage préalable à l'acide orthophosphorique. Selon les auteurs, les différences de rugosité et le type d'adhésif utilisé n'ont pas une réelle influence sur l'adhésion. D'après eux, les différences d'adhésion seraient plutôt liées à la présence de microcraquelures lors de l'utilisation des techniques alternatives. Cependant, ils suggèrent que celles-ci seraient plus dues au revêtement particulier des inserts CVD qu'à l'ultrasono-abrasion elle-même, car le même type de microcraquelures est retrouvé avec les fraises CVD.

III.4.6. Indications

Comme vu précédemment, nous n'utiliserons pas le même type d'inserts selon la localisation de la lésion et le type de cavité souhaitée.

Les protocoles d'utilisation sont semblables que l'on travaille avec le système pneumatique ou le système piézoélectrique.

III.4.6.1. Les cavités de site 1

III.4.6.1.1 Stade 1 (83)

Les systèmes sono et ultrasono abrasifs sont particulièrement adaptés aux caries naissantes, de petites dimensions ne dépassant pas le premier tiers dentinaire. Nous réaliserons d'abord l'élimination de l'émail déminéralisé puis de la dentine pathologique.

Si la lésion ne concerne que les sillons, l'insert à pointe diamantée sera l'instrument de choix. Si elle s'étend au-delà de la jonction amélo-dentinaire ou si elle concerne aussi une fosse, nous nous orienterons vers un insert boule. En présence de dentine ramollie l'éviction pourra être complétée à l'aide d'une fraise céramique par exemple.

La vision limitée et l'accès difficile des sillons occlusodistaux des molaires maxillaires engendrent souvent des sur-préparations avec les méthodes conventionnelles. L'utilisation d'inserts permet de traiter ces zones tout en respectant les principes d'économie tissulaire. En effet, l'acte sera plus précis car ils sont plus maniables et offrent une meilleure visibilité (84).

Dans les cas de lésions des sommets cuspidiens, on utilisera un insert boule, qui permettra l'élimination des tissus infiltrés.

III.4.6.1.2 Stade 2 (83)

Dans le cas des caries de stade 2, le maximum d'émail sain, en dehors de celui soumis aux forces de contact occlusal, sera conservé. Le protocole initial d'éviction sera le même que celui employé pour le traitement des lésions de stade 1.

Puis, si la dentine cariée est trop molle, elle sera éliminée à l'aide d'excavateurs ou de rotatifs. Enfin, les systèmes sono ou ultrasonoabrasifs pourront être de nouveau employés afin de biseauter les bords marginaux.

III.4.6.1.3 Stade 3 et 4 (83)

Face à des lésions de stade 3 ou 4, l'emploi des ultrasons vient en complément des rotatifs afin de réaliser de meilleures finitions.

Les principes de préservation et d'auto-réparation des tissus sont ainsi entièrement respectés. La préparation sera plus précise car nous élimineront dans un premier temps les parties molles à l'aide des rotatifs, puis les ultrasons interviendront dans un second temps afin de biseauter les parois restantes. Ils pourront aussi être utilisés au niveau de la paroi para cervicale de la cavité afin de limiter les risques d'effraction pulpaire.

III.4.6.2. Les cavités de Site 2 :

Au début de la préparation, il est possible d'utiliser une fraise diamantée pour diminuer le temps de préparation. Puis, nous choisirons notre insert selon la localisation de la lésion (mésiale ou distale) afin de préserver la dent adjacente.

III.4.6.2.1 Stade 1 ou 2 (83)

Trois préparations sont possibles en fonction de l'accessibilité et du type de lésion :

III.4.6.2.1.1 *Soit on réalisera une cavité dite "slot" dans le sens vestibulo-lingual :*

Slot vient de l'anglais et signifie fente. Il décrit la morphologie de ces cavités s'étendant dans l'axe vestibulo-lingual. Elles ne sont réalisées que si l'embrasure est assez large, s'il existe une malposition ou si la lésion ne concerne pas le point de contact. Dans les cas contraires, nous serons obligés d'éliminer la crête marginale.



Figure 20 : Cavité "slot" en mésial de 25 et en distal de 24 (56).

III.4.6.2.1.2 *Soit nous réaliserons une cavité en tunnel*

Cette cavité correspond en fait à une petite cavité occluso-proximale. Ces cavités sont mises en œuvre lors d'atteinte carieuse d'une fossette. On réalise une préparation ponctuelle dans le sens vertical à l'aide d'un insert boule tout en conservant la crête marginale. Si cela est possible nous conserverons la paroi proximale d'émail externe. Dans le cas contraire, nous devons mettre en place une matrice afin de protéger la dent adjacente.



Figure 21 : Insert réalisant une cavité tunnel.(97)

III.4.6.2.1.3 *S'il est impossible de conserver la crête marginale*

Celle-ci sera effondrée par un accès occlusal avec une fraise, un insert boule ou directement avec un insert hémi-travaillant qui nous permettra ensuite de finir la préparation et d'obtenir des bords proximaux concaves ainsi qu'un bord cervical régulier. Ceci s'accompagnera obligatoirement de la mise en place d'une matrice et de coins en bois, afin de protéger la dent adjacente et réaliser un point de contact correct.

III.4.6.2.2 Stade 3 ou 4

Malgré leur efficacité très limitée sur la dentine cariée déminéralisée, les ultrasons pourront toutefois intervenir en complément des rotatifs, lors du traitement des lésions de site 2 stade 3 ou 4. Nous obtiendrons ainsi des bords proximaux et cervicaux plus homogènes en vue d'une restauration directe ou indirecte. Ces finitions assureront une meilleure adaptation marginale. (98)

III.4.6.3. Les cavités de site 3 (83)

III.4.6.3.1 Stade 1, Stade 2 et Stade 3

Dans ces cas de figure, nous choisirons un insert boule ou même hémisphérique qui permettra de travailler jusqu'à la zone proximale en cas d'extension carieuse. Le diamètre sera fonction du stade de la lésion.

Dans ce type de cavité, la dentine affectée est souvent une dentine réactionnelle ou sclérotique. L'utilisation des inserts est ici idéale car ils n'ont pas d'effet sur les tissus mous. Ils ne provoqueront donc pas de saignement de la gencive, et permettront d'éliminer la couche superficielle de dentine altérée. L'adhésion en sera facilitée.

III.4.7. Avantages

Un de leurs principaux avantages est le respect des tissus gingivaux, ils éviteront ainsi les lésions du parodonte et son saignement. Cela facilitera le collage, l'étanchéité et donc la qualité de nos restaurations.

De plus, leur utilisation entraîne moins de vibrations que les instruments rotatifs, cela permet au praticien d'avoir un meilleur sens tactile (94). Ainsi, notre travail pourra se faire sans à-coup, ce qui permet d'obtenir une surface plus homogène et donc un meilleur collage.

Les patients rapportent aussi une diminution du bruit et de la douleur per-opératoire, ce qui est un argument supplémentaire en faveur de leur utilisation lors des soins pédiatriques (94).

Une étude bibliographique (99) a montré une augmentation moyenne de température pulpaire de 4,3 ° C lors de l'emploi d'une turbine, contre 3,8 ° lorsque la préparation est réalisée à l'aide des ultrasons. L'augmentation de température étant plus faible avec les ultrasons nous pouvons donc penser qu'ils seront moins agressifs pour la pulpe.

En résumé, les ultrasons ont une place très importante chez tout praticien souhaitant réaliser des actes micro-invasifs (83).

III.4.8. Inconvénients

En contrepartie, certains de ces avantages se révèlent aussi être des inconvénients puisque leur abrasion est peu efficace voire quasi nulle sur la dentine molle. Nous devons donc intervenir avec d'autres moyens d'éviction dans le cas de caries de grande étendue (83).

Leur autre inconvénient majeur est leur coté chronophage, qui oblige, dans certains cas, à compléter leur action par d'autres techniques. En effet, le temps de préparation de la cavité et l'éviction complète de la carie varie en fonction de la méthode utilisée (rotative, sonoabrasive ou ultrasonoabrasive). Selon certains auteurs (100) , la durée moyenne de préparation complète de la cavité avec les ultrasons serait 4 fois supérieure à celle nécessaire avec une fraise diamantée montée sur turbine.

Une étude (100) remet fortement en cause leur utilisation car, en plus de souligner la longueur de leur temps de travail, elle rapporte un plus grand nombre de micro infiltrations des restaurations que lorsque les cavités sont obturées après préparation à la turbine.

Avantages et inconvénients des techniques soniques, ultrasoniques et abrasives.

Systèmes	Avantages	Inconvénients
Système sonique	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Faible risque de créer des fissures amélaire. Insert angulé à 90° disponible. Autoclavable. Pièce à main fibrée.	Pièce à main spécifique. Peu efficace sur la dentine affectée.
Système ultrasonique	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Procédé plus rapide que le procédé sonique. Pièce à main pratique et commune avec celle du détartreur. Autoclavable	Risque de créer des fissures amélaire. Peu efficace sur la dentine affectée.
Système Vector	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Autoclavable.	Pièce à main peu pratique. Digue obligatoire pendant la préparation. Peu efficace sur la dentine affectée. Coût élevé du système. Plus adapté pour la parodontologie.
Air-abrasion	Anesthésie souvent inutile, bien apprécié des patients. Préparation a minima facile, peu d'effets postopératoires. Complément des techniques de microabrasion. Traitement des surfaces dentinaires avant collage. Autoclavable.	Plus efficace sur les tissus sains, n'évite pas le conditionnement des tissus, digue nécessaire, peu d'influence sur l'étanchéité, non recommandé au stade 0. N'élimine pas la dentine infectée. Ne pas éliminer les anciennes obturations à l'amalgame (vapeurs de mercure)

Figure 22: Avantages et inconvénients des techniques soniques, ultrasoniques et abrasives (97)

III.5. LASERS

Connus par le grand public pour leurs applications industrielles ou médicales, les lasers sont néanmoins peu employés dans notre profession. Notre travail a pour objectif de présenter brièvement leur mode de fonctionnement, les différents systèmes disponibles et leurs applications en odontologie conservatrice.

III.5.1.Etymologie

Laser est l'acronyme de l'anglais « light amplification by stimulated emission of radiation », stricto sensu « amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnement » en français.

III.5.2.Historique

La théorie du laser a été établie par Albert Einstein en 1917. Mais ce n'est qu'en 1960 que Maiman, physicien américain, produit le premier laser, celui-ci utilisant le rubis. En Europe, le premier rapport traitant de l'action du laser sur les tissus cariés dentaires est attribué à l'allemand SCHULTE. Puis, dès 1967, Johanna VAHL, à Munster, réalise des études microscopiques et cristallographiques, ainsi que l'analyse des préparations sur les tissus dentaires irradiés. En France, le premier travail majeur est la thèse de sciences odontologiques de BALLASTRE en 1974. Il étudie le "transfert de l'énergie électromagnétique du faisceau laser" et sa pénétration dans le tissu dur dentaire selon sa source et sa longueur d'onde.

III.5.3.Rappels de physique quantique

Le principe de fonctionnement du laser provient des propriétés physiques des atomes. En effet, le rayonnement laser est dû à l'émission stimulée d'un rayonnement par l'atome. Nous ferons donc quelques brefs rappels de physique pour comprendre ce principe de fonctionnement.

- L'atome (101) (102) (103)



Figure 23 : Structure de l'atome (Modèle de Bohr) (101)

L'atome est une entité formée d'un noyau, chargé positivement, et d'un nuage d'électrons, chargés négativement. Ce système possède une énergie E_0 , appelée « état fondamental ».

Si l'énergie de l'atome augmente, on dit que l'atome se trouve dans un « état excité ». Cet apport d'énergie extérieure peut être de nature cinétique (choc de particules, d'atomes, de molécules) ou électromagnétique. Dans ce dernier cas, le rayon arrivant sur l'atome sera partiellement ou totalement absorbé. Cet état excité est instable.

L'atome reviendra donc toujours vers son état fondamental par l'une des trois réactions suivantes :

- l'absorption
- l'émission spontanée
- l'émission stimulée

Dans le cas du laser, c'est le phénomène d'émission stimulée qui permet la production du rayonnement. C'est pour quoi nous ne détaillerons que celui-ci.

Le phénomène d'émission stimulée fait suite à l'excitation de l'atome par un photon. Ainsi, l'atome excité va revenir vers un état d'énergie inférieure, par l'émission d'un photon identique au photon inducteur. Ces deux derniers sont de même fréquence et émis en même temps. Aucune discrimination physique n'est donc possible entre le photon inducteur et le photon induit. C'est le principe de l'émission laser.

III.5.4. Définition de la lumière

La lumière correspond à l'ensemble des ondes électromagnétiques que perçoit notre œil. Son domaine s'étend des longueurs d'ondes allant de 380 nm (violet) à 780 nm (rouge). Elle ne correspond qu'à une infime partie du spectre électromagnétique.

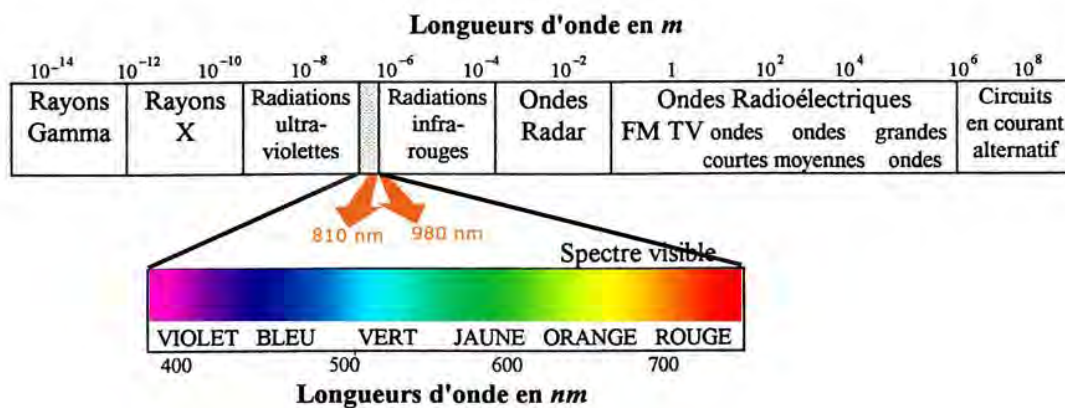


Figure 24 : Domaine des ondes électromagnétiques (104)

Les lasers utilisés en odontologie émettent soit dans le visible, comme le laser KTP qui émet à une longueur d'onde de 532 nm, soit dans l'infrarouge comme par exemple les lasers Er : YAG ou Nd : YAG qui émettent respectivement à 2940 et 1064 nm.

III.5.5. Présentation du laser :

III.5.5.1. Composition

Un laser est un dispositif qui nécessite 3 parties :

- Une cavité optique résonnante (ou cavité de Fabry-Pérot)
- Une zone de pompage
- Un milieu émetteur

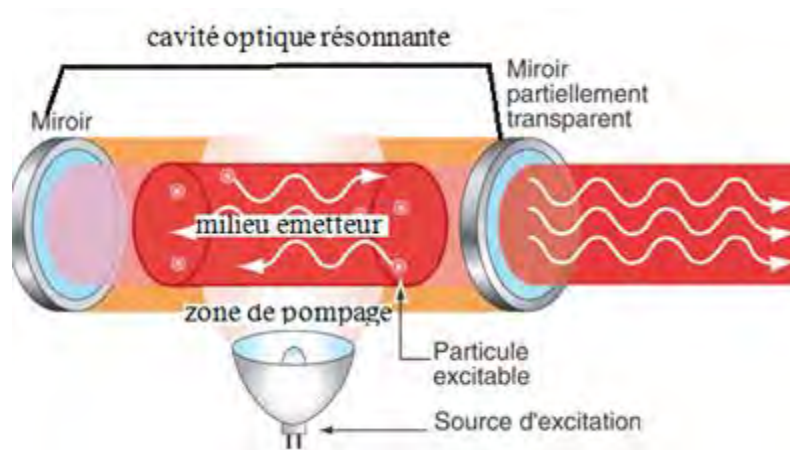


Figure 25 : Principe de fonctionnement d'un rayonnement laser(105)

III.5.5.1.1 La cavité optique résonnante

Une cavité de résonance est constituée de deux miroirs qui se font face. Un miroir est réfléchissant alors que l'autre est semi-transparent. Les photons sont ainsi réfléchis d'une extrémité à l'autre, intensifiant la lumière avant que celle-ci ne soit émise à travers le miroir semi-réfléchissant.

III.5.5.1.2 La zone de pompage

La zone de pompage permet d'exciter les atomes du milieu émetteur. Ce phénomène est appelé « inversion de population ». Une source d'énergie est donc nécessaire. Le dispositif de pompage peut être une lampe flash (pompage optique d'un milieu solide), une décharge électrique (lasers à gaz) et même parfois un autre laser (laser à semi-conducteurs, par exemple, pour les lasers cristallins) (106). Dans le domaine médical, 4 facteurs doivent être pris en compte pour le choix du laser :

- la longueur du rayonnement
- sa puissance
- sa durée d'émission
- la dimension du faisceau laser.

La longueur d'onde est définie par les photons libérés, elle dépend donc du milieu émetteur.

III.5.5.1.3 Le milieu émetteur

Le milieu émetteur peut être solide, liquide ou gazeux. Il est aussi possible que le faisceau soit produit par une diode semi-conductrice. Les lasers sont caractérisés par leur milieu émetteur.

En odontologie, les lasers les plus utilisés sont les lasers ayant un milieu émetteur solide (lasers Nd :YAG, Er :YAG et Er :YSGG), les lasers à gaz (laser CO₂) et les lasers à technologie à semi-conducteurs (lasers à diodes) (105).

Comme vu précédemment, le principe de fonctionnement du laser repose sur l'excitation d'atomes. Celle-ci sera réalisée par la zone de pompage.

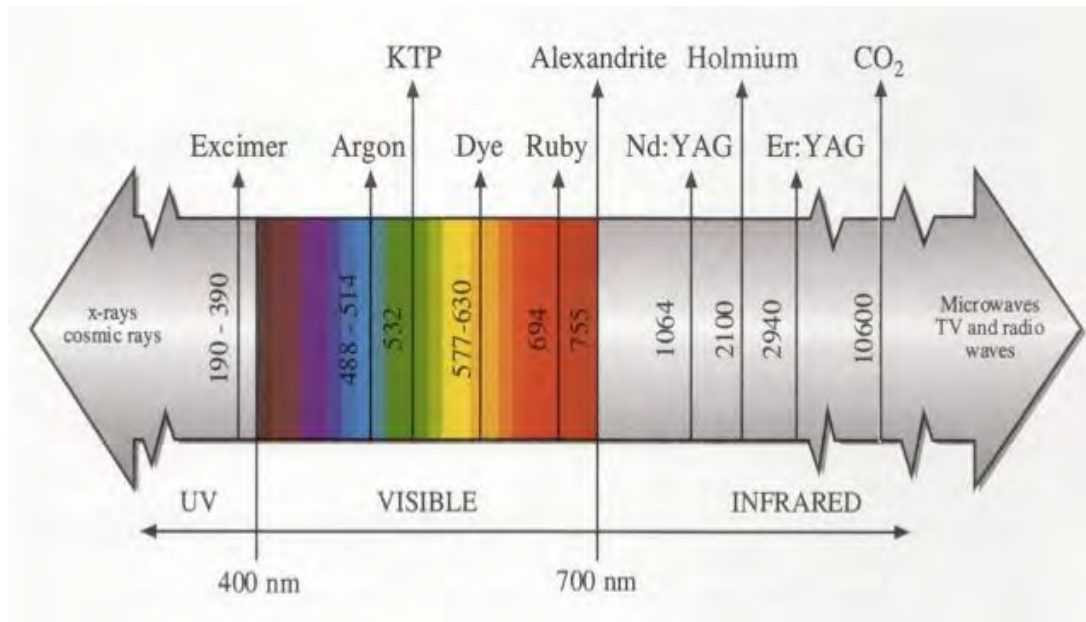


Figure 26: Répartition dans le spectre électromagnétique des différents lasers en fonction des longueurs d'ondes (106)

Selon le milieu actif on distingue cinq catégories de lasers :

- Les lasers à solide
- Les lasers à gaz
- Les lasers à électrons libres
- Les lasers à colorants
- Les lasers à semi-conducteurs.

En odontologie, les lasers les plus utilisés émettent dans le domaine du visible, il s'agit des lasers à gaz (Argon, CO₂), ou encore dans l'infrarouge avec les lasers à semi-conducteurs (Diodes) et les lasers à solides (KTP, Nd : YAG, Nd : YAP, Er : YAG, Er : YSGG).

III.5.5.1.3.1 Les lasers à solides (103)

Les lasers à milieu solide sont constitués de cristaux. Ces cristaux sont pompés par de la lumière, émise soit par une lampe flash, soit par une diode. Ils fonctionnent selon un mode à impulsions, de quelques centaines de microsecondes à quelques femtosecondes, et sont les plus puissants.

Ils regroupent différents lasers dont :

- Le laser Nd : YAG, qui émet dans l'infrarouge à une longueur d'onde de 1064 nm. Il est constitué de néodyme inclut dans une matrice cristalline de grenat et d'yttrium-aluminium,
- Le laser Nd : YAP émettant à une longueur d'onde de 1340nm,
- Le laser Er : YAG, constitués d'Erbium émettant à 2940 nm,
- Le laser KTP constitué de cristaux de kalium-titanyl-phosphate et émettant à une longueur d'onde de 532 nm.

Les lasers Nd : YAG, Nd : YAP sont employés pour leur effet photothermique. Cet effet entraîne une augmentation de température du tissu cible, provoquant une fusion ou une vaporisation de ce dernier. Ces lasers sont employés dans le cadre des traitements endo-canalaire et pour la thérapeutique des poches parodontales.

Concernant les lasers Er : YAG, Er, Cr : YSGG, l'effet photomécanique obtenu permet de réaliser une action athermique, pour le tissu pulpaire, par micro explosions, entraînant l'élimination du tissu cible. Ils seront indiqués lors des traitements endodontiques, parodontaux mais aussi pour l'éviction des tissus durs cariés (émail, dentine).

Enfin, les lasers KTP agissent par effet photochimique et sont employés dans le cadre des éclaircissements dentaires, en transformant la nature chimique du tissu cible (107).

III.5.5.1.3.2 Les lasers à gaz(103)

Pour ces lasers, le gaz est contenu dans un tube en verre ou en quartz. Les cristaux sont pompés par une décharge électrique à haute tension ou par excitation électrique à haute fréquence. Ces lasers créent un effet photothermique sur les tissus cibles.

L'un des plus utilisés en odontologie est le laser CO₂, il émet dans l'infrarouge avec une fréquence de 10600 nm. Il est indiqué dans les cas de traitement parodontaux lorsque les lésions sont supra-osseuses, car l'absence de fibre optique limite sa maniabilité. Il sera aussi utilisé en chirurgie.

Le laser argon a une longueur d'onde de 514 nm. Son émission est particulièrement absorbée par les pigments rouges tels que l'hémoglobine et la mélanine. Son domaine de prédilection est donc l'hémostase. Certains l'utilisent aussi pour la photo polymérisation ou la détection carieuse.

III.5.5.1.3.3 Les lasers à semi-conducteurs

Les lasers à semi-conducteurs, aussi appelés diodes lasers, sont constitués d'une diode semi-conductrice produisant un faisceau lumineux. Le pompage est réalisé à l'aide d'un courant électrique.

Leur principe de fonctionnement est différent des autres lasers car la plupart du temps le simple fait de cliver le semi-conducteur, de fort indice optique, permet d'obtenir une réflexion suffisante nous dispensant de l'utilisation des miroirs. Les diodes lasers émettent le plus souvent en continu dans le proche infrarouge et dans le visible (surtout le rouge).

Ils sont indiqués pour les traitements endodontiques et parodontaux. Selon certains auteurs, ils ne permettraient qu'une simple diminution de la charge bactérienne et non une stérilisation (108).

III.5.5.1.3.4 Les lasers à électrons libres ou Free Electron Laser.(103)

Ce type de laser est très particulier, car la lumière n'est pas produite par des atomes préalablement excités, mais par un rayonnement synchrotron produit par des électrons accélérés. Il est alors possible de régler la vitesse des électrons pour fournir une lumière à une longueur d'onde choisie, allant de l'infrarouge lointain aux rayons X, et de régler la puissance laser par le débit d'électrons jusqu'à des niveaux élevés.

Ce laser est donc modulable et très utile, mais il n'est indiqué que dans les applications de recherche, car il reste toutefois très onéreux à produire.

III.5.5.1.3.5 Les lasers à colorant

Dans les lasers à colorant, le milieu actif est un colorant inorganique en solution liquide. Il existe deux types de lasers à colorant employés en milieu médical :

- activé par une lampe flash
- ou par un autre laser

Les lasers à colorant sont utilisés en dermatologie pour le traitement de la couperose.

Lasers	Diode	NdYag	NdYap	ErYag	Er,Cr3:YSGG	CO ₂	KTP	Softs lasers
Marques	Nsk Velopex Sirona Deka Fotona	Deka Fotona	Lokki	Kavo Deka Fotona Hoya ConBio	Biolase			
Longueurs d'onde	810 nm 980 nm	1064 nm	1340 nm	2940 nm	2780 nm	10600 nm	532 nm	Infrarouge proche → visible(diodes)
Rapport laser/tissus bucco-dentaires								
• Absorption dans l'eau	+	++	+++	+++++	+++++	++++	/	
• Absorption dans l'hémoglobine	+++	++++	++++	+	+	+	++++	
• Absorption dans l'hydroxyapatite	+	+	+	+++	+++	+++++	+	
• Absorption dans la mélanine (noir)	+++	++	++	/	/	/	++++	
Meilleures applications cliniques. Liste non exhaustive	• Traitement endo-canalalaire • Traitement des poches parodontales • Pour les autres applications il faut rajouter de l'encre de chine	• Traitement endo-canalalaire • Traitement des poches parodontales • Aphtes, ulcères, herpes • Désensibilisation des collets avec l'application de poudre de graphite	• Traitement endo-canalalaire • Traitement des poches parodontales	• Soins des tissus durs (caries) • Traitement endo-canalalaire • Traitement des poches parodontales • Chirurgie avec saignement, freinectomie, décapuchonnage d'implants...	• Soins des tissus durs (caries) • Traitement endo-canalalaire • Traitement des poches parodontales • Chirurgie avec saignement	• Traitement parodontal dans les lésions supra osseuses (gingivites) • Chirurgie sans saignements • Décapuchonnage d'implants • Freinectomie • Chirurgie pour l'orthodontie, mise en place d'une canine incluse	• Eclaircissement dentaire • Petite chirurgie	• Biostimulation des lésions inflammatoires • SADAM • Cicatrisation des plaies après extraction
Transport du faisceau	Fibre	Fibre	Fibre	Miroir ou Fibre	Fibre	Miroir	Fibre	Fibre

Figure 27 : Comparaison des principaux lasers utilisés en Odontologie (105)

III.5.5.2. Les différents modes de transmission des faisceaux lasers

Deux types d'émissions de la lumière laser existent : le mode continu et le mode à impulsions (105). Cette caractéristique dépend du mode de fonctionnement du milieu émetteur du laser utilisé.

III.5.5.2.1 *Le mode Continu*

En mode continu, les lasers ont une puissance faible, de 1 W à 10 W, conduisant après absorption des photons à un effet photothermique.

L'inconvénient de ce mode est qu'il entraîne un échauffement des tissus cibles. Les lasers à diodes et les lasers à CO₂ fonctionnent selon ce mode (108).

III.5.5.2.2 *Le mode à impulsions*

Ce mode a l'avantage de provoquer un moindre échauffement des tissus. Il est possible de modifier la durée du pulse par le système de pompage. Par exemple, dans le cas du laser Er : YAG, qui fonctionne par pompage optique, il est possible de faire varier la durée de l'impulsion en modulant la décharge de la lampe flash.

Il existe deux types d'émissions à impulsions :

- le mode à impulsions dit relaxé pour lequel la puissance est de l'ordre du kW
- le mode à impulsions dit déclenché

Le mode à impulsions dit déclenché est nommé « Superpulse » en anglais ou, plus couramment, « Q-Switched ». Avec ce mode, la puissance est de l'ordre du MW et conduit à un effet photomécanique. Celle-ci est aussi dite action disruptive car il y a explosion de la cible. Des pics de puissance aussi appelés puissances de crêtes sont observés. Ces « puissances de crêtes » permettent de détruire les tissus cibles sans nécroser les tissus adjacents. Ce mode déclenché est celui des lasers Er : YAG et Er; Cr: YCCG.

III.5.5.3. Caractéristiques de la lumière laser

III.5.5.3.1 Généralités (105)

La lumière laser est une onde électromagnétique. Elle est monochromatique et sa longueur d'onde est caractéristique du laser qui la produit. Par exemple, le laser Er : YAG émet à 2940 nm

Dans un milieu transparent homogène comme le vide ou l'air, la lumière laser est unidirectionnelle avec une divergence quasi nulle. La lumière reste donc très concentrée. Contrairement à la lumière naturelle se dispersant dans plusieurs directions, il y a une cohérence spatio-temporelle, c'est à dire que tous les photons sont en phase et dirigés dans la même direction. C'est la propriété même du laser. Celle-ci permet de délivrer des puissances lumineuses considérables sur de très faibles surfaces.

L'action du laser sur les tissus diffère selon l'irradiance et la fluence.

III.5.5.3.2 Irradiance (109)

L'irradiance quantifie la puissance du laser par unité de surface. Il faut donc connaître la surface du spot pour connaître l'irradiance correspondante.

III.5.5.3.3 Fluence

Elle correspond à la puissance reçue par une surface en 1 seconde (W.s.m^{-2}) ou encore à l'énergie reçue par une surface. L'énergie délivrée étant égale à la puissance * temps d'exposition, elle est exprimée en J/cm^2 .

III.5.5.4. Actions sur les tissus

Le rayonnement laser peut avoir quatre effets différents sur les tissus cibles :

- L'absorption
- La réflexion
- La transmission
- La diffusion

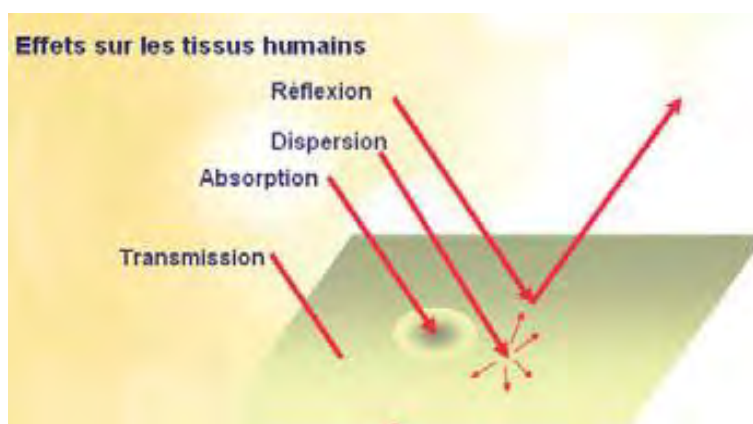


Figure 28 : Illustration de l'action des rayonnements lasers sur les tissus (106)

Le phénomène que l'on cherche à utiliser majoritairement est l'absorption, car, contrairement aux autres, il permet d'avoir une action localisée sur le tissu cible et de ne pas avoir d'effet iatrogène sur les tissus environnants. L'absorption a lieu lorsqu'il existe une concordance entre la longueur d'onde émise par le laser et le spectre d'absorption de la molécule du tissu cible. Les constituants tissulaires qui nous intéressent le plus en chirurgie dentaire sont dits chromophores. Ce sont l'hémoglobine, l'oxyhémoglobine, l'eau et l'hydroxyapatite.

Des courbes d'absorption différentielle du tissu cible en fonction de la longueur d'onde du laser utilisé ont été établies. Elles permettent d'orienter le choix du praticien vers l'un ou l'autre des lasers en fonction du tissu sur lequel il a l'intention d'intervenir.

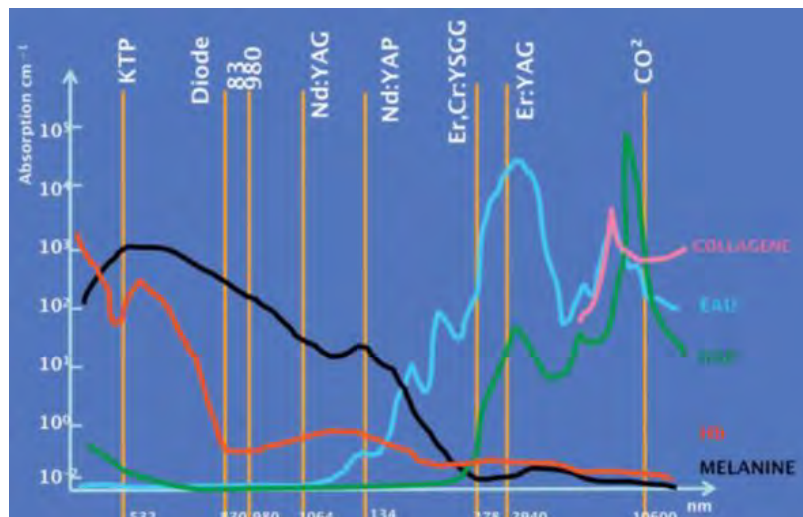


Figure 29 : Spectres d'absorption des différents lasers dans les tissus biologiques (105)

D'après la Figure 30, c'est le laser Er : YAG qui a le meilleur taux d'absorption dans l'eau. Étant donnée la forte composition en eau des tissus carieux et gingivaux, le laser Er : YAG sera donc le laser adéquat pour l'éviction carieuse, la réalisation de gingivectomies ou d'autres actes sur les tissus mous.

III.5.5.4.1 Les différents effets biologique de l'absorption

Les effets biologiques de l'absorption vont dépendre de la profondeur à laquelle va pénétrer le rayonnement laser. Ainsi, deux types de lasers peuvent être dissociés :

- Ceux produisant un rayonnement pénétrant dont la longueur d'onde est généralement comprise entre 800 et 1340 nanomètres
- Ceux produisant un rayonnement peu pénétrant dont la longueur d'onde est généralement comprise entre 2940 et 10600 nanomètres.

Le laser utilisé sera donc choisi selon l'effet recherché.

Les lasers peu pénétrants provoquent des effets ablatifs soit par effet photothermique soit par effet photomécanique.

Alors que nous utiliserons des lasers pénétrant lorsque nous chercherons à avoir des effets photodynamiques et biostimulants. Mais nous ne détaillerons pas ces effets ici car ils n'ont aucun rôle lors de l'éviction carieuse.

- *L'effet photothermique.*

L'effet photothermique se distribue en 4 sous-effets qui sont :

- La vaporisation
- La carbonisation
- La coagulation
- La vasodilatation

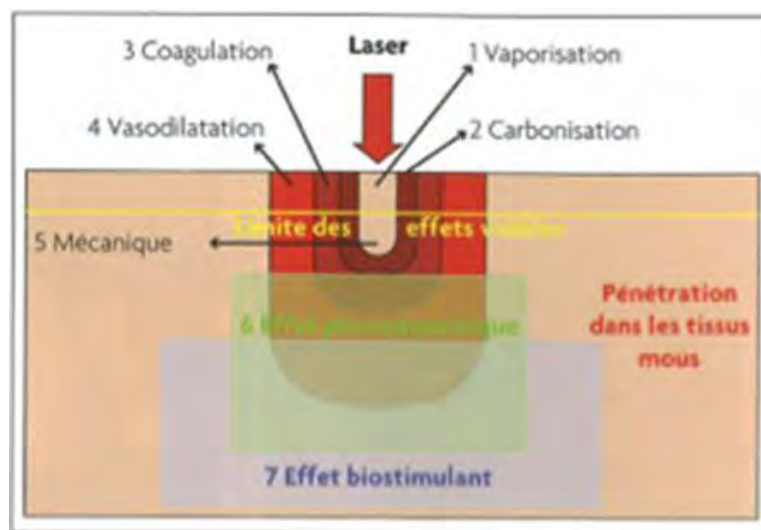


Figure 49 : Schéma illustrant les principaux effets des rayonnements lasers au niveau des tissus cibles (110)

Le rayonnement laser est transformé en énergie calorique aboutissant à une augmentation thermique du tissu. L'effet photothermique conduit à la dénaturation ou à la destruction d'un volume tissulaire selon l'augmentation de la température obtenue (111). Il est aussi possible de réaliser une simple coagulation. Cette dernière est surtout obtenue avec les lasers Nd : YAG, Nd : YAP ou à CO₂.

Les lasers à CO₂ utilisent aussi cet effet photothermique pour réaliser l'éviction carieuse, mais étant donné que leur rayonnement est plus absorbé par l'hydroxyapatite que par l'eau, il est préférable d'utiliser les lasers à Erbium (105) (112).

- *L'effet photomécanique (103) (105) (112)*

L'effet photomécanique se caractérise par la production d'une onde de choc. C'est l'expansion de cette onde qui provoque l'effet destructif, ce qui a pour effet une coupe très précise, sans nécrose ni lésion thermique sur les berges ou les tissus adjacents. L'absorption rapide se traduit par un effet thermique brutal (120 à 250 μ s), qui produit une vaporisation de l'eau, ainsi qu'une forte augmentation de volume intra-tissulaire. Cette action est très superficielle, elle ne s'étend que sur quelques microns.

Cet effet est observé lors de l'éviction carieuse avec les lasers Erbium (Er : YAG (2940 nm) et Er, Cr: YSGG (2780 nm)). Il est idéal de les utiliser dans cet objectif, notamment car leurs longueurs d'ondes sont fortement absorbées dans l'eau et l'hydroxyapatite. Ainsi, leurs actions seront optimales sur la dentine cariée. D'autre part, l'effet photomécanique obtenu entraîne une élimination sans effet iatrogène sur les tissus adjacents, la pulpe et les tissus sains, sont ainsi préservés.

III.5.6.Sécurité (103) (113)

III.5.6.1. Classification

L'ensemble des lasers présents sur le marché sont classés en 7 niveaux, selon les normes de sécurité que leur utilisation impose (Classe 1, 1M, 2, 2M, 3R, 3B, 4). Les lasers dentaires sont des lasers de classe 4, ce sont des lasers de puissances supérieures à 0,5W.

III.5.6.2. Précautions à prendre :

Comme pour tout appareil médical, des normes de sécurité doivent être respectées pour garantir la protection du patient et du personnel soignant. En premier lieu, le laser doit posséder un marquage CE indiquant le respect des normes imposées par la communauté européenne. Certaines précautions devront donc être respectées car leur utilisation présente un danger, notamment pour les yeux et la peau.

Les risques d'accident peuvent aussi bien provenir du rayon direct que du rayon réfléchi. Ainsi, le port de lunettes est obligatoire pour l'ensemble des personnes présentes dans la pièce (soignant, assistante, patient). Celles-ci doivent être filtrantes (agrées CE) et adaptées à la longueur d'onde et à la puissance délivrées par le laser. Une protection de la zone opératoire, notamment contre le risque d'incendie, doit aussi être mise en place. Enfin, il est recommandé de consacrer une pièce à l'emploi du laser. Celle-ci doit porter le sigle international des lasers et être munie de fenêtres opaques ou diffusantes. L'utilisation d'une aspiration, afin d'éliminer les fumées induites par l'emploi du laser, est aussi conseillée. Il est même recommandé que son déclenchement soit relié à l'ouverture/fermeture de la porte de la salle de soin.

III.5.6.3. Formation

Afin de réaliser nos actes dans un contexte de sécurité maximale, l'opérateur doit connaître les risques liés au fonctionnement du laser utilisé. La formation continue est essentielle afin de maintenir nos connaissances à jour et de proposer à nos patients des actes sans risque et les plus efficaces possible.

III.5.7. Les lasers en odontologie conservatrice

Comme vu précédemment, le choix du laser employé se fera en fonction des tissus cibles et de l'effet recherché. En odontologie conservatrice, les tissus cibles sont l'émail et la dentine. Ainsi, le choix du praticien s'orientera préférentiellement vers l'emploi d'un laser Er : YAG, Er, Cr : YSGG ou Er : YSGG, dont les longueurs d'ondes sont respectivement de 2940 nm, 2780nm et 2790nm.

Selon une étude menée par De Moor et al. en 2009, les lasers Er : YAG et Er, Cr : YSGG, seraient les plus efficaces et présenteraient, à condition de les paramétrer correctement, peu d'effets secondaires thermiques (114). De plus, certaines études ont conclu que les autres lasers seraient moins efficaces et créeraient plus de dommages collatéraux (115). C'est pourquoi notre travail a été restreint à l'étude de ces deux types de lasers.

III.5.7.1. Le Laser Er : YAG.

Le milieu actif du laser Er : YAG est un solide cristallin de grenat d'yttrium et d'aluminium, dopé avec des ions erbium Er^{3+} . Le pompage est obtenu par un flash lumineux très intense, correspondant à une bande d'absorption de l'ion Er^{3+} incorporé au cristal (116).

L'émission se fait dans l'infrarouge à une longueur d'onde de 2940 nm, selon un mode pulsé. Il est possible de faire varier l'énergie, la fréquence et la durée des impulsions. Généralement, elle est d'environ 150 μs et la fréquence peut aller de 4 à 50 Hz.

A cette longueur d'onde, l'absorption est deux fois plus élevée pour la dentine que pour l'émail. L'éviction dentinaire est donc plus efficace que l'éviction amélaire.

Sa longueur d'onde est fortement absorbée par l'eau. Il sera donc beaucoup plus efficace sur les tissus avec une forte composition en eau tels que les tissus cariés (117) (109). C'est ce qui lui permet d'avoir une action d'éviction sélective et d'épargner les tissus sains (118). Pour l'hydroxyapatite le pic d'absorption moyen se situe à 9600nm.

III.5.7.1.1 Mécanisme d'action (115)

L'utilisation de ce laser repose sur l'effet photomécanique entraîné par l'absorption du rayonnement. Le laser génère un spray air-eau, la surface du tissu cible est donc en permanence recouverte d'une couche d'eau. Celle-ci, ainsi que les tissus sous-jacents (la dentine et/ou l'émail) sur une couche très superficielle, vont absorber une partie de l'énergie apportée par le rayonnement incident. Cela va entraîner une augmentation de température et de pression, à la fois de l'eau et à l'intérieur des tissus cibles. L'eau va être vaporisée et les tissus vont être le lieu de micro explosions aboutissant à leur coupe franche. Un effet bactéricide est aussi observé sur les tissus cibles.

Cependant, l'effet photomécanique ne se produit qu'à partir d'une certaine fluence spécifique à chaque tissu. Elle est de 3,3 J/cm² pour l'émail et de 2,8 J/cm² pour la dentine.

Grâce à l'utilisation conjointe du spray, ce mécanisme reste quasiment athermique pour les tissus adjacents.

D'autre part, il a été démontré que la réfrigération par l'eau est très importante dans le processus d'ablation. Une irrigation ajustée à 2,0 ml/min, concomitante à l'irradiation des tissus dentaires par le laser Er : YAG, augmente l'efficacité de l'ablation et diminue les dommages thermiques (119).

Les auteurs ont montré que la profondeur des cavités obtenues augmente avec la durée des pulsations, mais que leur diamètre diminue. Ainsi, plus la durée de pulsation sera longue, plus la profondeur de la préparation sera importante et plus son diamètre sera étroit (120). Cependant, le volume éliminé reste le même.

Depuis l'introduction de la technologie VSP (Variable Square Pulse), il est possible de modifier la durée des impulsions. Une étude (121), a notamment comparé l'efficacité de l'éviction carieuse par le laser Er : YAG, en fonction de la durée des pulsations. Pour cela, trois groupes ont été créés, pour lesquels les modes de pulsations étaient différents :

- Groupe 1 : SSP, super short pulse, pulsations de 50 μ s
- Groupe 2 : MSP, medium short pulse, pulsations de 100 μ s
- Groupe 3 : SP, short pulse, pulsations de 300 μ s.

L'énergie utilisée était de 350 mJ pour l'émail et 250 mJ pour la dentine à une fréquence de 10 Hz.

Cette étude montre une différence statistiquement significative du « taux d'ablation clinique » entre l'emploi du mode SSP et celui du mode SP. Le « taux d'ablation clinique » correspond au temps total écoulé pour éliminer un mm³ de tissu. Il est mesuré en mm³/secondes. Les auteurs expliquent que le mode SSP est plus efficace car la chaleur n'a pas le temps de diffuser dans les tissus, la majorité de l'énergie est donc utilisée pour réaliser l'excavation.

III.5.7.1.2 Système de transmission (109)

Selon les fabricants le système de transmission est soit un bras articulé soit une fibre optique. Les fibres optiques ont l'avantage d'être plus maniables et plus ergonomiques, mais de l'énergie est perdue lors de la transmission (environ 60%) et elles sont plus fragiles. Lorsque le rayonnement laser est conduit par un bras articulé, la perte d'énergie sera nettement moindre. Cependant, contrairement à la fibre optique le bras articulé est plus encombrant, moins maniable mais plus solide.

Dans les deux cas, un contre-angle optique est monté au bout du système de transmission. Il permet de travailler de deux façons : soit à distance, soit en mode contact. Cependant, plus le contre angle s'éloigne de la cible, plus l'énergie délivrée diminue car le diamètre du spot augmente. Nous devons donc essayer de choisir le diamètre de spot le plus petit possible afin de concentrer l'énergie.

Ces contre angles comportent un système de refroidissement afin de limiter l'échauffement pulpaire et ils créent un faisceau lumineux visible pour guider le praticien dans son éviction. Nous pouvons ainsi réaliser un geste précis et peu invasif, en respectant les tissus adjacents et la pulpe.



Figure 30 : Différents contre-angles optiques de chez KaVo (70)

III.5.7.1.3 Protocole

III.5.7.1.3.1 Mode contact.

En mode contact, on utilise, la plupart du temps, des embouts à saphir qui transmettent le faisceau jusqu'à la zone de travail. En réalité, une distance de 0,1 à 0,3 mm, entre l'extrémité de l'instrument et le tissu cible, ne pourra être supprimée. L'eau du spray devra, en revanche, être effectivement en contact avec le tissu.

L'énergie du rayonnement devra être modulée selon le tissu ciblé : 400 à 800 mJ pour l'émail et de 150 à 350 mJ pour la dentine. Les caries des sillons seront traitées avec les mêmes paramètres que celles de l'émail.

Une thèse de recherche de la faculté de Genève, a montré que pour un même laser paramétré de façon fixe (250 mJ, 10 Hz) et pour un même temps d'exposition (30 s) mais avec des embouts et des surfaces dentinaires exposées variables, les cavités obtenues auront différentes formes et dimensions.

En effet, la profondeur des cavités obtenues se situe entre 0.4 mm et 1.8 mm. Cette étude permet de conclure que, quels que soient l'embout utilisé et la surface de dentine exposée, les paramètres choisis pour la réalisation de ce travail semblent être adéquats pour une application clinique correcte (122).

III.5.7.1.3.2 Mode à distance (115)

Avec le mode à distance, on éliminera les caries de l'émail avec une énergie de 600 mJ à 6 Hz, les caries dentinaires seront elles éliminées avec une puissance d'environ 300 mJ à 4 ou 6 Hz. Enfin, pour les caries du sillon on utilisera une énergie de 200 mJ à 4 Hz. Il ne faut pas oublier que plus on éloignera le contre-angle, plus on augmentera la surface du tissu cible et plus on perdra alors en efficacité.

III.5.7.1.4 Effet bactéricide

Le laser Er : YAG, en plus de réaliser sélectivement l'éviction carieuse des tissus durs cariés, possède un effet bactéricide. Celui-ci s'explique par une transformation de l'énergie du rayonnement incident en chaleur. Pour une stérilisation complète, une dose totale d'environ 100 J/cm² doit être appliquée. (123) De plus, il a été montré qu'une augmentation de la puissance du laser entraînerait une diminution de la croissance bactérienne (124).

III.5.7.1.5 Avantages :

Leur premier avantage est qu'ils bénéficient d'une bonne image dans la conscience collective, cela favorise donc leur utilisation et l'acceptation des soins par les patients.

Le laser Er : YAG paraît être un instrument de choix, son utilisation combinée à un contre-angle en mode contact et un embout saphir n'élimine que le tissu carié en préservant le tissu sain (118). En effet, celui-ci agissant préférentiellement sur les tissus riches en eau, le tissu carié sera enlevé en priorité par rapport aux tissus sains.

Les autres lasers ne possédant pas les mêmes longueurs d'onde n'ont pas l'action adéquate sur les tissus durs, ils nécessitent de fortes énergies et créent des effets iatrogènes tels que des fusions, des fissures ou des craquelures.

De plus, ils permettent la plupart du temps de réaliser des soins indolores, puisque, contrairement aux instruments rotatifs, il n'y a ni pression, ni vibration, ni bruit, et moins de dégagement de chaleur (112). L'acte est donc quasiment indolore pour le patient, dont le confort est considérablement amélioré, et peut être réalisé, la plupart du temps, sans anesthésie.

Leur utilisation dans le courant actuel de microdentisterie, qui exige une préservation maximale des structures dentaires saines, est totalement justifiée car ils permettent un travail de grande précision.

Ils permettaient de créer une surface idéale pour l'adhésion des restaurations en composite, qu'ils sont aussi capables de déposer, sans obligation de mordancer, du fait de l'absence de boue dentinaire.

Comme vu précédemment, certains auteurs lui attribuent aussi un effet bactéricide (103). Pour d'autres, le laser Er : YAG favoriserait la captation des ions fluorés et diminuerait la récurrence carieuse (125).

En dehors de ces avantages scientifiques, il permet de diversifier notre exercice, mais aussi de renvoyer l'image d'une activité moderne.

III.5.7.1.6 Inconvénients

Un de ses inconvénients serait le temps nécessaire à la réalisation des préparations qui semblerait plus important qu'avec les méthodes conventionnelles. En effet, selon certains auteurs, en plus d'être moins onéreuse la méthode rotative serait également plus rapide (123). L'importance du temps de préparation serait, de plus, majorée par une diminution de la visibilité, en rapport avec l'encombrement créé par le laser.

D'autre part, il n'est pas utilisable sur certaines cavités à accès difficile. Il serait donc intéressant de développer des embouts qui puissent irradier non seulement dans leur axe principal mais aussi perpendiculairement ou à 45° afin d'avoir la possibilité d'éliminer toutes les caries, quelle que soit leur localisation (122).

Leur action sur les restaurations métalliques est nulle voire même dangereuse.

Les inconvénients du laser ne sont pas uniquement d'ordre pratique mais aussi économique. En effet, son coût d'investissement varie entre 60 000 et 80 000 € et les pièces sont assez fragiles.

Un autre inconvénient reste leur utilisation, totalement nouvelle pour le praticien, elle nécessite un réel apprentissage, du fait du matériel mais aussi de la perte de sensation tactile.

Et pour finir un dernier inconvénient serait sa taille, malgré une mobilité assez aisée s'il est monté sur roulettes.

III.5.7.1.7 Indications (109)

Le laser Er : YAG est indiqué aussi bien pour traiter les tissus durs que les tissus mous. Ses indications sont fonction de la longueur d'onde émise et des tissus cibles.

Le laser Er : YAG émettant à une longueur d'onde de 2940 nm, il réagit préférentiellement avec les tissus riches en eau. Ce qui nous intéresse, dans le cadre de notre travail, est son action sur l'émail et la dentine. Il est particulièrement efficace pour l'éviction carieuse amélaire et dentinaire et la mise en forme des cavités d'exérèse.

Leurs avantages : utilisation sans contact, sans chaleur, souvent sans anesthésie, avec moins de bruits et de vibrations que les techniques rotatives, en font une indication de choix pour la prise en charge des patients angoissés voire phobiques, ainsi que des jeunes enfants.

Même si ce n'est pas le sujet de notre thèse, nous pouvons préciser son indication sur les tissus mous lors de gingivectomie, décapuchonnage des dents de sagesse ou bien encore lors des frénectomies. Ils peuvent aussi être utilisés pour le diagnostic carieux.

III.5.7.1.8 Contre-indications

Les contre-indications du laser Er : YAG sont peu nombreuses. Elles se limitent à la dépose des matériaux à base d'or, de céramique et de certains amalgames (126).

III.5.7.2. Le laser Er : YSGG (127)

Pour ce laser, le milieu actif est un cristal de grenat d'yttrium, de scandium et de gallium dopé à l'erbium. Le pompage est aussi obtenu par un flash lumineux très intense, correspondant à une bande d'absorption de l'ion Er^{3+} incorporé au cristal (126). Comme le laser Er : YAG, il émet dans l'infrarouge mais à une longueur d'onde de 2790 nm. En revanche, il est exclusivement transmis par fibre optique et son mode d'émission est un mode pulsé (127).

Il existe aussi le laser Er, Cr : YSGG, son milieu actif sera identique au Er : YSGG, mais nous retrouverons en plus des atomes de Cr, la longueur d'onde émise sera légèrement modifiée 2780nm.

III.5.7.2.1 Mécanisme d'action (127)

Le principe de base est le même que celui du laser Er : YAG. Cependant, il nécessite une énergie plus importante que le laser Er : YAG. L'ablation des tissus durs est possible entre 10 et 14 J/cm² (pour mémoire : 6-10 J/cm² pour Er : YAG)

L'interaction entre le rayonnement laser et le tissu cible est accompagnée d'un claquement caractéristique.

Au niveau dentinaire, les auteurs ont comparé le diamètre des cavités obtenues pour les mêmes paramètres avec les lasers Er : YAG et Er ; Cr : YSCG. Ils ont constaté que le diamètre de la cavité obtenue avec le laser Er : YAG apparaissait plus grande que celle obtenue avec le laser Er ; Cr : YSCG (123). Cependant, au niveau amélaire ils observent des cavités de diamètre identique (123) .

III.5.7.2.2 Protocole

Il est recommandé d'utiliser une fréquence de 20 Hz, une durée de pulsation de 140 µs, un embout de 400 µm de diamètre et de travailler à une distance d'environ 1.5 à 2 mm (128).

Cependant, le protocole varie selon les auteurs (128) (129).

Une étude utilisant le laser Er : YSGG a montré que le ratio de débit d'eau et d'air, mais aussi l'orientation du faisceau laser, influent sur la qualité de l'éviction amélaire et l'augmentation de température des tissus. Les surfaces amélaire obtenues sont en effet différentes selon le protocole utilisé (130).

III.5.7.2.3 Avantages

Les avantages sont les mêmes que ceux du laser Er : YAG : la réalisation d'actes indolores et confortables, l'absence de vibration et de bruit.

Un effet bactéricide est aussi rapportés (106)

III.5.7.2.4 Inconvénients

Leurs inconvénients sont proches de ceux du laser Er : YAG : leur coût reste élevé (environ 60 000 €) et la fragilité des pièces pose un réel problème. De plus, ils sont relativement encombrants.

III.5.7.2.5 Indications

Du fait de leur longueur d'onde assez proches, les lasers Er : YAG et Er : YSGG auront les mêmes indications.

III.5.7.2.6 Contre-indications

Le retrait des restaurations métalliques sera contre indiqué voir même dangereux à cause de l'effet miroir qui pourra entrainer une réflexion du rayonnement et donc provoquer des effets iatrogènes voire même blesser le praticien.

III.5.7.3. Etat de surface

III.5.7.3.1 Etat de surface amélaire

L'action des lasers Er : YAG et Er, Cr : YSGG sur l'émail entraîne une éviction aussi bien de la substance inter qu'intraprismatique (117) .

Une étude (103) montre que la micromorphologie de l'émail traité par ces lasers est quasiment identique à une surface traitée par acide. On obtient un émail dit pseudo-mordancé. Certains auteurs (103) pensent qu'un traitement à l'acide phosphorique est donc superflu (103). Au contraire, d'autres conseillent d'y associer l'action d'un mordantage à l'acide phosphorique à 37% (117)(131)(132).

Une autre étude (133) a comparé la régularité de la couche hybride formée, en fonction de l'énergie du rayonnement laser Er : YAG, à fréquence constante. Les résultats montrent l'obtention d'une couche hybride régulière avec une énergie de 250 mJ.

En revanche, à 300 mJ, celle-ci perd sa régularité et un émail amorphe, des zones de fusion ainsi que des microfissures sous-jacentes à la couche hybride sont observés. Cette quantité d'énergie (300 mJ) favoriserait donc un endommagement de la sous-surface qui pourrait même dépasser l'épaisseur de la couche hybride. Les auteurs ont ainsi conclu que la préparation laser pourrait influencer la structure de l'émail et par conséquent l'adhésion du composite.

Le laser Er : YAG pourrait aussi augmenter la résistance de l'émail aux attaques acides et ainsi jouer un rôle dans la prévention carieuse (134). Les résultats de cette étude (134) suggèrent que le traitement laser peut provoquer une décomposition thermique de la composante organique de l'émail. D'après les auteurs, la modification de la matrice organique pourrait jouer un rôle important dans l'inhibition de la dissolution de celui-ci, et donc empêcher sa déminéralisation (134).

Le ratio de débit d'eau et d'air mais aussi l'orientation du faisceau laser influenceraient l'éviction de l'émail et l'augmentation de température des tissus. En effet, les surfaces amélaire obtenues sont différentes selon le protocole utilisé (130).

III.5.7.3.2 Etat de surface dentinaire

L'état de surface de la dentine, après traitement au laser Er : YAG ou Er : YSGG présente des tubuli dentinaires ouverts, des irrégularités de relief et une absence de boue dentinaire. L'ensemble de ces critères serait favorable au collage (135) (136).

L'irrégularité de surface des cavités est due à une différence de sensibilité à l'éviction, entre la dentine intertubulaire et péri-tubulaire. Cette dernière étant plus calcifiée et moins riche en eau, l'action du laser sur celle-ci est moindre (121) (128) (120) (137).

Dans une étude menée par Ramos (138) en 2010, les résultats montrent que le laser Er : YAG dénaturerait les fibres de collagène. Ceballos avait avancé que ce phénomène pourrait empêcher l'adhésif de pénétrer (139).

Une étude (120) s'est penchée sur la recherche d'un lien entre la durée des pulses et l'état de surface dentinaire après utilisation du laser. L'augmentation ou la diminution de la durée des pulsations ne semblent pas initier de différence morphologique au niveau de la dentine préparée. Contrairement à l'étude menée par Ramos, il n'y avait aucune preuve de fusion et de recristallisation (120)..

III.5.7.4. Conséquences sur le collage

Plusieurs études (129)(133)(140) ont travaillé sur le collage après préparation laser. Une cavité préparée par un rayonnement laser présenterait à priori toutes les qualités nécessaires à un collage sans mordantage préalable.

L'adhésion semble aussi varier en fonction du type d'adhésif utilisé. Une étude menée par Hibst (123), a évalué la qualité de l'interface adhésive en fonction du protocole employé pour sa réalisation. Les résultats de ce travail avancent qu'un mordantage à l'acide orthophosphorique rincé, puis l'application d'adhésif, permet d'obtenir une couche hybride régulière et bien définie. Ceci est sans doute dû au fort potentiel de conditionnement des systèmes adhésifs avec mordantage total, en raison du faible pH de l'acide orthophosphorique. En revanche, le pH des systèmes adhésifs auto-mordantants est plus élevé. Ils peuvent ne pas être en mesure de déminéraliser et infiltrer les irrégularités de l'émail de la même manière. Dans ce cas, il pourrait donc y avoir une moins bonne diffusion de l'adhésif.

Une étude menée par Marotti (141) rajoute comme élément de comparaison le type de mordantage qui pourra être réalisé soit à l'acide orthophosphorique soit au laser soit grâce à la combinaison des 2. La deuxième irradiation permettant de conditionner la surface est réalisée avec une plus faible fluence. En effet, résultats montrent que les forces de liaison sont meilleures lorsqu'on utilise le laser pour préparer et conditionner la surface à une énergie de 80 mJ par impulsion par rapport à l'utilisation des méthodes conventionnelles.

Bien qu'aucun des paramètres n'aient pu éliminer complètement les microinfiltrations, le groupe exposé à un rayonnement de 1,0 W suivi de l'application d'acide phosphorique a montré la meilleure étanchéité marginale. La diminution des microinfiltrations laisse à penser que l'adhésion est meilleure.

Ces résultats viennent confirmer la nécessité d'un mordantage suite à l'utilisation du laser, comme le préconisait l'étude menée précédemment par Erguzu(142).

III.5.7.4.1 Collage dentinaire

Certains auteurs défendent l'intérêt de la préparation cavitaire ainsi que le conditionnement de la cavité au laser avant de réaliser un collage, alors que d'autres nient cette efficacité.

Plusieurs études ont montré que les surfaces dentinaires irradiées permettraient une meilleure adhésion et une diminution des microinfiltrations en comparaison aux surfaces préparées à l'aide de fraises diamantée. Ces conclusions ont de nouveau été montrées par une étude de 2013 (145)(138)(143)(144).

Une étude (138) rajoute comme élément de comparaison le type de mordantage qui pourra être réalisé soit à l'acide orthophosphorique, soit au laser, soit grâce à la combinaison des 2. La deuxième irradiation permettant de conditionner la surface est réalisée avec une plus faible fluence.

Les résultats montrent que les forces de liaison sont meilleures lorsqu'on utilise le laser pour préparer et conditionner la surface à une énergie de 80 mJ par impulsion par rapport à l'utilisation des méthodes conventionnelles.

Ces résultats (148) peuvent être expliqués par l'utilisation d'une faible énergie (80mJ) et du mode de pulsation SSP (50µs). L'utilisation d'une faible fluence permettrait d'obtenir une surface plus homogène avec moins de micro fissures et moins de rugosités (149) (135) (148) contrairement aux plus fortes énergies entraîneraient une couche de fibres de collagènes altérées qui seraient soit fusionnées soit liées (142)(146). Ces faibles espaces inter fibrillaires empêcheraient la pénétration de l'adhésif et diminueraient ainsi les forces de collage (142).

Les auteurs (148) pensent donc que ce conditionnement suite à la préparation laser pourrait éliminer voire réduire cette couche. Cette deuxième irradiation favoriserait ainsi l'adhésion.

A contrario, bien qu'une forte adhésion soit rapportée avec l'utilisation d'un système adhésif nécessitant un mordantage suivi d'un rinçage, ou même lors de l'utilisation d'un adhésif automordant, d'autres auteurs trouvent des forces de liaisons plus faibles que lors de l'utilisation de la fraise. Ces résultats décevants seraient liés à la présence de micro craquelures suite à l'action du laser (117)(139)(148)(149).

Cependant, certains auteurs supportent l'idée selon laquelle l'irradiation au laser n'exposerait pas le réseau de collagène et ne permettrait pas une hybridation correcte. La diminution du collage ne serait pas due à l'état de surface mais plutôt à l'absence de déminéralisation qui ne permettrait pas la formation d'une couche hybride.

En effet, l'utilisation d'un mordant permettrait alors une déminéralisation de la dentine inter tubulaire et péri-tubulaire, érodant les irrégularités de surface et ouvrant les tubuli. Ce qui permettrait à l'adhésif de pénétrer entre les fibres de collagène et donc de créer une couche hybride adéquate permettant une bonne adhésion. (147)(117) (131)

Selon Rocca, il serait nécessaire de combiner la préparation à l'action d'acide orthophosphorique à 37% car son application sur l'émail et la dentine permettrait une diminution des microinfiltrations des cavités de classe V de 70%. (153). Une étude, menée par Sirin Karaarslan, avait conclu que si le laser était choisi pour réaliser l'éviction carieuse, il serait préférable de s'orienter vers un système adhésif comprenant un mordantage à l'acide phosphorique plutôt que d'utiliser un système automordant. (44)

Une autre étude (145) a évalué les microinfiltrations selon la technique de préparation et de restauration utilisée. Les résultats montrent que lorsque la dent est restaurée avec un composite monté en une seule couche, on observera une meilleure étanchéité marginale au niveau des cavités préparées à l'aide d'Er, Cr : YSGG, par rapport à celle réalisée à l'aide de fraises.

En outre, il n'est retrouvé pas de différence d'étanchéité entre les restaurations composites montées en une ou plusieurs couches lorsque la cavité a été préparée à l'aide du laser.

Les auteurs expliquent que ces différences proviendraient peut être du fait que le laser augmenterait la surface de collage finale par rapport aux méthodes classiques de préparation.

L'ensemble de ces résultats est pourtant remis en question par Ramos (138) qui conclut que l'utilisation du laser Er: YAG pour l'ablation de la dentine humaine ne modifie pas les principaux paramètres d'adhésion lorsqu'on les compare à ceux obtenus par des méthodes conventionnelles et cela quel que soit le système d'adhésif utilisé (auto mordançant ou nécessitant une étape de mordantage et rinçage) .

D'autres études sont donc encore nécessaires pour connaître précisément les capacités d'adhésion des surfaces dentinaires irradiées, même si de nombreuses études démontrent une meilleure adhésion et une diminution des microinfiltrations avec cette technique. Ces futures études nous permettront de savoir quels sont les nouveaux protocoles à mettre en place pour préparer la surface dentinaire et quelles propriétés devront avoir les nouveaux adhésifs.

III.5.7.5. Comparaison avec les rotatifs

III.5.7.5.1 Potentiel d'ablation

Une étude (121) a d'ailleurs démontré qu'une excavation avec un laser Er : YAG est plus efficace que celle effectuée avec une technique rotative. Cette étude a comparé l'élimination de l'émail et de la dentine. Les résultats nous montrent que le laser Er: YAG permettrait de retirer 3,3 fois plus d'émail qu'une turbine dans un même laps de temps, et de 8 à 18 fois plus de dentine que lors de l'utilisation d'une fraise en acier montée sur contre angle.

III.5.7.5.2 Augmentation de la température

Une étude (150) publiée par Mollica en 2009 a comparé les lasers Er : YAG et Er : YSGG aux méthodes rotatives classiques. Les auteurs ont observé que les lasers génèrent moins de chaleur au niveau des surfaces de préparation que lors de l'utilisation des rotatifs.

Cependant ils décrivent une élévation de température plus importante au niveau pulpaire. Mais étant donné que l'élévation de température ne dépassait pas les 5,5°C, leur utilisation est considérée comme étant sans risque pour le tissu pulpaire. Ce seuil de température pulpaire a été cité dans une étude de 1965. Ses résultats aboutissaient à la conclusion selon laquelle aucun dommage pulpaire n'apparaît en dessous de 6° (151).

En 2008, une étude (152) a comparé l'augmentation de température obtenue lors de l'utilisation d'une turbine, d'un laser ER : YAG et d'un système ultrasonique. Celle-ci a révélé qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre l'utilisation de la turbine et celle du laser. Cependant, une élévation de température plus importante est observée avec le système ultrasonique. Mais, le seuil des 5,5°C n'a été atteint par aucune de ces techniques.

Enfin, une étude plus ancienne avait montré que le laser Er : YAG entraînait le dégagement thermique le plus faible (123).

III.5.7.5.3 Comparaison ER/YAG ER/YSSG TURBINE chez les enfants

Deux études ont comparé l'utilisation du laser Er, Cr : YSGG, du laser Er : YAG et de la turbine lors de soins réalisés chez les enfants (143)(153).

Dans ces deux études, concernant l'appréciation de la douleur, aucune différence significative n'a été retrouvée entre ces deux lasers. En revanche, il est rapporté que l'appréciation de la douleur est nettement meilleure lors de l'utilisation des lasers par rapport à celle des rotatifs.

La première étude utilisant un laser Er: YAG avait mis en évidence des réactions positives des enfants et avait montré que les enfants préféraient le laser par rapport à la turbine. Les critères les plus souvent évoqués sont la diminution du bruit, des vibrations et aussi de la sensibilité.

C'est la même chose pour le laser Erbium : YSSG (85 % de bonnes ou très bonnes évaluations).

L'appréciation des soins au laser semble donc être directement liée à la perception de la douleur, car leurs temps de traitement ont été plus longs (153).

III.5.8.Nouveautés

Le modèle lightWalker a été introduit en 2011 par Fotona. Il a été le premier fabricant à introduire deux longueurs d'onde laser complémentaires (Er: YAG et Nd: YAG).

Sa double longueur d'onde permet d'élargir au maximum les indications. Nous voyons depuis quelques années seulement se développer des lasers émettant deux longueurs d'ondes. Cela est une réelle avancée technologique car ils permettent d'agrandir énormément notre panel thérapeutique. Cela permettra peut-être de démocratiser le laser qui était auparavant ralenti par le prix prohibitif pour une seule application.

Conclusion :

L'objectif de ce travail est de faire le point et de décrire les différentes méthodes existantes afin de réaliser une éviction carieuse.

Nous avons vu que de nombreuses possibilités sont à notre disposition mais aucune réelle révolution n'est apparue sur le marché ces dix dernières années, il s'agit plutôt de mises à jour importantes.

Les rotatifs gardent encore une place primordiale, dans notre pratique quotidienne. Les autres méthodes se voient plutôt attribuer un rôle complémentaire. Cependant, leur emploi est indispensable si nous voulons parfaire nos actes, et intégrer notre pratique dans un courant de microdentisterie plus conservatrice et moins invasive.

Malheureusement, ces techniques alternatives sont mal connues et sont chronophages, souvent coûteuses en terme de mise en place, de formation mais aussi de rentabilité.

Nous avons voulu, par ce travail, mettre en avant les avantages, inconvénients et critères de choix permettant à chaque praticien de comprendre l'intérêt et l'enjeu de l'emploi de ces nouvelles méthodes. Car, même si l'éviction rotative reste notre partenaire quotidien, ces techniques alternatives pourront parfois s'y substituer ou bien s'y associer.

C. Fauriol
le 24/03/14

P2 D - Duffaut
25/2/2014

BIBLIOGRAPHIE :

1. MINISTÈRE DU TRAVAIL, DE L'EMPLOI ET DE LA SANTÉ
MINISTÈRE DES SOLIDARITÉS ET DE LA COHÉSION SOCIALE
[Internet] Disponible sur: http://www.sante.gouv.fr/fichiers/bo/2011/11-10/ste_20110010_0100_0039.pdf
2. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. juin 2008;24(6):786-798.
3. Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil*. oct 2004;31(10):1023-1028.
4. Hsu K-W, Marshall SJ, Pinzon LM, Watanabe L, Saiz E, Marshall GW. SEM evaluation of resin-carious dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. juill 2008;24(7):880-887.
5. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res*. juill 1999;78(7):1298-1303.
6. Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Oper Dent*. févr 2000;25(1):2-10.
7. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. févr 2005;84(2):118-132.
8. Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent*. févr 2005;30(1):90-98.
9. Nakajima M, Hosaka K, Yamauti M, Foxton RM, Tagami J. Bonding durability of a self-etching primer system to normal and caries-affected dentin under hydrostatic pulpal pressure in vitro. *Am J Dent*. juin 2006;19(3):147-150.
10. Banerjee A, Watson TF, Kidd EA. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *Br Dent J*. 13 mai 2000;188(9):476-482.

11. Lasfargues J-J, Colon P. Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1 : une approche médicale globale [Internet]. Disponible sur: <http://www.information-dentaire.fr/0115-741-Odontologie-conservatrice-et-restauratrice-Tome-1-une-approche-medecale-globale.html>
12. <http://www.dental-elite.fr/restauration-62/excavateurs-asa-2002.html> [Internet]. Disponible sur: (<http://www.dental-elite.fr/restauration-62/excavateurs-asa-2002.html>)
13. Mount GJ, Hume WR, Tenenbaum H. Préservation et restauration de la structure dentaire. De Boeck Université; 2002. 280 p.
14. Nouveau paradigme pour la préparation de la couronne : les fraises carbure Great White Ultra (GWU) | Dental Tribune International [Internet]. [iNTERNET]. Disponible sur:http://www.dental-tribune.com/articles/specialities/general_dentistry/4060_nouveau_paradigme_pour_la_preparation_de_la_couronne__les_fraises_carbure_great_white_ultra_gwu.html
15. Perrier M. L'actualité dentaire. Rev Mens Suisse Odontostomatol. mai 2007;117.
16. SS WHITE [Internet] Disponible sur: <http://www.sswhiteburs.com/products/smartburs-ii>
17. Dammaschke T, Rodenberg TN, Schäfer E, Ott KHR. Efficiency of the polymer bur SmartPrep compared with conventional tungsten carbide bud bur in dentin caries excavation. Oper Dent. avr 2006;31(2):256-260.
18. Dammaschke T, Vesnic A, Schafer E. In vitro comparison of ceramic burs and conventional tungsten carbide bud burs in dentin caries excavation. Quintessence Int Berl Ger 1985. juin 2008;39(6):495-499.
19. Neves A de A, Coutinho E, De Munck J, Van Meerbeek B. Caries-removal effectiveness and minimal-invasiveness potential of caries-excavation techniques: a micro-CT investigation. J Dent. févr 2011;39(2):154-162.
20. Dominique Estrade. Quizz: Les fraises céramiques. 2011;93(6).
21. Silva NRFA, Carvalho RM, Pegoraro LF, Tay FR, Thompson VP. Evaluation of a self-limiting concept in dentinal caries removal. J Dent Res. mars 2006;85(3):282-286.
22. Prabhakar A, Kiran NK. Clinical evaluation of polyamide polymer burs for selective carious dentin removal. J Contemp Dent Pract. 2009;10(4):26-34.
23. KOMET DENTAL [Internet] Disponible sur: <http://www.kometdental.de/Coffrets.6309.0.html?&L=3>

24. Chiodera G, Cerutti F, Cerutti A, Putignano A, Mangani F. Prophylometric and SEM analyses of four different finishing methods. *Oral Implantol.* déc 2012;5(4):77.
25. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* avr 2008;24(4):492-501.
26. Yiu CKY, Hiraishi N, King NM, Tay FR. Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* juin 2008;10(3):173-182.
27. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juill 2008;24(7):978-985.
28. Sirin Karaarslan E, Yildiz E, Cebe MA, Yegin Z, Ozturk B. Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *J Dent.* oct 2012;40(10):793-801.
29. DELBOS Y, NANCY J. Carisolv® ou la dissolution chimique de la carie à la portée de tous enfin opérationnelle. *Rev D'Odonto-Stomatol.* déc 2005;293-300.
30. BEELEY J.A, YIP H.K, STEVENSON AG. Chemochemical caries removal: a review. *Br Dent J.* 22 avr 2000;188(8):427-430.
31. Jacques LASFARGUES. Concepts cliniques en Odontologie Restauratrice. *SNPMD.* nov 2001;175.
32. Wennerberg A, Sawase T, Kultje C. The influence of Carisolv™ on enamel and dentine surface topography. *Eur J Oral Sci.* 1 août 1999;107(4):297-306.
33. Pai VS, Nadig RR, Jagadeesh T, Usha G, Karthik J, Sridhara K. Chemical analysis of dentin surfaces after Carisolv treatment. *J Conserv Dent JCD.* 2009;12(3):118-122.
34. 2003-1.pdf [Internet]. Disponible sur: <http://www.fmd.ulaval.ca/ckfinder/userfiles/files/2003-1.pdf>
35. Snejana Ts., Georgi T. Changements morphologiques du tissu dentaire dur préparé par laser Er:YAG. *Laser.* 2013;3(1):12-16.
36. Rafique S, Fiske J, Banerjee A. Clinical trial of an air-abrasion/chemomechanical operative procedure for the restorative treatment of dental patients. *Caries Res.* oct 2003;37(5):360-364.

37. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Jayawardena JA, Matsumoto K. Dentinal composition and Knoop hardness measurements of cavity floor following carious dentin removal with Carisolv. *Oper Dent.* août 2003;28(4):346-351.
38. Banerjee A, Kellow S, Mannocci F, Cook RJ, Watson TF. An in vitro evaluation of microtensile bond strengths of two adhesive bonding agents to residual dentine after caries removal using three excavation techniques. *J Dent.* juin 2010;38(6):480-489.
39. Banerjee A, Kellow S, Mannocci F, Cook RJ, Watson TF. An in vitro evaluation of microtensile bond strengths of two adhesive bonding agents to residual dentine after caries removal using three excavation techniques. *J Dent.* juin 2010;38(6):480-489.
40. Sirin Karaarslan E, Yildiz E, Cebe MA, Yegin Z, Ozturk B. Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *J Dent.* oct 2012;40(10):793-801.
41. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juin 2008;24(6):786-798.
42. Vartika Kathuria, ANKOLA ANIL V., HEBBAL MAMATA, Mocherla M. Carisolv- An Innovative Method of Caries Removal. *J Clin Diagn Res.* déc 2013;7(12):3111-3115.
43. Ahmed AAR, García-Godoy F, Kunzelmann K-H. Self-limiting caries therapy with proteolytic agents. *Am J Dent.* oct 2008;21(5):303-312.
45. Clementino-Luedemann TNR, Dabanoglu A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann K-H. Micro-computed tomographic evaluation of a new enzyme solution for caries removal in deciduous teeth. *Dent Mater J.* déc 2006;25(4):675-683.
46. Kappler O, Anich B, Stoeger H, Popowytch C, Randall R., Haerberlein I. Removal of infected dentin by an enzymatic caries removal system. Dublin, Ireland; 2006.
47. Reichardt CH, Brandenbush M, Willershausen B, Ernst C-P. Enzymatic Dentine Caries Removal System in Class-V Carious Lesions. Miami, Floride; 2009.
48. Anegundi R, Patil S, Shetty S, Tegginmani V. A comparative microbiological study to assess caries excavation by conventional rotary method and a chemo-mechanical method. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(4):388.
49. Bertassoni LE, Marshall GW. Papain-gel degrades intact nonmineralized type I collagen fibrils. *Scanning.* nov 2009;31(6):253-258.

50. Mollica FB, Torres CRG, Gonçalves SE de P, Mancini MNG. Dentine microhardness after different methods for detection and removal of carious dentine tissue. *J Appl Oral Sci.* août 2012;20(4):449-454.
51. Motta L, Martins M, Porta K, Bussadori S. Aesthetic restoration of deciduous anterior teeth after removal of carious tissue with Papacárie[®]. *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):117.
52. Kochhar GK, Srivastava N, Pandit IK, Gugnani N, Gupta M. An evaluation of different caries removal techniques in primary teeth: a comparative clinical study. *J Clin Pediatr Dent.* 2011;36(1):5-9.
53. Verma L, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Gupta M. Various methods of caries removal in children: A comparative clinical study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2007;25(2):93.
54. Piva E, Ogliari FA, Moraes RR de, Corá F, Henn S, Correr-Sobrinho L. Papain-based gel for biochemical caries removal: influence on microtensile bond strength to dentin. *Braz Oral Res.* déc 2008;22(4):364-370.
55. Tassery H, Victor J-L, Coudert G, Brouillet J-L, Koubi S. Dentisterie restauratrice a minima. *Médecine buccale.* EMC. 2008;1-13.
56. Lasfargues J-J, Decup F, Tison B. Intervention restauratrice minimale : minicavités et miniobturations. *Médecine buccale.* EMC. 2008;1-14.
58. Paolinelis G, Watson TF, Banerjee A. Microhardness as a predictor of sound and carious dentine removal using alumina air abrasion. *Caries Res.* 2006;40(4):292-295.
59. Hegde VS, Khatavkar RA. A new dimension to conservative dentistry: Air abrasion. *J Conserv Dent JCD.* janv 2010;13(1):4-8.
61. Sauro S, Watson TF, Thompson I, Toledano M, Nucci C, Banerjee A. Influence of air-abrasion executed with polyacrylic acid-Bioglass 45S5 on the bonding performance of a resin-modified glass ionomer cement: Resin-modified glass ionomer cement and PAA-Bioglass. *Eur J Oral Sci.* avr 2012;120(2):168-177.
62. Banerjee A, Watson TF, Kidd EA. Dentine caries: take it or leave it? *Dent Update.* août 2000;27(6):272-276.
63. Mount GJ, Graham. Minimal intervention dentistry: Cavity classification and preparation. *J Minim Interv Dent.* 2009;2(3).

64. Wilson J, Pigott GH, Schoen FJ, Hench LL. Toxicology and biocompatibility of bioglasses. *J Biomed Mater Res.* nov 1981;15(6):805-817.
65. Sauro S, Watson TF, Thompson I. Dentine desensitization induced by prophylactic and air-polishing procedures: an in vitro dentine permeability and confocal microscopy study. *J Dent.* mai 2010;38(5):411-422.
66. Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF. An *in vitro* investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the 'selective' removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci.* oct 2008;116(5):488-492.
67. Paolinelis G, Watson TF, Banerjee A. Microhardness as a predictor of sound and carious dentine removal using alumina air abrasion. *Caries Res.* 2006;40(4):292-295.
68. Banerjee A, Hajatdoost-Sani M, Farrell S, Thompson I. A clinical evaluation and comparison of bioactive glass and sodium bicarbonate air-polishing powders. *J Dent.* juin 2010;38(6):475-479.
69. Banerjee A, Uddin M, Paolinelis G, Watson TF. An investigation of the effect of powder reservoir volume on the consistency of alumina powder flow rates in dental air-abrasion devices. *J Dent.* mars 2008;36(3):224-227.
70. www.kavo.fr.
71. Brostek A. Early diagnosis and minimally invasive treatment of occlusal caries--a clinical approach. *Oral Health Prev Dent.* 2004;303-319.
72. Santos-Pinto L, Peruchi C, Marker VA, Cordeiro R. Effect of handpiece tip design on the cutting efficiency of an air abrasion system. *Am J Dent.* déc 2001;14(6):397-401.
73. Banerjee A, Pabari H, Paolinelis G, Thompson ID, Watson TF. An in vitro evaluation of selective demineralised enamel removal using bio-active glass air abrasion. *Clin Oral Investig.* déc 2011;15(6):895-900.
74. Neuhaus KW, Ciucchi P, Donnet M, Lussi A. Removal of enamel caries with an air abrasion powder. *Oper Dent.* oct 2010;35(5):538-546.
75. Gray GB, Carey GPD, Jagger DC. An In Vitro Investigation of a Comparison of Bond Strengths of Composite to Etched and Air-Abraded Human Enamel Surfaces. *J Prosthodont.* janv 2006;15(1):2-8.
76. Moslemi M, Erfanparast L, Fekrazad R, Tadayon N, Dadjo H, Shadkar MM, et al. The Effect of Er,Cr:YSGG Laser and Air Abrasion on Shear Bond Strength of a Fissure Sealant to Enamel. *J Am Dent Assoc.* 2 janv 2010;141(2):157-161.

77. Banerjee A, Thompson ID, Watson TF. Minimally invasive caries removal using bio-active glass air-abrasion. *J Dent.* janv 2011;39(1):2-7.
78. Arora A, Acharya S, Saraswathi Mv, Sharma P. A comparative evaluation of dentinal hypersensitivity and microleakage associated with composite restorations in cavities preconditioned with air abrasion - An ex vivo study. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(3):306.
79. Malmström HS, Chaves Y, Moss ME. Patient preference: conventional rotary handpieces or air abrasion for cavity preparation. *Oper Dent.* déc 2003;28(6):667-671.
80. Paolinelis G, Watson TF, Banerjee A. Microhardness as a predictor of sound and carious dentine removal using alumina air abrasion. *Caries Res.* 2006;40(4):292-295.
81. Zinner D. Recent ultrasonic dental studies, including periodontia, without the use of an abrasive. *J Dent Res.* 1955;34:748-749.
82. ACADEMIE EN LIGNE [Internet]. Disponible sur: <http://www.academie-en-ligne.fr/Ressources/7/SP20/AL7SP20TEPA0111-Notions%20fondamentales-Physique.pdf>
83. Gilles Gagnot. Les ultrasons en odontologie: Applications thérapeutiques. Wolters Kluwer France; 2008. 148 p.
84. Lasfargues J-J, Decup F. Préparations et restaurations adhésives a minima. Apport des techniques sono-abrasives. *Réal Clin.* 2012;23(3).
85. Blanc G. Les appareils à ultrasons et les soins dentaires. *Fil Dent.* mars 2008;(31).
86. Olivier Le Gac, Armand S, Boghanim P, Campan P, Gayrard L-P, Gineste L. Apports de la chirurgie piézoélectrique en implantologie. *TITANE.* juin 2008;5(2).
87. Soniflex KaVoc [Internet]. Disponible sur: <http://www.kavo.fr/Produits/Instrumentation/MICROdentisterie/Inserts-SONICflex/SONICflex-microinvasive/Caract%C3%A9ristiques.aspx>
88. <http://www.kavo.fr/Produits/Instrumentation/MICROdentisterie/Inserts-SONICflex/SONICflex-microinvasive.aspx>.
89. EX2 Tip - Acteon Products [Internet]. Disponible sur: <http://www.acteongroup-products.com/ex2-tip.html>
90. 405289V0_KF_BRO_SonicLine_02.pdf [Internet]. Disponible sur: http://www.kometdental.de/uploads/media/405289V0_KF_BRO_SonicLine_02.pdf
91. Tramba P. Sonic line, sono-dentisterie, sono-abrasion... Quoi de neuf Docteur ? *L'INFORMATION Dent.* 21 nov 2012;40.
92. <http://www.acteongroup-products.com/fr/Insert-EX2.html>.

93. GAGNOT G, Marie-Grace POBLETE. Du bon usage des ultrasons : la maîtrise des vibrations. *Rev D'Odonto-Stomatol.* mai 2004;33:85-95.
94. Lam A, Tramba P. Quizz: Sono-dentisterie, what else? *Inf Dent.* 12 oct 2011;93(34).
95. Weisrock G, Tassery H, Manton D, Terrer E, Levallois B, Couderc G, et al. Naturally aesthetic restorations and minimally invasive dentistry. *J Minim Interv Dent.* 2011;1-12.
96. Couderc G, Weisrock G, Terrer E, Ortet S, Charton C, Aubut V, et al. La sono-abrasion en odontologie restauratrice. *Inf Dent.* 21 sept 2011;(n° 31).
97. Tassery, Victor J-L, Coudert, G, Koubi S, Brouillet, J-L. Dentisterie restauratrice a minima. *Médecine buccale.* EMC. 2008;1-13.
98. Schmidlin PR, Wolleb K, Imfeld T, Gygax M, Lussi A. Influence of beveling and ultrasound application on marginal adaptation of box-only Class II (slot) resin composite restorations. *Oper Dent.* juin 2007;32(3):291-297.
99. Vanderlei AD, Borges ALS, Cavalcanti BN, Rode SM. Ultrasonic versus high-speed cavity preparation: analysis of increases in pulpal temperature and time to complete preparation. *J Prosthet Dent.* août 2008;100(2):107-109.
100. Vieira ASB, dos Santos MPA, Antunes LAA, Primo LG, Maia LC. Preparation time and sealing effect of cavities prepared by an ultrasonic device and a high-speed diamond rotary cutting system. *J Oral Sci.* sept 2007;49(3):207-211.
101. Structure de l'atome [Internet]. Disponible sur: http://www.larousse.fr/encyclopedia/images/Structure_de_latome/100297
102. <http://www.ac-nancy-metz.fr/enseigner/physique/chim/Jumber/ATOMISTIQUE/atomistique.htm>.
103. Rocca J-P. Les lasers en odontologie. Wolters Kluwer France; 2008. 116 p.
104. <http://www.laserical.com/Dental/index.php/fr/laserical-d/comprendre>.
105. BERREBI J. Les LASERS: « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation » Quoi, pour quoi, comment? *Laser Trib.* avr 2012;4(4):28-30.
106. Dental laser academy [Internet]. Disponible sur: http://www.dental-laser-academy.com/lire/article_details.php?rubid=36
107. Arce C, Araya C, Moor RD. Potassium-titanyl-phosphate (KTP) Laser and Dental Bleaching. Literature review. *J Oral Res.* 14 nov 2013;2(3):153-157.

108. TOLILA Y. Laser dentaire : déjà demain ! Comment et pourquoi faire entrer le laser dans nos cabinets ? Considérations économiques et pratiques. [Internet]. 2008. Disponible sur: <http://www.dentalespace.com/dentiste/formation/290-laser-dentaire-deja-demain-comment-pourquoi-faire-entrer-laser-dans-nos-cabinets-considerations-economiques-pratiques.htm>
109. Bertrand M-F, Rocca J-P. Laser Er:YAG et odontologie restauratrice. EMC - Stomatol. juin 2005;1(2):104-115.
110. Le principe du Laser [Internet]. Disponible sur: <http://dr-rey-gerard.chirurgiens-dentistes.fr/content/le-principe-du-laser>
111. Lodi G, Sardella A, Bez C, Demarosi F, Carrassi A. Systematic review of randomized trials for the treatment of oral leukoplakia. J Dent Educ. août 2002;66(8):896-902.
112. Dr BENSOUSSAN Joy, Dentiste à Cergy ~ Les Lasers [Internet]. Disponible sur: <http://www.dentiste-a-cergy.fr/les-lasers/>
113. BRUNETAUD J-M. Lasers et sécurité en milieu médical. [Internet]. Disponible sur: <http://www3.univ-lille2.fr/lasers/infogeneral/securite.html>
114. De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. J Adhes Dent. déc 2009;11(6):427-438.
115. Curti M, Rocca J-P, Bertrand M-F, Nammour S. Morpho-structural aspects of Er:YAG-prepared class V cavities. J Clin Laser Med Surg. avr 2004;22(2):119-123.
116. 28-53483.pdf [Internet]. Disponible sur: <https://www-em--premium-com.docadis.ups-tlse.fr/showarticlefile/189425/28-53483.pdf>
117. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. J Adhes Dent. févr 2008;10(1):25-33.
118. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. J Dent Res. juin 1998;77(6):1404-1414.
119. Colucci V, do Amaral FLB, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Effects of water flow on ablation rate and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation. Am J Dent. déc 2012;25(6):332-336.

120. Nishimoto Y, Otsuki M, Yamauti M, Eguchi T, Sato Y, Foxton RM, et al. Effect of pulse duration of Er: YAG laser on dentin ablation. *Dent Mater J.* mai 2008;27(3):433-439.
121. Baraba A, Miletic I, Krmek SJ, Perhavec T, Bozic Z, Anic I. Ablative potential of the erbium-doped yttrium aluminium garnet laser and conventional handpieces: a comparative study. *Photomed Laser Surg.* déc 2009;27(6):921-927.
122. Savatier LL. Evaluation au Micro-CT de la morphologie des cavités préparées avec différents embouts et pièces à main d'un laser Er:YAG [Internet]. University of Geneva; 2013. Disponible sur: <http://archive-ouverte.unige.ch/unige:28680>
123. Hibst R. Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. *J Oral Laser Appl.* 2002;2(4):203-212.
124. Leco-Berrocal MI, Martínez-González JM, Donado-Rodríguez M, López-Carriches C. Sterilizing effects of the Erbium:Yag laser upon dental structures: an in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* mars 2006;11(2):E158-161.
125. Rey G. Les lasers et la chirurgie dentaire : innovations et stratégies cliniques. [préface de Jean-Paul Rocca] [Internet]. Ed. Cdp; 2010. Disponible sur: [http://babordplus.univ-bordeaux.fr/notice.php?q=sujets_tous%3A\(%22Lasers%20en%20odontostomatologie%22\)&spec_expand=&start=1](http://babordplus.univ-bordeaux.fr/notice.php?q=sujets_tous%3A(%22Lasers%20en%20odontostomatologie%22)&spec_expand=&start=1)
126. Sebek. Lasérothérapie dans le cabinet dentaire. *Rev Mens Suisse Odontostomatol.* mars 2010;Vol 110.
127. Blouin, C, Clarke, P, Dufour, M, Gagné S. Le millenium [Internet]. Disponible sur: <http://www.fmd.ulaval.ca/ckfinder/userfiles/files/2003-12.pdf>
128. Baraba A, Perhavec T, Chieffi N, Ferrari M, Anić I, Miletić I. Ablative potential of four different pulses of Er:YAG lasers and low-speed hand piece. *Photomed Laser Surg.* juin 2012;30(6):301-307.
129. Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ. Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Aust Dent J.* juin 2008;53(2):172-175.
130. Olivi G, Angiero F, Benedicenti S, Iaria G, Signore A, Kaitsas V. Use of the erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on human enamel tissues. Influence of the air-water spray on the laser-tissue interaction: scanning electron microscope evaluations. *Lasers Med Sci.* nov 2010;25(6):793-797.

131. Ergucu Z, Celik EU, Turkun M. Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent.* févr 2007;55(1):27-32.
132. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juill 2001;17(4):340-346.
133. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. *Appl Surf Sci.* 15 oct 2006;252(24):8476-8481.
134. Liu Y, Hsu C-YS. Laser-induced compositional changes on enamel: a FT-Raman study. *J Dent.* mars 2007;35(3):226-230.
135. De Carvalho RCR, de Freitas PM, Otsuki M, de Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci.* avr 2008;23(2):117-124.
136. Jepsen S, Açıl Y, Peschel T, Kargas K, Eberhard J. Biochemical and morphological analysis of dentin following selective caries removal with a fluorescence-controlled Er:YAG laser. *Lasers Surg Med.* juill 2008;40(5):350-357.
137. Camerlingo C, Lepore M, Gaeta GM, Riccio R, Riccio C, De Rosa A, et al. Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent.* juill 2004;32(5):399-405.
138. Ramos ACB, Esteves-Oliveira M, Arana-Chavez VE, de Paula Eduardo C. Adhesives bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated dentin: transmission electron microscopy, scanning electron microscopy and tensile bond strength analyses. *Lasers Med Sci.* mars 2010;25(2):181-189.
139. Ceballos L, Toledano M. Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81:119-22.
140. Moretto SG, Azambuja N Jr, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Eduardo C de P, et al. Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech.* août 2011;74(8):720-726.
141. Marotti J, Geraldo-Martins VR, Bello-Silva MS, de Paula Eduardo C, Apel C, Gutknecht N. Influence of etching with erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-

garnet laser on microleakage of class V restoration. *Lasers Med Sci.* mai 2010;25(3):325-329.

142. Ergucu Z, Celik EU, Turkun M. Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent.* févr 2007;55(1):27-32.

143. Moldes VL, Capp CI, Navarro RS, Matos AB, Youssef MN, Cassoni A. In vitro microleakage of composite restorations prepared by Er:YAG/Er,Cr:YSGG lasers and conventional drills associated with two adhesive systems. *J Adhes Dent.* juin 2009;11(3):221-229.

144. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo C de P, et al. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg.* oct 2007;25(5):373-380.

145. Sarabia FS, Lago ADN, Botta SB, Azevedo CS de, Garone-Netto N, Matos AB. A comparative leakage study on Er,Cr: YSGG laser- and bur- prepared Class V cavities restored with a low-shrinkage composite using different filling techniques. *Braz J Oral Sci.* juin 2013;12(2):119-124.

146. Delmé KIM, De Moor RJG. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomed Laser Surg.* oct 2007;25(5):393-401.

148. Tachibana A, Marques MM, Soler JMP, Matos AB. Erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci.* oct 2008;23(4):435-441.

149. Bart Van Meerbeek, Kirsten Van Landuyt, Paul Lambrechts, Jan De Munck, Daniela Mattar. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 28(5):647-660.

150. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SMB, Teixeira SC, Nogueira L Jr. Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* juin 2008;16(3):209-213.

151. ZACH L, COHEN G. PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* avr 1965;19:515-530.

152. Kilinc E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, et al. Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg.* août 2009;27(4):565-570.
153. Lis J, Sixou JL. Appréciation par les enfants et adolescents du laser Erbium pour le traitement des caries. I. Laser Er: YSSG. *Info Dent.* juill 2008;90(27):1506-1509.
154. Decup F, Tison B, Lasfargues J-J. Intervention restauratrice minimale : minicavités et miniobturations. *EMC - Odontologie.* 2006;14(1).

Annexes :

POUDRE AIR-FLOW®		
THÉRAPIE ORIGINALE AIR-FLOW® → SUPRA-GINGIVAL	APPLICATIONS CLINIQUES	PIÈCES À MAIN AIR-FLOW®
 POUDRE AIR-FLOW® CLASSIC > Bicarbonate de sodium > Granulométrie moyenne: ~65 µm > Disponible en 6 parfums différents Flacon de 300 g	→ ÉLIMINATION DU BIOFILM ET DES COLORATIONS IMPORTANTES → PRÉPARATION DE LA SURFACE AVANT LES TRAITEMENTS DENTAIRES	 AIR-FLOW®
 POUDRE AIR-FLOW® CLASSIC COMFORT > Bicarbonate de sodium > Granulométrie moyenne: ~40 µm Flacon de 250 g	→ ÉLIMINATION DU BIOFILM ET DES COLORATIONS IMPORTANTES AVEC CONFORT OPTIMISÉ DU PATIENT → PRÉPARATION DE LA SURFACE AVANT LES TRAITEMENTS DENTAIRES	
 POUDRE AIR-FLOW® SOFT > À base de glycine > Granulométrie moyenne: ~65 µm Flacon de 200 g	→ ÉLIMINATION DU BIOFILM ET DES COLORATIONS MOYENNES/LÉGÈRES → POLISSAGE DES DENTS	
→ SOUS- ET SUPRA-GINGIVAL		
 POUDRE AIR-FLOW® PLUS > À base d'érythritol > Granulométrie moyenne: ~14 µm > Contient de la chlorhexidine (0,3 %) Flacon de 100 g	→ ÉLIMINATION DU BIOFILM ET DES COLORATIONS MOYENNES/LÉGÈRES AVEC CONFORT OPTIMISÉ DU PATIENT → POLISSAGE DES DENTS → ÉLIMINATION DU BIOFILM DANS LES POCHES ALLANT JUSQU'À 4 MM DE PROFONDEUR SUR LES DENTS NATURELLES ET IMPLANTS → ÉLIMINATION DU BIOFILM DANS LES POCHES PARODONTALES PROFONDES, DE 4 À 10 MM , SUR LES DENTS NATURELLES ET IMPLANTS	 AIR-FLOW® AIR-FLOW® PLUS
→ SOUS-GINGIVAL		
 POUDRE AIR-FLOW® PERIO > À base de glycine > Granulométrie moyenne: ~25 µm Flacon de 120 g	→ ÉLIMINATION DU BIOFILM DANS LES POCHES ALLANT JUSQU'À 4 MM DE PROFONDEUR SUR LES DENTS NATURELLES ET IMPLANTS → ÉLIMINATION DU BIOFILM DANS LES POCHES PARODONTALES PROFONDES, DE 4 À 10 MM , SUR LES DENTS NATURELLES ET IMPLANTS	PERIO-FLOW® AIR-FLOW® PERIO

Figure 31: Tableau exposant les différents types de particules commercialisés par EMS.

Comparatif des outils d'intervention restauratrice minimale [42-48]					
Type d'excavation	Procédure et contrôle des tissus excavés	Accès visuel	Avantages	Inconvénients	Intérêt pour les microcavités
Manuelle	Travail par contact Sélection par sensation tactile	Dégagement correct	Pas de vibration Faible coût Recul clinique +++	Long à réaliser Nécessité d'un accès large	Peu adapté
Chimio-mécanique	Travail par contact Sélection par dissolution chimique ciblée	Dégagement correct	Aide à l'ablation sélective de la carie Faible coût. Action antiseptique	Chronophage. Nécessité d'un accès large	Peu adapté
Rotative	Travail par contact Sélection tactile par vitesse de rotation et type de fraise	Dégagement moyen Amélioré par utilisation des microfraises long col	Rapidité et efficacité d'intervention Recul clinique +++	Aversion des patients à cause des vibrations. Anesthésie nécessaire	Bien adapté pour toutes les situations (attention en proximal)
Air abrasive	Travail par impact à distance Sélection par durée d'action et angle d'attaque	Dégagement correct Mais brouillard de particules pendant l'action	Absence de vibration Action préférentielle sur les tissus durs altérés	Efficacité moyenne Risque de surexcavation Faible action sur la dentine ramollie. Pollution	Bien adapté pour les lésions occlusales et les dyschromies
Sonoabrasive	Travail par contact Sélection tactile par durée d'action et type d'inserts	Dégagement correct	Accès à des zones difficiles Action ciblée grâce aux inserts à hémiface travaillante	Efficacité moyenne Faible recul clinique	Bien adapté surtout pour les lésions proximales
Photoablation	Travail par impact Sélection autocontrôlée	Dégagement correct	Ablation sélective de la dentine cariée	Coût excessif Long à réaliser	Peu adapté

Figure 32 : Tableau comparatifs des différentes méthodes d'éviction (154)

Tableau 3.
Contraintes des principaux systèmes d'excavation de la dentine infectée.

Contraintes liées aux techniques	Présence de boue dentinaire	Action antibactérienne	Nécessité de désinfecter	Usage du révélateur recommandé	Bruit et vibration	Nécessité de conditionner les tissus
Manuelle	++	non	oui	oui	+	oui
Carisolv®/racleurs	+	Oui – présence d'hypochlorite de sodium	non	non	+	non
Mécaniques	+++	non	oui	oui	+++	oui
Air-abrasion	+++	non	oui	non	++	oui
Ultrasonoabrasion	++	non	oui	oui	++	oui
Sonoabrasion	++	non	oui	oui	++	oui
Ozonothérapie	Création d'une escarre dentinaire stérile.	oui	non	non	non	?
Système Vector	++	non	oui	oui	++	oui
Lasers	+	oui	non	non	-	oui
Systèmes enzymatiques et médicamenteux	-	-	non	non	-	inconnu

Figure 33 : Contraintes des principaux systèmes d'excavations (97)

Avantages et inconvénients des techniques soniques, ultrasoniques et abrasives.

Systèmes	Avantages	Inconvénients
Système sonique	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Faible risque de créer des fissures amélaire. Insert angulé à 90° disponible. Autoclavable. Pièce à main fibrée.	Pièce à main spécifique. Peu efficace sur la dentine affectée.
Système ultrasonique	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Procédé plus rapide que le procédé sonique. Pièce à main pratique et commune avec celle du détartreur. Autoclavable	Risque de créer des fissures amélaire. Peu efficace sur la dentine affectée.
Système Vector	Préservation des faces proximales adjacentes. Préservation de la crête marginale. Autoclavable.	Pièce à main peu pratique. Digue obligatoire pendant la préparation. Peu efficace sur la dentine affectée. Coût élevé du système. Plus adapté pour la parodontologie.
Air-abrasion	Anesthésie souvent inutile, bien apprécié des patients. Préparation a minima facile, peu d'effets postopératoires. Complément des techniques de microabrasion. Traitement des surfaces dentinaires avant collage. Autoclavable.	Plus efficace sur les tissus sains, n'évite pas le conditionnement des tissus, digue nécessaire, peu d'influence sur l'étanchéité, non recommandé au stade 0. N'élimine pas la dentine infectée. Ne pas éliminer les anciennes obturations à l'amalgame (vapeurs de mercure)

Figure 34 : Avantages et inconvénients des techniques d'éviction soniques, ultrasoniques et l'air-abrasion. (154)

Type de laser	Er: YSGG			Er: YAG			Er : YAG et CO2
Longueur d'onde	2780nm			2940nm	2940nm	2940nm	2940nm et 10400nm
Constructeur	BIOLASE			KAVO	DEKA	FOTONA	OPUS
Modèle	Waterlase MD	Waterlase MDX	IPlus	Key3+	Smart 2940 Plus	LightWalker	Opus 20
Illustration							
Energie d'impulsion	300mJ	300mJ à 450mJ	600mJ	Jusqu'à 600nm	50 à 500mJ		
Fréquence d'impulsion	10 à 50 Hz	10 à 50Hz	5 à 100Hz	2 à 30Hz	10 à 30Hz		
Durée d'impulsion	60µs à 700µs	60µs à 700µs	6µs à 700µs		230µs 450µs 700µs		
Système de transmission	Stif	Fibre optique	Fibre optique				
Dimension				H95cm*L36cm*P66cm	H145*L23*P45cm		
Poids				70Kg	47Kg		

Figure 35 : Tableau comparatif des principaux lasers présents sur le marché.

TITRE : Les techniques d'éviction carieuses : mise au point en 2014.

RESUME EN FRANÇAIS

Les chirurgiens dentistes réalisent des soins d'éviction carieuses au quotidien, mais, dans la majorité des cabinets, seules les techniques conventionnelles sont utilisées. Nous avons donc voulu faire un point sur l'ensemble des techniques existantes. Après un rappel des généralités en odontologie restauratrice, nous nous sommes tout d'abord intéressés aux méthodes d'évictions conventionnelles avant de décrire les méthodes alternatives que sont les systèmes chémo-mécaniques, l'abrasion, la sono et l'ultra-sonoabrasion et enfin les lasers.

TITRE EN ANGLAIS : Caries removal techniques : Focus in 2014.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : CHIRURGIE DENTAIRE

MOTS-CLES :

EVICION CARIEUSE - TECHNIQUES CHEMO-MECHANQUES- AIR ABRASION-

SONOABRASION-ULTRASONOABRASION -LASER

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. :

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE
3, chemin du Maraîchers
31062 Toulouse CEDEX

DIRECTEUR DE THESE : Docteur FOURQUET LUCILE