

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2014

2014 TOU3 3019

THESE

POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Clémence DISCHER

Le Jeudi 22 mai 2014

Le laser en odontologie pédiatrique

Directeur de thèse : Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN

JURY

Président :	Professeur Isabelle BAILLEUL-FORESTIER
1 ^{er} assesseur :	Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN
2 ^{ème} assesseur :	Docteur Frédéric VAYSSE
3 ^{ème} assesseur :	Docteur Florent DESTRUHAUT



UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2014

2014 TOU3 3019

THESE

POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Clémence DISCHER

Le Jeudi 22 mai 2014

Le laser en odontologie pédiatrique

Directeur de thèse : Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN

JURY

Président :	Professeur Isabelle BAILLEUL-FORESTIER
1 ^{er} assesseur :	Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN
2 ^{ème} assesseur :	Docteur Frédéric VAYSSE
3 ^{ème} assesseur :	Docteur Florent DESTRUHAUT





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 GRIMOUD 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 NOIRRIT-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, Mme DUBOSC, 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 POGÉANT, 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 JONJOT, Mr NASR

Assistants : Mr CANIVET, Mme GARNIER, 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 15 avril 2014

A mes parents, j'espère avoir honoré votre soutien inconditionnel.

A mes sœurs, colocataires de choc avec qui j'ai partagé tant de moments de révisions. Je vous souhaite de terminer vos études tout en étant épanouies, avec Julien, Nine,

A Tany, mon modèle de force et de courage,

A mes grands-parents, pour leur douceur et leur bienveillance,

A ma grande famille.

Une pensée particulière à tous les Calix qui m'ont accueillie à Toulouse et permis de partager des moments uniques que ce soit dans un cadre familial ou professionnel. A mon parrain et ma marraine, qui m'ont accompagné sur ce parcours,

A mes amis (anciens) Lot et Garonnais. Nos chemins se séparent mais ces moments restent inoubliables. Un clin d'œil à la plus efficace des secrétaires médicales, à mon architecte de cœur et à ma binôme de concours.

A mes amies dentistes de « B-o à D-a » qui ont rendu ces études *extraordinaires* et à celles et ceux qui nous ont rejoints. Binôme le temps de préparer du plâtre ou d'année(s) en clinique, je n'ai pas besoin de vous citer !

A tous ceux et celles avec qui j'ai partagé de superbes moments sur Toulouse ou en voyage.

A l'équipe du cabinet Al dente. Vous m'avez fait confiance en me permettant de m'insérer dans la vie professionnelle dans les meilleures conditions possibles. Je vous en suis très reconnaissante.

Au Dr Javelot, qui m'a accueillie chaleureusement pour partager ces compétences de laséristes à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière.

A Philippe, mon convoitreur de choix avec qui j'espère faire un long chemin.

Merci

A notre président du jury,

Madame le Professeur Isabelle BAILLEUL-FORESTIER,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme de Doctorat de l'Université Paris-Diderot,
- Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire.

Nous vous remercions pour l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence de ce jury.

Nous avons apprécié votre implication en clinique à travers votre passion pour l'odontologie pédiatrique. Votre disponibilité, efficacité et professionnalisme nous ont permis d'acquérir des bases solides qui nous ont permis de soigner des enfants sans appréhension.

Veillez trouver dans ce travail l'assurance de notre très vive reconnaissance et de notre sincère admiration.

A notre cher directeur de thèse,

Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Ancienne Interne des Hôpitaux,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

Nous tenons à vous remercier très chaleureusement d'avoir accepté de diriger cette thèse. Vous avez su nous guider dans le choix du sujet et la rédaction du travail avec disponibilité et intérêt, nous vous en sommes très reconnaissants.

Si nous n'avons pas eu l'honneur de travailler fréquemment ensemble en clinique, vous restez néanmoins le premier praticien qu'il nous ait été donné d'observer à l'hôpital des enfants, et votre approche profondément humaine des patients nous aura inspiré dès le début de notre cursus.

C'est pour nous une grande fierté de clore ainsi nos études par cette collaboration et nous vous prions d'accepter ici l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Frédéric VAYSSE,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Chef de la sous-section de Pédodontie
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Diplôme d'Etudes Approfondies en Imagerie et Rayonnement en Médecine.

Vous avez spontanément accepté de faire partie du jury et nous vous remercions de cet honneur. Nous vous remercions également pour votre disponibilité et gentillesse en clinique.

Veillez trouver à travers ce travail l'assurance de notre profond respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Florent DESTRUHAUT,

- Assistant hospitalo-universitaire d’Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l’Ecole des Hautes Etudes en Sciences Sociales, mention « Anthropologie sociale et historique »,
- CES de Prothèse fixée,
- CES de Prothèse maxillo-faciale,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier.

Avec la même gentillesse et le même dévouement que ceux que vous nous avez témoignés durant nos études, vous avez accepté naturellement de faire partie de notre jury. Nous vous remercions très sincèrement pour l'intérêt porté à cette thèse. C'est un honneur de bénéficier de votre expertise, notamment par vos qualités d'omnipraticien.

Veillez trouver dans ce travail toute l'expression de notre gratitude.

Table des matières

Introduction	13
I. Les lasers.....	14
1.1 Généralités.....	14
1.1.1 Rappels historiques	14
1.1.2 Quelques notions physiques.....	14
1.1.3 Fonctionnement d'un laser	16
1.2 Le laser en odontologie.....	17
1.2.1 Historique	17
1.2.2 Caractéristiques du laser	18
1.2.2.1 Longueur d'onde.....	18
1.2.2.2 Mode d'émission	19
1.2.2.3 Mode de transmission	20
1.2.2.4 Paramétrages d'un tir laser.....	23
1.3 Les phénomènes biologiques.....	24
1.3.1 Types d'interactions	24
1.3.2 Différents effets avec la cible	25
1.3.2.1 Effet thermique.....	25
1.3.2.2 Effet photo ablatif.....	26
1.3.2.3 Effet photochimique	26
1.3.2.4 Effet mécanique.....	26
1.3.2.5 Effet de fluorescence	27
1.3.2.6 Effet Doppler.....	27
1.4 Les lasers les plus répandus en odontologie.....	28
1.4.1 Lasers absorbés majoritairement par l'hydroxyapatite et l'eau.....	28
1.4.1.1 Lasers erbium	28
1.4.1.2 Laser CO ₂	29
1.4.1 Lasers absorbés majoritairement par l'hémoglobine et la mélanine	30
1.4.1.1 Laser argon	30
1.4.1.2 Laser diode	30
1.4.1.3 Laser Nd : YAG	31
1.4.1.4 Laser Nd : YAP.....	31
1.4.1.5 Laser KTP	31
1.5 Présentation d'appareillages lasers	32
1.5.1 Laser diode.....	32
1.5.2 Laser Er : YAG.....	33
II. Utilisations des lasers	34
2.1 Odontologie conservatrice.....	34
2.1.1 Laser et dépistage des caries	34
2.1.1.1 Introduction	34
2.1.1.2 Description.....	35
2.1.1.3 Principe de fonctionnement : l'auto-fluorescence laser.....	35
2.1.1.4 Procédure d'examen.....	37
2.1.1.5 Fiabilité du DIAGNOdent®	37
2.1.1.6 Avantages	37
2.1.1.7 Inconvénients.....	37

2.1.1.8	Conclusion.....	38
2.1.1.9	Perspectives.....	38
2.1.2	Laser et vitalité pulpaire.....	39
2.1.2.1	Introduction.....	39
2.1.2.2	La fluxmétrie laser Doppler.....	39
2.1.2.3	Efficacité.....	41
2.1.2.4	Difficultés rencontrées.....	41
2.1.2.5	Avantages.....	42
2.1.2.6	Conclusion.....	42
2.1.3	Laser et éviction carieuse.....	43
2.1.3.1	Introduction.....	43
2.1.3.2	Choix du laser.....	43
2.1.3.3	Augmentation de la température pulpaire.....	44
2.1.3.4	Paramétrage du laser.....	47
2.1.3.5	Observations sur la réalisation du soin.....	49
2.1.3.6	Echelle microscopique.....	50
2.1.3.7	Durée du soin.....	51
2.1.3.8	Avantages et inconvénients.....	51
2.1.3.9	Perspectives.....	52
2.1.4	Laser et pulpotomies.....	53
2.1.4.1	Types de laser.....	53
2.1.4.2	Etudes histologiques.....	54
2.1.4.3	Comparaison avec les techniques conventionnelles.....	54
2.1.5	Laser et endodontie.....	55
2.1.6	Laser et restauration.....	55
2.1.6.1	Introduction.....	55
2.1.6.2	Qu'en est-il en odontologie pédiatrique ?.....	57
2.1.7	Laser et biomatériaux.....	59
2.2	Chirurgie buccale.....	61
2.2.1	Avantages du laser en chirurgie buccale.....	61
2.2.1.1	Amélioration de l'hémostase.....	61
2.2.1.2	Diminution des exigences de sutures.....	63
2.2.1.3	Réduction du temps opératoire.....	63
2.2.1.4	Amélioration de la cicatrisation.....	64
2.2.1.5	Effet décontaminant.....	66
2.2.1.6	Conclusion.....	67
2.2.2	Considérations techniques.....	67
2.2.2.1	Choix du laser.....	67
2.2.2.2	Réalisation de biopsie.....	68
2.2.3	Description de l'utilisation du laser en chirurgie buccale.....	68
2.2.3.1	Frénectomies.....	68
2.2.3.2	Gingivectomies.....	71
2.2.3.3	Ostéotomie.....	72
2.2.3.4	Exérèse de kyste mucocèle.....	73
2.2.3.5	Exérèse de fibrome.....	75
2.2.3.6	Kyste éruptif.....	75
2.2.3.7	Lésions herpétiques et aphtes.....	76
2.2.3.8	Parodontologie.....	77
2.3	L'effet analgésique des lasers.....	79
2.3.1	La douleur.....	79

2.3.1.1	L'action du laser sur le seuil de perception nociceptive.	79
2.3.1.2	L'action du laser sur le seuil de tolérance de la douleur.	81
2.3.2	Séquence opératoire pour une analgésie efficace	82
2.3.3	Qu'en est-il en odontologie pédiatrique ?.....	82
2.3.4	Conclusion	83
2.4	Laser et prévention	83
2.4.1	Amélioration de la résistance de l'émail au laser	83
2.4.2	Amélioration de la résistance de l'émail avec l'association gel fluoré et laser	84
2.4.3	Conclusion	86
2.5	Les mucites.....	86
2.5.1	Déroulement d'une mucite	86
2.5.1	Prise en charge des mucites	87
2.5.2	Mucites chez les enfants	88
2.5.3	Conclusion	89
III.	Utilisation du laser au quotidien en odontologie pédiatrique.....	90
3.1	Enquête auprès des praticiens	90
3.2	Sécurité.....	93
3.3	Mise en place de soins au laser	95
	Conclusion.....	96
	Annexe.....	97
	Questionnaire	97
	Bibliographie.....	100

Introduction

La lumière a toujours été une source d'intérêt pour les soignants. Dans l'Antiquité, les grecs et romains bâtissaient des solariums pour leur bien-être. Puis, au fil des siècles, la lumière a acquis sa place dans le domaine médicale : elle était un remède de choix pour certaines maladies, dont la tuberculose est un exemple.

En utilisant la lumière laser aujourd'hui nous nous inscrivons dans cette lignée. Alors que les lasers sont très utilisés en ophtalmologie et dermatologie, leur apparition en odontologie est récente et leur emploi moins répandu. Le laser se fait surtout connaître dans le domaine de l'implantologie et de la parodontologie, malgré son large spectre d'utilisation. Il nous a ainsi paru intéressant d'étudier ses bénéfices en odontologie pédiatrique.

Les lasers sont des outils complexes, par la diversité des lumières qu'ils émettent et par les paramétrages que leur utilisation nécessite. Nous allons donc commencer par expliquer comment ils fonctionnent, se différencient et interagissent avec les différents tissus de la bouche. Nous verrons quelles sont leurs possibilités d'utilisations actuelles en odontologie pédiatrique, leurs avantages et leurs inconvénients. Leurs effets biologiques seront abordés succinctement car le niveau de preuve est insuffisant. Enfin, nous étayerons notre synthèse par une enquête réalisée auprès de praticiens équipés de laser. Les résultats nous permettront d'analyser leur pratique du laser chez les enfants : quels soins réalisent-ils les plus fréquemment ? Quels bénéfices en tirent-ils ? Quelles difficultés rencontrent-ils ? Nous verrons que pour certains soins c'est un outil devenu indispensable. Pour finir nous parlerons de la mise en place des soins au laser en odontologie pédiatrique et de son introduction au jeune patient.

I. Les lasers

1.1 Généralités

1.1.1 Rappels historiques (35)(121)

Le premier laser est apparu en 1960 en Californie, créé par Théodore Maiman, physicien américain (fig.1). Pour ce faire, il utilisa les travaux d'Albert Einstein sur l'absorption et l'émission de la lumière (1917), ainsi que ceux d'Alfred Kastler (1954) sur le pompage optique.

C'est un laser utilisant comme milieu actif un cristal de rubis cylindrique d'un centimètre de diamètre qui est illuminé par un tube de lampe flash hélicoïdal.

Le grand public apprend très vite l'apparition de ce nouvel outil par une conférence de presse organisée par Maiman, le 7 juillet 1960. Ce procédé alors inhabituel

de la part d'un scientifique a un impact médiatique considérable. Il expose alors les applications du laser qu'il envisage : recherche moléculaire, télécommunication, communication spatiale, soudure, gravure, chirurgie, etc.

Alors que de nombreux journalistes évoquent essentiellement l'apparition du « rayon de la mort » (« death ray »), Maiman avait été visionnaire et le laser est aujourd'hui utilisé dans de nombreux domaines. Seulement dix années après son apparition le laser connaissait ses premières utilisations dans le domaine de la médecine en milieu hospitalo-universitaire. En 1980, des lasers plus puissants et toujours plus petits faisaient leurs preuves en chirurgie ophtalmique, ORL, et gynécologie.

Aujourd'hui, le laser est largement répandu dans notre quotidien et notre industrie où il offre tous les jours de nouvelles perspectives.

1.1.2 Quelques notions physiques (70)(121)

Le mot laser est un acronyme anglais, « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation », qui se traduit en français par : « amplification de la lumière par émission stimulée de rayonnements ».



Figure 1 :
Maiman Théodore (1927-2007) (60)

La lumière est l'ensemble des ondes électromagnétiques visibles par l'œil humain. Les longueurs d'onde sont comprises entre 380 nm (violet) et 780 nm (rouge) (fig.2). Cette onde électromagnétique transporte des photons. Ces photons sont l'unité de base d'un rayonnement lumineux : ce sont des particules sans masse qui transportent de l'énergie.

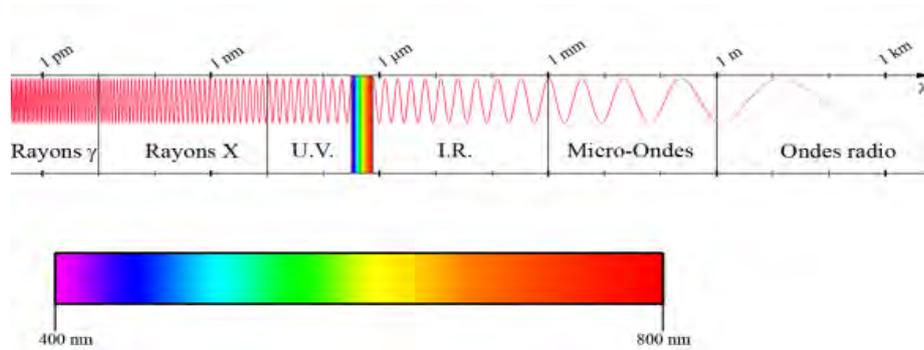


Figure 2 : Décomposition du rayonnement électromagnétique selon la fréquence (ou période) et la longueur d'onde associée (62)

La « lumière » créée par le laser n'existe pas à l'état naturel : la lumière ordinaire, d'une ampoule à incandescence par exemple, est une émission spontanée d'un photon par un électron excité. Les électrons des couches externes des atomes du laser retiennent un surplus d'énergie qu'ils émettent lorsqu'ils sont stimulés : un photon interagit avec un atome excité, l'électron réalise un saut sur l'état d'énergie inférieur et émet un photon. Nous obtenons alors 2 photons identiques, en phase et émis exactement dans la même direction, qui vont à leur tour interagir avec d'autres atomes excités, et ainsi de suite (fig.3). Ceci est permis par le principe physique de l'émission stimulée ou induite : un phénomène d'amplification a lieu. L'ensemble des photons constitue le rayonnement laser.

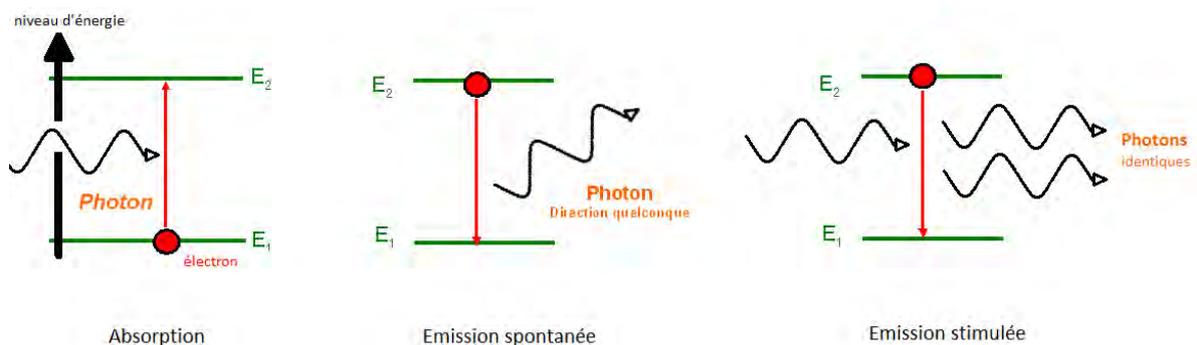


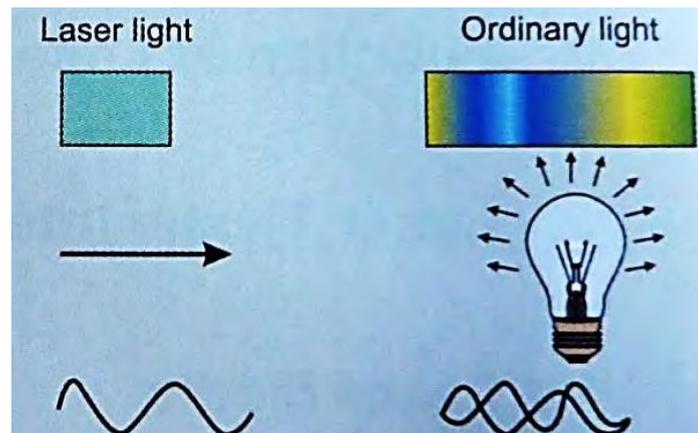
Figure 3 : Dans l'émission spontanée, le photon peut être émis dans n'importe quelle direction. Dans l'émission stimulée, deux photons ayant la même direction sont obtenus: le photon incident et le photon émis. (63)

Tous les photons obtenus sont dans le même état, la lumière obtenue est donc COHERENTE.

Les ondes sont en phase les unes avec les autres et ont la même longueur d'onde : c'est donc une lumière MONOCHROMATIQUE, contrairement à la lumière du soleil, qui est polychromatique.

La lumière laser est COLLIMATEE : ces rayonnements sont quasiment parallèles, le faisceau se dirige en ligne droite. (fig.4)

Figure 4 : Les principales différences entre la lumière ordinaire et celle du laser (70)



1.1.3 Fonctionnement d'un laser

Le laser est composé de 4 parties (fig.5) :

- Le milieu actif du laser : c'est l'ensemble des atomes que l'on va venir exciter. Selon le laser, il peut être solide, liquide ou gazeux. Il détermine la longueur d'onde du faisceau qui sera émis et donne la dénomination du laser.
- La source de pompage : c'est une énergie soit électrique, soit lumineuse, qui va exciter les atomes du milieu actif. Elle peut fonctionner en mode continu ou pulsé.
- Un miroir : il réinjecte la lumière dans le milieu actif du laser
- Un miroir semi réfléchissant : il laisse passer les photons en phase et dans les mêmes directions.

Une onde électromagnétique est alors créée, rassemblant des photons ayant la même fréquence. Celle-ci est liée à la longueur d'onde, distance entre 2 crêtes, qui définit son spectre. Nous pouvons donc obtenir un rayon laser lumineux (visible), ou des rayons lasers appartenant au domaine de l'infra-rouge.

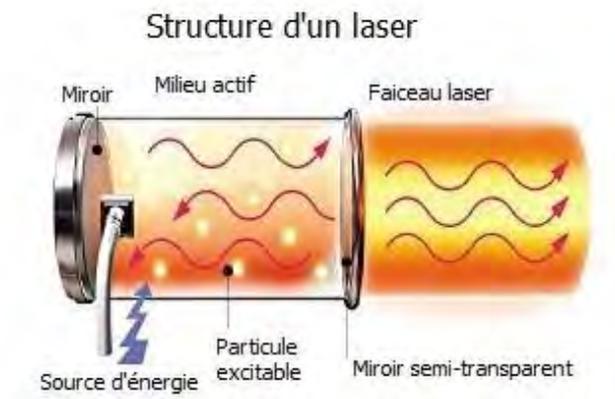


Figure 5 : Les photons, une fois produits grâce à la source d'énergie, sont réfléchis par les miroirs : ils peuvent traverser plusieurs fois le milieu actif et provoquer l'émission stimulée d'autres photons. (61)

1.2 Le laser en odontologie

1.2.1 Historique (99)(105)(138)

Le tout premier laser pouvant être utilisé pour les soins dentaires fut celui d'Ali Javan, William Bennett et Donald Herriott en décembre 1960, utilisant un mélange gazeux d'hélium et de néon. En 1964 apparaît le laser Nd : YAG et le CO₂ découverts respectivement par Geusic et Patel. Toujours la même année, Bridge découvrait le laser argon, qui était à l'époque encombrant et peu rentable.

Les études cliniques ont débuté en 1965, réalisées par Ralph H. Stern et Reidar F. Sognaes.

Bien que le premier laser de Maiman fût appliqué sur une dent extraite, le tout premier laser vendu pour un usage dentaire fait son apparition en 1989 : le Nd : YAG (105). Ce laser avait été conçu en 1987, mais deux années ont été nécessaires pour obtenir l'autorisation de la *Food and Drug Administration* (FDA) pour vendre ce dispositif médical à usage dentaire.

Par la suite d'autres lasers déjà utilisés dans la médecine sont adaptés à un usage dentaire dans les années 1990 : les lasers argon, CO₂ et diodes.

Les lasers erbium ont fait leur apparition pour une utilisation orale en 1995, après les études in vitro de Keller et Hibst en 1989. En 1997, la FDA approuve l'utilisation de l'Er : YAG pour l'élimination de la carie et la préparation de la cavité. (34)

Il a fallu très peu de temps pour que ce nouvel outil passe des mains des physiciens à celles des dentistes. Le laser offre une approche nouvelle des soins en odontologie en ouvrant de nouveaux horizons. Cette technique innovante a comme avantage entre autres d'être bien acceptée par les patients. La profession accueille donc le laser avec un réel enthousiasme.

1.2.2 Caractéristiques du laser

1.2.2.1 Longueur d'onde (118)

On peut définir simplement la longueur d'onde comme étant la plus courte distance séparant deux points de l'onde strictement identiques à un instant donné. (fig.6)

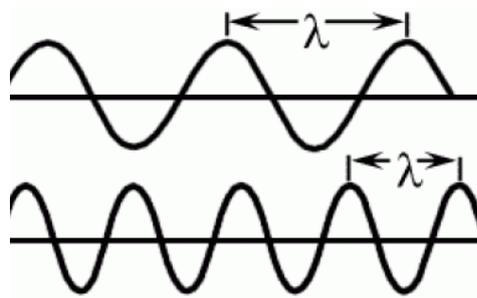


Figure 6 : La longueur d'onde (λ) se mesure en nanomètres. (65)

La longueur d'onde est définie par la composition du milieu actif du laser. Cette caractéristique, avec les propriétés optiques du tissu, définit l'utilisation du laser. En effet, selon la longueur d'onde, l'absorption du faisceau par le tissu ne sera pas la même : il en découle différentes possibilités de dissipation d'énergie dans les tissus cibles et donc des utilisations différentes. (fig.7)

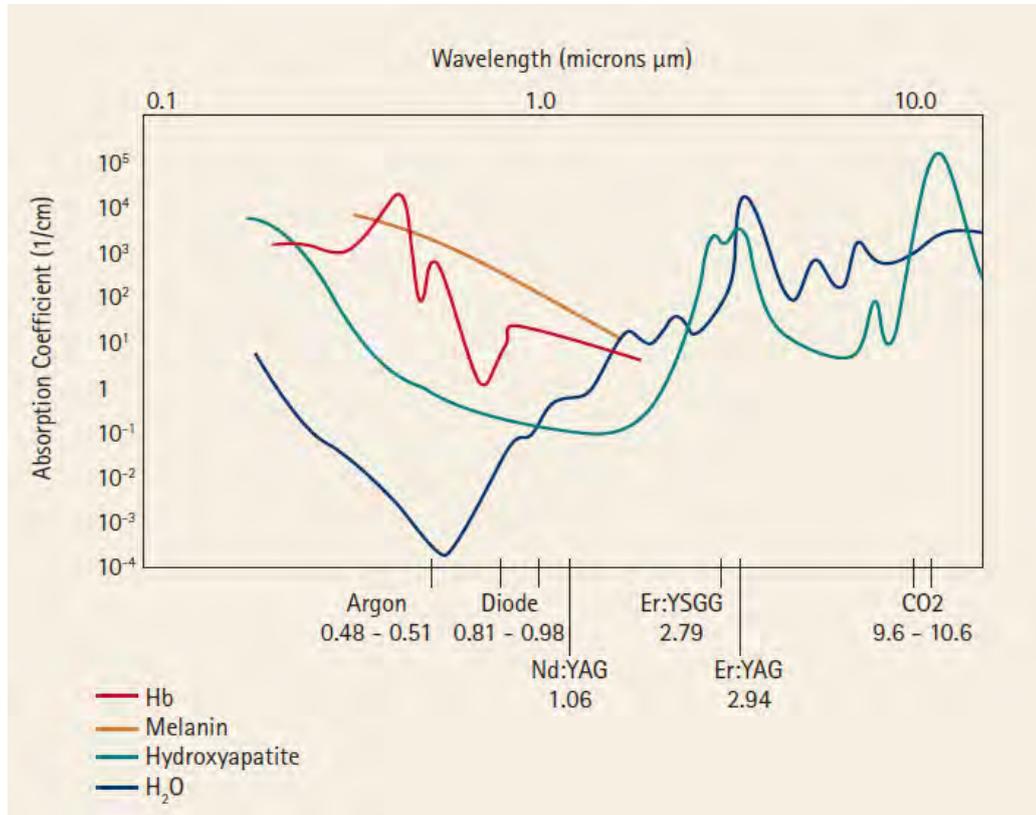
L'absorption de l'énergie lumineuse se fait par les chromophores. Ces molécules ont des propriétés d'absorption optique particulières : elles absorbent sélectivement des longueurs d'onde. La lumière laser possédant une longueur d'onde unique, elle ne sera absorbée que par certains chromophores. En captant de manière sélective le rayon laser, le chromophore est la source de réactions localisées. En revanche, les tissus biologiques environnant sans chromophores subissent peu de changements.

Ainsi, nous distinguons schématiquement deux types de longueur d'onde :

- ✓ Les courtes longueurs d'onde (805 à 1 064 nm) sont essentiellement absorbées par la mélanine et l'hémoglobine, composantes des tissus mous.
- ✓ Les grandes longueurs d'onde (2 940 nm à 10 600 nm) des lasers erbium et CO₂ sont surtout absorbées par l'eau et l'hydroxyapatite, composants des tissus durs. Mais l'eau étant une composante très importante des tissus mous, ces lasers seront aussi utilisés dans les tissus mous.

Le laser ayant le coefficient le plus élevé d'absorption pour l'élément du tissu cible est donc recherché.

Figure 7 : L'absorption par les chromophores de l'énergie du faisceau dépend de sa longueur d'onde (106)



1.2.2.2 Mode d'émission (25)(35)(99)(120)

Il existe différents modes d'émission : le mode continu ou le mode impulsionnel. (fig.8)

L'émission *continue* est caractérisée par une puissance du faisceau maintenue pendant toute la durée où l'opérateur réalise son activation.

Pour diminuer les risques thermiques, ces lasers peuvent être équipés d'obturateurs mécaniques afin de réaliser un rayon pulsé : c'est le *mode impulsionnel relaxé* ou *gated-pulse mode*. Ces obturateurs sont ouverts et fermés sur le trajet du faisceau avant son émission. Les impulsions peuvent être de l'ordre de la microseconde ou milliseconde.

L'émission en *mode impulsionnel déclenché*, ou « *Q-switching* », « *Super Pulse* » ou « *Ultra Pulse* » permet d'obtenir des pulsations d'énergie plus élevée. Le milieu actif du laser, grâce à un permutateur optique, subit une inversion de population maximale. La puissance de crête (puissance instantanée) obtenue est beaucoup plus élevée qu'en mode impulsionnel relaxé, mais est suivie par une période consécutive où le faisceau laser est inexistant. Les impulsions sont de l'ordre de la nanoseconde ou micro seconde (super pulse).

Dans le mode impulsionnel, la puissance du faisceau varie à chaque instant, et les intervalles entre deux impulsions sont appelés « temps de relaxation thermique ». En effet, le tissu n'a pas de dépôt de chaleur pendant ce laps de temps.

Des outils ont été développés afin d'obtenir des pulsations très courtes (de l'ordre de la nano, pico, ou femto seconde). Cela permet de diminuer, voire d'éliminer les dommages thermiques, en permettant au tissu d'évacuer la chaleur.

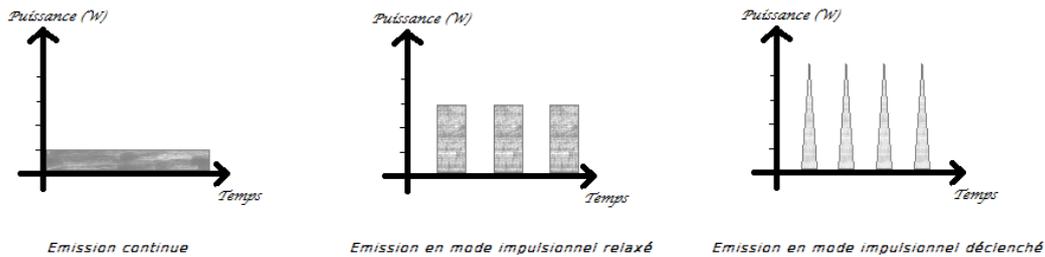


Figure 8 : Schématisation des différents modes d'émission laser et de la répartition de la puissance dans le temps

1.2.2.3 Mode de transmission (84)(99)(106)(118)

Nous allons voir les éléments qui influent sur les propriétés du faisceau avant d'atteindre sa cible.

○ Le type de transmission

Il existe actuellement différents types d'équipements pour amener le rayon du lieu de production jusqu'au site d'utilisation.

Les **bras articulés à miroirs** (fig.9) sont constitués d'une succession de miroirs qui réfléchissent le faisceau qui sort par une pièce à main. Le faisceau n'est pas modifié à sa sortie, il conserve l'ensemble de ses qualités optiques. Les miroirs internes du bras articulé peuvent s'assombrir ou se désaligner si nous en faisons une mauvaise utilisation. Il s'agit, en outre, d'un système encombrant.

Les **guides d'onde creux ou fibres creuses flexibles** sont des systèmes moins volumineux. Ce sont des fibres ayant une surface interne réfléchissante : les photons regagnent l'axe central du tube après l'avoir heurté. La cohérence du faisceau est cependant modifiée : il passera donc à travers une lentille de focalisation à sa sortie. Les guides creux



Figure 9 : Bras articulé sur laser CO₂ (64)

sont plus souples mais moins efficaces pour transmettre le rayonnement : celui-ci perd plus d'énergie. Les fibres s'usent et perdent leur efficacité, mais elles sont facilement remplaçables et moins chères que les bras articulés.

Ces deux systèmes sont moins ergonomiques que la fibre optique, dernier moyen de transmission existant. Mais ils peuvent transporter des photons de puissances plus élevées.

Dans la **fibre optique** (fig.10), les photons parcourent le cœur de la gaine qui confine le rayon grâce au phénomène de réflexion totale interne. Le diamètre de la fibre peut être de 20 à 1000 μm . Avec la diminution de son diamètre, l'énergie pouvant être transportée est diminuée. Mais la flexibilité augmente, et la probabilité de fractures et fissures s'amointrit. Les fibres optiques transmettent uniquement la lumière dont la longueur d'onde se situe dans le visible, le proche infrarouge, ainsi que le proche ultraviolet. Elles ne peuvent pas non plus être utilisées pour des émissions en pulsation très brèves. Les longueurs d'onde allant de 2,78 à 2,94 μm peuvent cependant être transportées par des fibres optiques constituées de saphirs ou de verre fluoré. Un des principaux inconvénients de ce système est la perte d'énergie qu'il induit, et la divergence du rayon à sa sortie. (99)



Figure 10 : Laser diode avec fibre optique. SIROLaser Advance de Sirona. (19)

En odontologie pédiatrique, il semblerait que les fibres soient plus indiquées, étant donné les considérations d'accessibilité plus contraignantes que chez l'adulte, ainsi que la coopération plus limitée.

Enfin, les lasers fonctionnant à de faibles puissances, comme le DIAGNOdent® ont une pièce à main contenant la source de production du rayon. Ces appareils sont donc très ergonomiques, peu volumineux mais ont un usage limité actuellement.

- La taille du spot (35)

Le rayon laser est focalisé grâce à des lentilles. Il faut connaître le site précis où convergent les rayons lumineux, appelé **point focal**. C'est l'endroit où l'énergie délivrée est la plus importante. En s'éloignant de la distance focale, le diamètre du faisceau s'élargit, et la fluence diminue (fig.11). La **fluence** est l'énergie par unité de surface.

Le faisceau est utilisé à distance focale pour réaliser des incisions : le spot aura une dimension réduite qui permettra une grande précision.

En revanche, quand la pièce à main s'éloigne du tissu et donc du point focal, le rayon devient plus divergent, délivrant autant d'énergie mais sur une surface plus grande. Il peut alors être utilisé par exemple pour réaliser une action hémostatique.

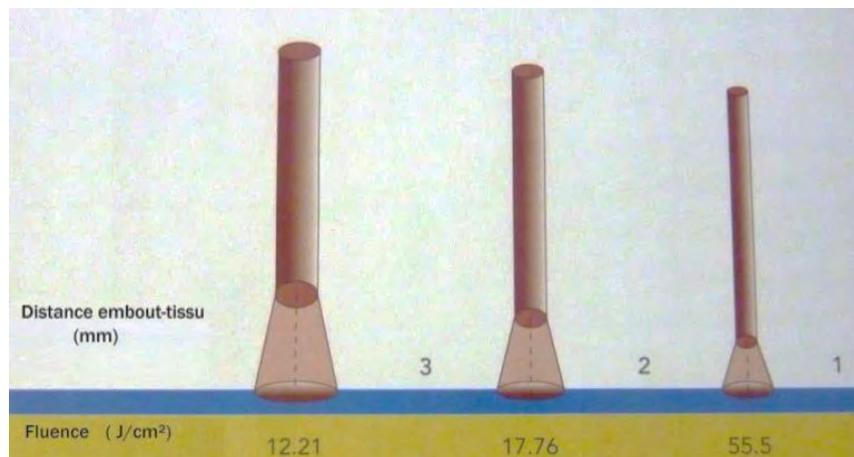


Figure 11 : Influence de la distance laser-tissu cible. Plus le laser s'éloigne, moins la fluence est importante. Cet exemple est basé sur une énergie initiale de 200 mJ. (99)

- Le laser peut être utilisé en mode avec ou sans contact. (35)(99)

Dans le **mode sans contact**, le faisceau vise la cible à une certaine distance, l'opérateur étant guidé par un pointeur de visée ou faisceau pilote si le laser est invisible. La partie terminale de la pièce à main est équipée d'une lentille. Cette dernière permet la focalisation du faisceau à une distance allant de 5 à 15 mm de la pièce à main. Ce mode permet une bonne visibilité du point de travail. Ce système est solide, efficace et économique mais demande une attention particulière. En effet, l'absence de sensation tactile de l'opérateur peut amener à faire des erreurs sur l'angulation et la distance du faisceau vis-à-vis des tissus cibles.

Le **mode avec contact** propose des pointes de différentes formes, diamètres, longueurs, pour interagir avec les tissus. Les embouts proposés dépendent de la procédure du soin à réaliser. Ces embouts sont fragiles et dégradables, ce qui entraîne une perte d'énergie du rayon (128). C'est un mode rarement utilisé actuellement.

1.2.2.4 Paramétrages d'un tir laser

Les réglages sont importants, il est donc impératif de connaître quelques définitions caractérisant les lasers :

La **puissance** (W) aussi nommée **puissance moyenne** du laser est déterminée par l'énergie (J) de chaque impulsion multipliée par la fréquence de l'émission (Hz). C'est aussi l'énergie totale divisée par la durée de l'émission.

La **puissance de crête** est la puissance instantanée lors d'une impulsion. Elle se calcule par l'énergie (J) divisée par la durée de l'impulsion (s).

Dans le mode impulsif déclenché, les puissances de crêtes obtenues sont très élevées, de l'ordre du gigawatt, car le temps durant lequel l'énergie est libérée est diminué.

La **puissance impulsionnelle** est la puissance moyenne d'une impulsion.

La **densité de puissance** est la quantité d'énergie (Watt) mesurée pour une surface impactée (cm²). Elle s'exprime en W/cm².

La **fluence** est une densité de puissance à laquelle est ajoutée la notion de temps d'application. Elle s'exprime en J/cm². Rappelons qu'un joule correspond à 1 Watt durant une seconde.

Le tableau 1 propose une synthèse des paramètres à connaître lors de l'utilisation d'un laser. En général les lasers proposent des réglages préenregistrés selon l'acte que nous voulons réaliser, mais il est indispensable de les contrôler et de les adapter éventuellement.

Tableau 1 : Les paramétrages des lasers

Laser utilisé en mode continu	Laser utilisé en mode impulsif
	Longueur d'onde (λ)
	Temps d'irradiation (s)
	Surface d'irradiation du spot (cm ²)
	Débit du spray air/eau (mL.min ⁻¹)
	Diamètre de l'embout (mm)
	Distance laser-tissu (mm)
Puissance (W)	Durée des impulsions (s) Fréquence des impulsions (Hz)
	Densité de puissance (W/cm ²) Fluence (J/cm ²)

1.3 Les phénomènes biologiques

1.3.1 Types d'interactions (35)(90)(106)

La nature et l'importance de la réaction du tissu face à un rayonnement laser dépendent de la longueur d'onde du faisceau mais aussi des propriétés optiques du tissu.

Ainsi, chaque faisceau, selon différentes proportions, est à la fois : (fig.12)

- **réfléchi** : La densité du milieu ou l'angle d'incidence empêche une partie du rayon de pénétrer. Cette fraction du rayon n'aura aucune interaction avec le tissu cible : elle ne lui transmettra pas d'énergie. Le faisceau réfléchi n'aura pas les mêmes propriétés que le faisceau incident : il peut être utilisé pour diagnostiquer les lésions carieuses ou évaluer la vitalité pulpaire. Cette énergie peut aussi interagir avec un autre tissu : cela justifie l'importance de se protéger les yeux, par exemple.
- **transmis** : le faisceau rentre dans le tissu cible mais il n'y a pas d'interaction avec le milieu. Il émerge à distance, pouvant être inchangé ou partiellement réfracté. Les risques doivent donc être connus et le traitement par laser justifié.
- **dispersé** : sans produire d'effets visibles sur le tissu, la lumière « rebondit » de molécules en molécules, dissipant l'énergie du faisceau. La **profondeur d'extinction** (P_e) correspond à la distance pour laquelle le rayon a perdu 99 % de son flux de photons.
- **absorbé** : c'est le phénomène pour lequel le laser est utilisé. Les photons qui ne sont ni réfléchis, ni transmis, ni dispersés sont absorbés par les composants du tissu cible, après une pénétration plus ou moins importante dans le tissu. L'énergie lumineuse transmise aux molécules ou atomes devra être dissipée : le tissu cible subit ainsi des modifications.

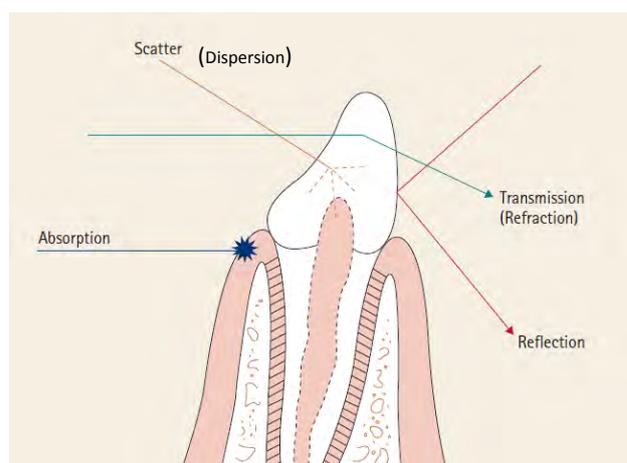


Figure 12 : Les différentes possibilités d'interactions du laser (116)

L'importance de chaque interaction possible est définie par la longueur d'onde et les propriétés optiques du tissu, ainsi que le temps d'application et la fréquence des impulsions du laser.

1.3.2 Différents effets avec la cible (90)(126)(138)

1.3.2.1 Effet thermique

C'est l'effet le plus attendu lorsque nous soignons avec les lasers. Nous distinguons 3 étapes.

Tout d'abord, il y a **création d'une source de chaleur**. C'est une conversion de l'énergie des photons par les chromophores à l'intérieur des tissus. Elle est conditionnée par :

- la réflexion (le rayon peut être réfléchi par la peau, comme le faisceau argon, de 30 à 50 %),
- la diffusion optique (celle-ci est influencée par l'hétérogénéité du milieu),
- l'absorption par les chromophores (selon l'affinité pour une longueur d'onde),
- la puissance du faisceau.

Ensuite, la chaleur est transférée dans les tissus par le **phénomène de conduction** : par des interactions, les molécules ayant un surplus d'énergie en transmettent autour d'elle suite à des vibrations et chocs moléculaires. Ainsi un volume chauffé dans un second temps, plus conséquent que le premier volume qui avait reçu le rayonnement.

Enfin le processus de **dénaturation tissulaire** commence : il dépend de la température in situ, de la durée du rayonnement et de la nature du tissu :

L'**hyperthermie** : élévation modérée de la température de 41 à 44° pendant une dizaine de minutes. L'atteinte des processus enzymatiques entraîne une mort cellulaire retardée.

La **coagulation** : élévation de la température de 50 à 100° pendant quelques secondes. Les protéines et le collagène sont dénaturés : une nécrose des tissus est obtenue. Le processus de cicatrisation aura lieu après la détersion des tissus.

La **vasodilatation** : élévation de la température inférieure à 50°C. Cela entraîne un saignement dans un site nécessitant un apport de sang. (118)

La **volatilisation** ou **vaporisation** : élévation de la température à plus de 100°C. Le tissu se transforme en gaz. Au niveau des berges de la zone volatilisée, une nécrose de coagulation est observée. Selon le réglage du laser, ce processus permet d'inciser.

L'**effet thermomécanique**. Le temps de relaxation thermique de la cible est trop faible, et une accumulation de chaleur sans diffusion thermique a lieu : la cible se vaporise de façon « explosive ». Nous pouvons l'observer lors de l'éviction carieuse.

1.3.2.2 Effet photo ablatif

Avec de très courtes longueurs d'onde (190 à 300 nm), l'énergie associée au photon est supérieure à l'énergie de liaison intermoléculaire. Les photons sont absorbés par les électrons, qui sont alors libres. Les molécules sont dissociées immédiatement, ce qui conduit à une expansion du volume irradié. Les composants sont « gazéifiés », le tissu est éjecté sans génération de chaleur sur les berges. Cet effet se définit comme une ablation pure et simple de matériel sans lésion thermique en périphérie, comme avec un scalpel. Cet effet n'est pas intéressant pour provoquer des incisions ou des ablations de tissus vascularisés car il les ferait saigner abondamment de la même manière qu'un scalpel.

1.3.2.3 Effet photochimique

Dans les réactions photochimiques, la molécule absorbe un photon ayant une énergie suffisante pour l'exciter. Un électron s'éloigne donc du noyau, en passant dans la couche électronique supérieure suite à cet apport d'énergie. Or les molécules excitées sont plus susceptibles de subir des réactions chimiques avec d'autres molécules.

Dans le domaine médical, cette technique est utilisée en oncologie pour détruire les tumeurs. Nous parlons alors de thérapie photo dynamique. Un photosensibilisateur est apporté sur le tissu cible : c'est un ensemble de molécules qui, en absorbant de l'énergie, produisent des réactions cytotoxiques d'oxydo-réduction et détruisent la tumeur.

1.3.2.4 Effet mécanique

Contrairement aux effets cités précédemment, c'est un électron libre qui initie le phénomène. Lorsque le faisceau laser est très intense, son champ électrique peut accélérer un électron qui n'est pas lié à une molécule. Cet électron alors très énergétique pourra rentrer en collision avec une molécule à laquelle il abandonnera une partie de son énergie. Un électron lié pourra alors être libéré et une réaction en chaîne de collisions similaires est lancée. Il en résulte un plasma : un état désordonné, une « soupe » d'ions et d'électrons libres.

A la frontière entre milieu ionisé et milieu externe apparaît un gradient de pression qui est à l'origine de l'effet destructeur : il peut être à l'origine de bulles, de cavitations, d'ondes de choc.

L'ensemble des effets mécaniques médiés par le plasma sont regroupés sous le terme de photo disruption. Ils n'ont que très peu d'effet sur les tissus mous.

1.3.2.5 Effet de fluorescence

Cet effet a lieu lorsqu'une molécule fluorescente absorbe la lumière du faisceau laser. Elle a la capacité de la restituer rapidement sous forme de lumière fluorescente. En effet, une fois l'énergie du photon absorbée, la molécule est dans un état électroniquement excitée. Le retour à l'état fondamental se fait alors de manière très rapide par l'émission d'un photon de fluorescence.

Cet effet est utilisé pour le dépistage des lésions carieuses : les différences de fluorescences permettent de diagnostiquer les tissus cariés.

1.3.2.6 Effet Doppler

Ce phénomène a été découvert en 1842 par Christian Doppler. Il désigne un changement de fréquence d'une onde entre la mesure à l'émission et la mesure à la réception, lorsque l'émetteur ou le récepteur se déplacent. Ce phénomène est plus concret lorsque nous entendons la sirène d'une ambulance à l'approche : le son devient plus aigu. En revanche en s'éloignant il atteint des sons plus graves. En appliquant un faisceau laser et en mesurant le faisceau réfléchi nous pouvons connaître la différence de fréquence de l'objet percuté. Ce phénomène est utilisé pour mesurer un flux sanguin en médecine. En chirurgie dentaire il nous permettrait d'évaluer la vitalité pulpaire.

1.4 Les lasers les plus répandus en odontologie

1.4.1 Lasers absorbés majoritairement par l'hydroxyapatite et l'eau (121)(133)

Ce sont les lasers à grandes longueurs d'onde. Ce sont les seuls utilisés pour intervenir sur les tissus durs mais leur affinité pour l'eau leur permet aussi de réaliser des soins sur les tissus mous. Ainsi nous retrouvons deux grands types de lasers : la famille des lasers à erbium et le laser CO₂. (Tableau 1)

Tableau 1 : Propriétés optiques de l'émail (46)

Longueur d'onde	Coefficient d'absorption dans l'émail (cm ⁻¹)	Profondeur d'absorption dans l'émail* (μm)
2,79 μm Er : YSGG	480	25
2,94 μm Er : YAG	800	12
10,6 μm CO ₂	825	12
9,6 μm CO ₂	8000	1

*c'est la profondeur pour laquelle la majorité de l'énergie est absorbée au cours d'une impulsion laser

1.4.1.1 Lasers erbium

La famille des lasers erbium, ayant un milieu actif de nature solide, est représentée par trois lasers :

- l'Er : YAG (*erbium : yttrium-aluminium-garnet*), longueur d'onde de 2,94 μm. C'est celui qui a la meilleure absorption pour l'eau. C'est donc le plus employé. (fig.15)
- l'Er, Cr : YSGG (*erbium-chromium : yttrium-scandium-gadolinium-garnet*), longueur d'onde de 2,78 μm,
- l'Er : YSGG (*erbium : yttrium-scandium-gadolinium-garnet*), longueur d'onde de 2,79 μm.

Les grenats (« *garnet* ») retrouvés dans la composition du milieu amplificateur du laser sont des solides cristallins.



Figure 15 : Le Key 3+ Laser Er : YAG de KaVo (22)

L'Er : YAG (46)(106)(118)

Ce laser utilise comme matériaux un **grenat d'yttrium et d'aluminium**, dopé à l'**erbium**, une terre rare.

Sa longueur d'onde est de **2,94 µm**. Le rayonnement produit intervient donc sur le pic d'absorption de l'eau, mais aussi l'hydroxyapatite. Il en résulte une très bonne absorption par l'émail et la dentine, mais aussi les tissus mous.

Son domaine principal d'utilisation est la préparation des cavités carieuses, mais il est très retrouvé en chirurgie, en parodontologie et en endodontie.

Il est généralement transmis par un **bras articulé** ou un **guide creux**.

Ce sont des lasers très volumineux, pesant de 30 à 50 kg, et qui ont un coût important. Il faut en effet compter dans les 50 000 €.

L'Er, Cr : YSGG

Ce laser utilise comme milieu actif un **grenat d'yttrium, de scandium et de gallium**, dopé à l'**erbium** et au **chromium**.

Sa longueur d'onde est de **2,78 µm**, très proche de celle de l'Er : YAG auquel il ressemble beaucoup.

Comme le laser Er : YAG, c'est un laser très volumineux et coûteux. Ce laser a des performances très proches de ce dernier. Il est cependant beaucoup moins retrouvé dans les études donc nous l'évoquerons rarement.

1.4.1.2 Laser CO₂ (11)(84)(99)(118)

Le milieu actif est un **gaz**, composé de 10 à 20 % de **dioxyde de carbone**, de 10 à 20 % **diazote**, de dihydrogène et d'hélium. Il est activé par une décharge électrique.

Le laser à CO₂ peut émettre à des longueurs d'onde de **10,6 µm**, **9,3 µm** et **9,6 µm**. Leur affinité est donc différente pour l'eau et l'hydroxyapatite selon la longueur d'onde du laser utilisée.

Ce laser a comme utilisation principale la chirurgie des tissus mous : il permet de réaliser des incisions et l'hémostase. Il pourrait être utilisé pour les tissus durs mais la longueur d'onde la plus commercialisée (10,6 µm)(106) est moins absorbée par l'hydroxyapatite que celle retrouvée dans les laboratoires (9,6 µm). De plus des problèmes de surchauffe existent, car ces lasers retrouvés dans le commerce ont des durées d'impulsions trop longues. Pour l'instant, la durée d'une impulsion est de l'ordre de la centaine de microseconde.

Ce laser sera donc essentiellement décrit dans le cadre de son utilisation pour les tissus mous, en chirurgie mais les évolutions techniques promettent une utilisation très intéressante sur les tissus durs. (49)

Le système de transmission du faisceau est le **système de tube creux ou de bras articulé**, le rayon ne peut être conduit avec les fibres optiques. Comme les lasers erbium, les lasers CO₂ sont volumineux et chers. (15 000 €)

1.4.1 Lasers absorbés majoritairement par l'hémoglobine et la mélanine

Tous ces lasers sont transmis par des fibres optiques.

1.4.1.1 Laser argon (15)(35)

Le laser argon est un des seuls lasers à puissance élevée émettant dans le visible : son milieu actif composé **d'argon gazeux** et peut émettre à 2 longueurs d'ondes différentes : 488 (bleu) et 514 nm (bleu vert), en mode continu.

Il est très absorbé par **l'hémoglobine et la mélanine**, mais peu par l'eau : son rôle en chirurgie est donc incomplet. Il est orienté sur la coagulation, mais il est moins efficace que les lasers diodes pour réaliser à la fois des excisions, incisions et coagulation. Il peut être aussi utilisé pour améliorer la **photo polymérisation** des composites.

Aujourd'hui, ce laser est peu utilisé par les dentistes à cause de son coût à l'achat et à la maintenance.

1.4.1.2 Laser diode (11)(15)(58)(92)(99)(118)

Les milieux actifs de ce type de laser sont constitués de différents **semi-conducteurs à l'état solide**. Les plus utilisés en chirurgie dentaire sont à base d'**arséniure de gallium** (Ga As), dopés par de **l'aluminium**, ou de **l'indium**, activés par une décharge électrique. Ils émettent donc dans le spectre proche infrarouge, entre **808 et 980 nm** selon la composition du milieu actif. C'est un laser qui émet en mode continu, mais le faisceau peut être utilisé en mode pulsé grâce à un système mécanique d'obturation.

Ces longueurs d'ondes sont très absorbées par les tissus contenant de **l'hémoglobine et de la mélanine**. Elles sont plus absorbées par l'eau que les lasers argons ce qui en fait un laser très utilisé en chirurgie mais aussi en parodontologie et endodontie.

Les propriétés chimiques et physiques des matériaux utilisés permettent d'avoir des lasers de petites dimensions, et d'obtenir par superposition optique des puissances très élevées.

Associant petits volumes et « petits » prix (5 000€) ce sont les lasers les plus répandus chez les chirurgiens-dentistes.

1.4.1.3 Laser Nd : YAG (99)(118)

Il est composé d'un barreau de cristal de **grenat d'yttrium** et d'**aluminium** dopé au **néodyme**.

Sa longueur d'onde est de **1 064 nm**. Il émet en mode impulsif.

Il est très absorbé par les **tissus pigmentés** (hémoglobine et mélanine) et plus modérément par l'eau et l'hydroxyapatite : il a donc une pénétration importante dans les tissus mous, de 3 à 4 mm. Le rayonnement peut donc causer des dégâts en profondeur. Son domaine principal d'utilisation est la chirurgie, l'endodontie, la coagulation et la désensibilisation.

C'est un laser de taille et poids intermédiaires entre les lasers diodes et les lasers à grandes longueurs d'onde (13 kg). Il coûte environ 25 000 €.

1.4.1.4 Laser Nd : YAP (23)(58)(118)

Son milieu actif est solide : c'est un **cristal d'yttrium-aluminium perovskite dopé au néodyme**, émettant à une longueur d'onde de **1 340 nm**. Il est donc plus absorbé par l'eau que le Nd : YAG et donc a donc une pénétration beaucoup moins importante dans les tissus mous.

C'est un laser utilisé en endodontie et en parodontologie, c'est pourquoi nous l'évoquerons très peu. Il est très retrouvé parmi les propriétaires de lasers chez qui nous avons enquêté : le « Lokki® » est polyvalent et entièrement fabriqué en France par l'entreprise Lobel Médical. C'est un laser très volumineux et lourd (54 kg) qui coûte environ 33 000 €.

1.4.1.5 Laser KTP (99)

Ce laser utilise le même milieu actif que le **Nd : YAG** mais le faisceau passe à travers un deuxième cristal de **phosphate de potassium** et de **titanyle** : la lumière obtenue fait donc partie du domaine visible avec une longueur d'onde de 532 nm. Il émet en mode continu.

Il est très absorbé par la **mélanine et l'hémoglobine**. Il permet une très bonne coagulation des tissus pendant leur incision : il est ainsi utilisé en chirurgie et en parodontologie.

Il est aussi utilisé pour son efficacité pour les **blanchiments** : il accélère la réaction de dissolution des molécules colorées (comme la tétracycline), ainsi que la production de radicaux libres sans problème d'élévation thermique néfaste et d'augmentation de sensibilité.

C'est un laser de petit volume et léger (10 kg), coûtant environ 4 500 €.

1.5 Présentation d'appareillages lasers

Les lasers utilisés en chirurgie dentaire sont donc très variés. Selon les mécanismes nécessaires à la production du faisceau ils sont plus ou moins volumineux et complexes. Nous montrerons les deux présentations les plus retrouvées : très compact, facilement déplaçable (laser diode, KTP, argon) ou volumineux et sur roulettes (laser CO₂, laser erbium, Nd : YAG ou Nd : YAP).

En général, un appareillage laser émet une seule longueur d'onde, mais le marché propose des lasers en combinant plusieurs. C'est un gain de place non négligeable qui permet de diversifier les utilisations d'un même appareil, même si ce sont en général des longueurs d'onde très proches.

1.5.1 Laser diode



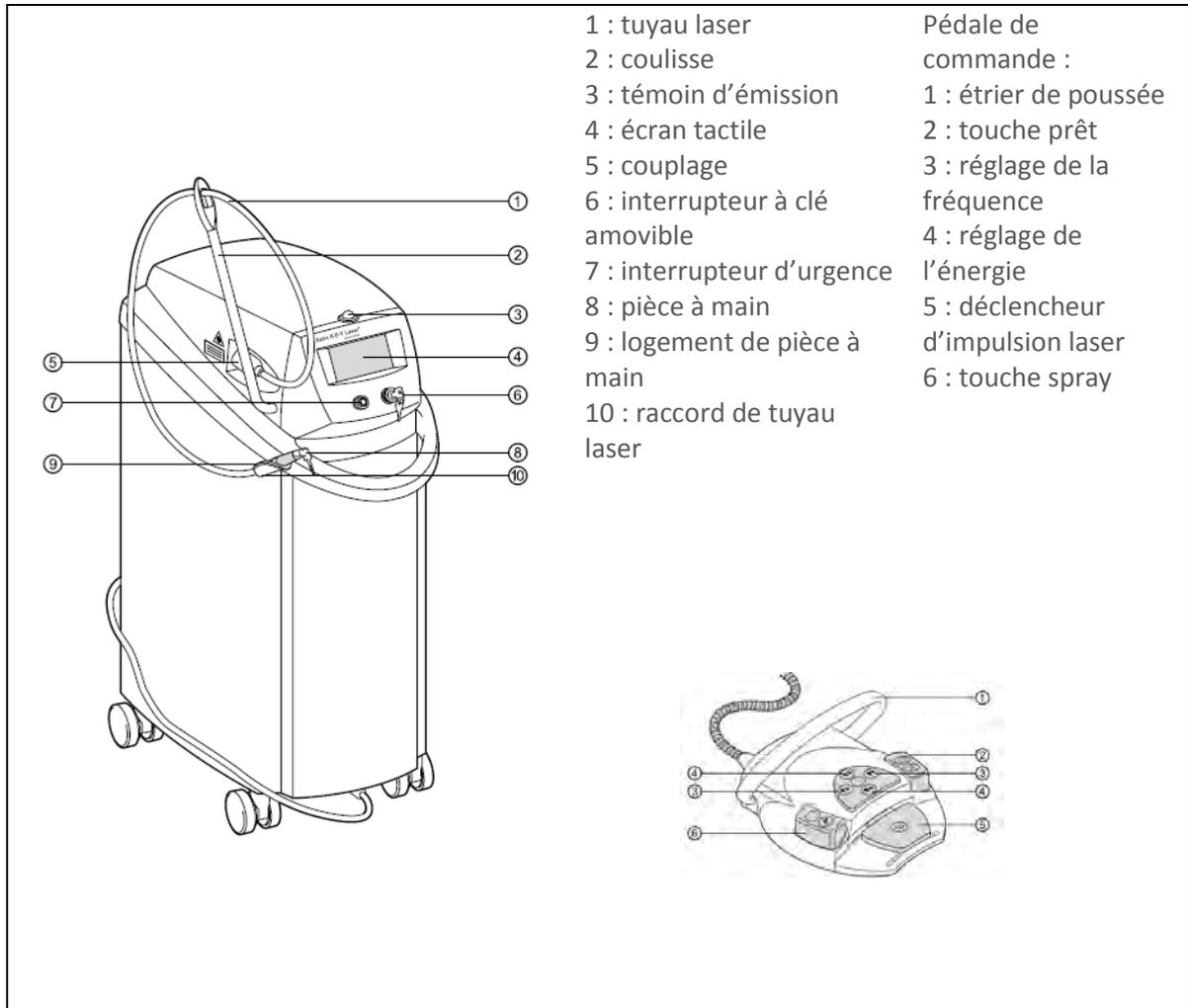
Figure 16 : Diode laser MASTER laser de KAVO® et sa pédale de commande sans fils (22)



Figure 17 : Pièce à main du laser diode SIROLaser advance de SIRONA®(24)

1.5.2 Laser Er : YAG

Figure 18 : Exemple de laser Erbium, le KEY Laser III de KAVO (22) :



II. Utilisations des lasers

2.1 Odontologie conservatrice

2.1.1 Laser et dépistage des caries

Un nouveau produit pour la détection des lésions carieuses a fait son apparition sur le marché en 1998. Le DIAGNOdent®, un détecteur de caries à fluorescence laser se veut être un nouveau moyen objectif pour le dépistage des caries occlusales et proximales.

2.1.1.1 Introduction

Actuellement les thérapeutiques non invasives prennent une place importante dans notre activité de soin. Mais nous savons que la fiabilité des tests de diagnostic visuel, tactile et radiographique augmente avec la profondeur de la lésion, ce qui est peu compatible avec le dépistage précoce des lésions.

En effet il existe des obstacles au diagnostic des lésions débutantes avec les moyens de détection conventionnels :

- La détection visuelle permet difficilement de diagnostiquer les lésions initiales amélaire, et d'autant plus lorsqu'elles sont proximales. Il est possible d'améliorer le diagnostic sur les faces occlusales par des moyens grossissants.
- Le sondage est très utilisé pour évaluer la profondeur d'une cavité existante. Mais il est iatrogène pour dépister les lésions carieuses débutantes, en altérant le potentiel de reminéralisation.
- Enfin, la radiographie ne permet pas de dépister les lésions initiales car l'émail très radio opaque peut masquer des lésions débutantes.

Rappelons que la sensibilité (probabilité d'avoir un test positif lorsqu'une carie est présente) et la spécificité (probabilité d'avoir un test négatif lorsque la dent est indemne de carie) doivent être optimales pour que nos diagnostics soient fiables.

Hors, l'ensemble de ces examens a une bonne spécificité mais une sensibilité assez basse. Nous espérons que le laser améliore la sensibilité des tests afin de réaliser un dépistage précoce dans notre pratique quotidienne.

2.1.1.2 Description

- Première génération : DIAGNOdent[®] Classic (2095)

Une unité centrale de petite taille est connectée à la pièce à main par deux fibres optiques. Une descendante qui va amener le faisceau et une autre remontante qui va collecter le faisceau de fluorescence émis pour que l'unité centrale l'analyse. Elle est équipée de deux types de sonde : une à bout conique pour les surfaces occlusales et une à bout plat pour les surfaces lisses.

- Seconde génération : DIAGNOdent pen[®] (fig.19)

Cet appareil portatif est beaucoup plus ergonomique. Toujours équipé de 2 sondes, moins larges que celles de son prédécesseur, une « A » avec un bout plat cylindrique pour la détection des caries occlusales et lisses et une « B » biseautée pour la détection des caries proximales pouvant pivoter à 180° pour passer dans les embrasures.

L'affichage des résultats se fait sur le corps de l'outil, ou sur une unité vendue séparément.



Figure 19 : Le DIAGNOdent pen[®](22)

2.1.1.3 Principe de fonctionnement : l'auto-fluorescence laser.

Le laser de détection DIAGNOdent[®] est un laser diode d'une longueur d'onde d'environ 655 nm (rouge), avec une intensité maximale de 1 mW.

Cette technologie se base sur les différences de fluorescence entre un tissu sain et un tissu carié, en se reposant essentiellement sur la protoporphyrine, produit de dégradation des bactéries. Sa quantité reflète l'activité carieuse du site. Lors de son exposition à des longueurs d'onde de 655 nm elle émet un rayonnement de longueur d'onde différent (rayonnement de fluorescence) qui est enregistré par le capteur du DIAGNOdent[®]. Les zones déminéralisées, riches en matières organiques, seront donc mises en évidence par une fluorescence importante.

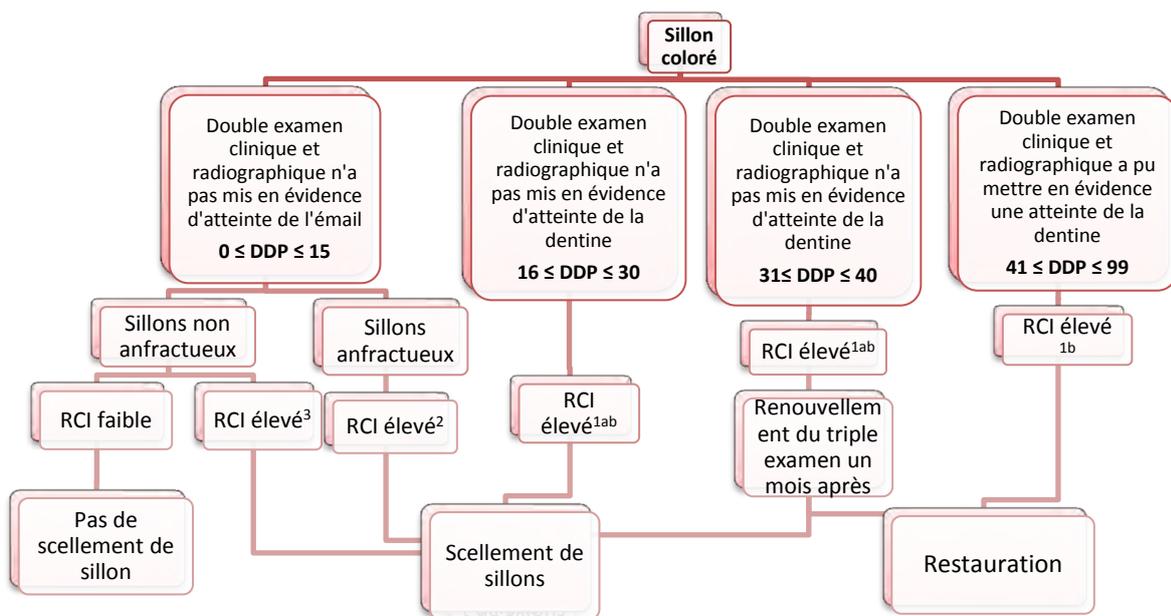
Une fois l'enregistrement de la fluorescence terminé, l'appareil émet un son tout en affichant l'intensité de la fluorescence par un chiffre entre 0 et 100. Ce score est interprété différemment selon les classifications.

Nous vous présentons celle de DIAGNOdent® de la société KAVO (22):

- entre 0 et 13 : dent saine
- entre 14 et 20 : carie de l'émail
- entre 21 et 29 : carie de l'émail profond
- entre 30 et 99 : carie de la dentine

Ce diagnostic quantitatif permet d'envisager le plan de traitement à mettre en œuvre (préventif ou restauratif). D'autres chercheurs ont réalisé des échelles de score plus nuancées. Par exemple Muller-Bolla et al (95) ont réalisé un arbre décisionnel à appliquer sur les molaires permanentes. Ils font intervenir le risque carieux individuel et proposent plusieurs thérapeutiques selon le score du DIAGNOdent (DDP) et les examens radiographiques.(fig.20)

Figure 20 : Décision clinique au regard du triple examen clinique visuel et radiographique et avec DIAGNOdent® (DDP) des molaires permanentes (95)



RCI défini comme élevé du fait de lésions initiales ^{1a} ou irréversibles ^{1b}, de l'anfractuosité des sillons de la molaire examinée ² ou de l'un des éléments rapportés par l'interrogatoire ³ ou de la présence de plaque visible à l'œil nu ³.

○ Fluorescence des dents temporaires

Il existe de nombreuses différences entre les dents permanentes et les dents temporaires : nous notons surtout l'émail qui diffère en quantité et qualité, par son degré de minéralisation et sa teinte. Malgré ces différences, la fluorescence des dents temporaires est semblable à celle des dents permanentes, permettant d'utiliser DIAGNOdent® sur les deux types d'émail. (87)

2.1.1.4 Procédure d'examen

Le dépistage au moyen du DIAGNOdent® doit se faire sur une dent nettoyée soigneusement et sèche afin d'éviter les faux positifs. En effet l'appareil détecte la plaque dentaire, le tartre et les colorations. L'utilisation d'une brossette, pour éliminer les produits de dégradations bactériens qui y stagnent, est fortement conseillée. La sonde doit à peine effleurer la surface dentaire en la balayant dans tous les axes possibles.

Une surface dentaire saine sera utilisée au tout début du soin pour calibrer le DIAGNOdent®.

2.1.1.5 Fiabilité du DIAGNOdent® (26)(33)

Le DIAGNOdent® a une bonne sensibilité, mais sa spécificité est moins enthousiasmante. C'est donc un outil à utiliser en complément de l'examen visuel et radiographique.

Son efficacité s'est montrée satisfaisante pour le dépistage des caries occlusales sur les dents permanentes et temporaires. Les lésions débutantes de l'émail sont cependant les moins bien diagnostiquées.

Il est également très efficace pour le dépistage des caries proximales et des surfaces lisses des dents permanentes.

Mais il n'y a pas assez de publications sur le dépistage des caries proximales et sur surfaces lisses sur les dents temporaires in vivo pour affirmer les capacités du DIAGNOdent® sur cet exercice. L'air abrasion permet d'améliorer ses performances en éliminant la plaque et le tartre et donc les faux positifs.

La reproductibilité du DIAGNOdent® étant bonne, il semble que ce soit toutefois un bon outil pour le suivi longitudinal du patient.

2.1.1.6 Avantages

Alliant dépistage précoce et efficace des caries avec acte bref et indolore, c'est un outil complémentaire apprécié aussi bien par le patient que par le praticien.

Chez les enfants l'approche non invasive et ludique fait du DIAGNOdent® un objet très appréciable. Il permet un suivi de précision pour réaliser de l'interception et pour évaluer l'impact des procédures de reminéralisation.

2.1.1.7 Inconvénients

La nécessité d'un nettoyage pour enlever tartre et plaque dentaire qui faussent les résultats est contraignante.

De plus, il n'est pas adapté à la présence d'obturations existantes.

Son utilisation demande à la fois du temps pour l'apprentissage, mais aussi lors de l'acte. Il n'est pas rémunéré par le système de soin existant. De plus son coût n'est pas négligeable (3 000€).

2.1.1.8 Conclusion

Le DIAGNOdent® est un outil complémentaire permettant le diagnostic des lésions initiales et leur suivi dans le temps. Des améliorations sont cependant à apporter afin d'obtenir une meilleure spécificité.

2.1.1.9 Perspectives

Un autre système permettant le diagnostic des caries à l'aide d'un faisceau laser existe : la transillumination par fibre optique avec imagerie numérique (DIFOTI)(112). Il est basé sur la diffusion du rayon : en effet, lorsque les photons traversent une zone déminéralisée ils sont dispersés, ce qui entraîne une perturbation optique qui est alors réceptionnée par une caméra. Ce système serait plus sensible pour le dépistage des lésions initiales proximales que la radiographie (5).

L'entreprise Kavo a sorti en 2012 la DIAGNOCam® (4 800€). C'est un laser d'une longueur d'onde 780 nm, utilisé à une puissance de 15 mW qui éclaire les structures dentaires. Il est combiné à une caméra qui filme la transmission du faisceau laser, et affiche en temps réel sur un écran d'ordinateur l'image réceptionnée (fig.21). Les images obtenues sont enregistrables, ce qui permet un suivi longitudinal. Ce système nécessite une évaluation clinique approfondie.



Figure 21 : Image carieuse vue par DIAGNOCam (22)

2.1.2 Laser et vitalité pulpaire

2.1.2.1 Introduction

Une détermination précoce de la vitalité pulpaire est cruciale pour réaliser le diagnostic différentiel entre une pulpe vascularisée ou nécrosée.

Des tests de sensibilité (thermique ou électrique) combinés avec des radiographies sont généralement utilisés. Ces tests sont arbitraires, sur la base de sensations et donc pas toujours fiables.

De plus chez les enfants, le processus de myélinisation tardif ajouté à une coopération incertaine rend les résultats des tests de sensibilité problématiques.

Lors d'un traumatisme, se fier aux sensations pulpaires n'est pas possible et peut conduire à un traitement inapproprié suite à la sidération pulpaire.

Enfin, lors de soins sous anesthésie générale, ou après des transplantations dentaires, nous ne pouvons contrôler la vitalité pulpaire en nous basant sur les sensations du patient.

La mesure du flux sanguin semble donc permettre une meilleure évaluation de la vitalité pulpaire. La méthode la plus étudiée et la plus documentée d'enregistrement de la circulation sanguine est la fluxmétrie laser Doppler (LDF).

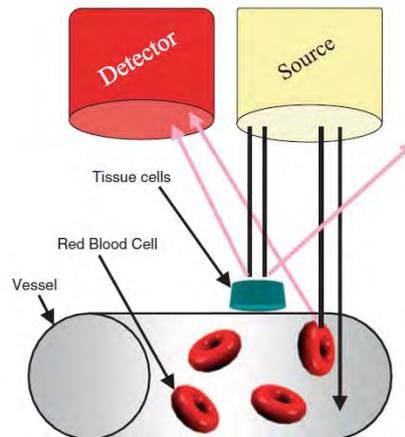
2.1.2.2 La fluxmétrie laser Doppler

Ce système a été initialement développé pour mesurer le débit sanguin des systèmes micro-vasculaires tels que la rétine, le cortex du rein, la peau, les muscles, etc. Il a été testé sur la pulpe pour la première fois en 1986. Cet instrument est initialement prévu pour mesurer un flux sanguin assez important.

- Effet Doppler

En projetant un faisceau cohérent, monochromatique, avec une longueur d'onde connue sur un tissu vascularisé nous mesurerons le flux sanguin : la différence de fréquence entre le faisceau incident et le faisceau réfléchi ayant percuté des hématies en mouvement permet de mesurer la vitesse avec laquelle se déplacent les hématies. (fig.22)

Figure 22 : Les principes du laser Doppler (69)



- Laser Doppler

C'est donc un système de mesure optique : comme les hématies représentent la grande majorité des éléments en mouvement à l'intérieur du sang, la mesure évalue des changements dynamiques dans le flux sanguin par détection d'un mouvement de cellule sanguine dans un petit volume de tissu (environ 1 mm^3). Les mesures de fluxmétrie laser doppler sont exprimées en unités de perfusion (PU). Les PU ne sont jamais comparables entre les différents types de dispositifs, et pour un même appareil ils peuvent aussi varier dans le temps sauf si le dispositif est fréquemment étalonné à partir de suspensions spéciales de particules.

Les lasers de choix sont les lasers hélium-néon ou à diodes, de puissance faible (de l'ordre du mW), émettant entre 600 et 800 nm. Plus la longueur d'onde est augmentée, plus le faisceau pénètre dans la dent. Cela permet d'obtenir des signaux plus amples, mais le risque de mesurer un signal extra pulpaire augmente.

- Description

Le Periflux System 5000 (Perimed, Suède) est un exemple d'appareil. Il est composé d'une unité principale, contenant le laser diode (780nm, 1mW). Un écran affiche les données en unité de perfusion (PU).

L'unité principale est reliée à un ordinateur sur lequel un logiciel de traitement des données est installé. De cette même unité part une sonde optique contenant la fibre émettrice et le système de fibres réceptrices.

- Étalonnage

L'appareil est calibré avant chaque utilisation dans une solution dont le flux est de 250 PU. Un disque de calibrage permet de contrôler la valeur 0 PU.

- Mesures

Avant l'utilisation du laser, le patient doit être au repos depuis dix minutes. L'enregistrement se fait sur un patient allongé, et dure environ trois minutes. Un porte sonde fixé sur la dent maintient la sonde. Sur l'ordinateur, nous visualisons l'enregistrement du flux sanguin pulpaire, ainsi que la valeur moyenne du flux.

2.1.2.3 Efficacité

En 2011, Karayilmaz et al (73) ont comparé sur 59 paires de dents antérieures maxillaires l'efficacité du test électrique, du laser doppler à fluxmétrie et de l'oxymétrie de pouls. Ils ont réalisé des mesures sur des dents dépulpées et des dents vitales. La fluxmétrie laser doppler a été plus fiable que les deux autres systèmes.

En 2010 Roy et al (124) ont fait une étude dans le cadre d'une thèse. Ils utilisent le nouveau Periflux system 5000 (de Perimed, Stockholm, Suède) et trouvent que les enregistrements des valeurs numériques PU des flux sanguins pulpaire obtenus sur les dents à pulpe vitale et sur les dents obturées ne permettent pas le diagnostic de la vitalité pulpaire. Cependant, le logiciel Perisoft permet de visualiser la courbe de vitesse des hématies, qui elle, permet de distinguer les dents vitales des non vitales : la courbe est homogène, avec des oscillations régulières lorsque les dents sont vitales, alors que celle des dents obturées est une succession de lignes verticales.

2.1.2.4 Difficultés rencontrées

La température doit être constante dans la pièce et identique lors de chaque évaluation pulpaire d'une même dent.

Le patient doit être au repos, depuis 10 minutes, dans une position allongée ou semi allongée. Il gardera cette position pendant les 3 minutes ou les mesures du flux seront réalisées.

Il ne faut pas enregistrer un signal autre que celui de la pulpe (enregistrement du parodonte). Pour cela certains auteurs proposent d'isoler la dent avec une digue, ce qui complique le protocole.

La stabilisation de la sonde sur la dent n'est pas évidente. Afin de pouvoir comparer les résultats, un positionnement identique lors de chaque mesure est nécessaire.

La dent doit être exempte de dyschromies. La présence d'hématies en voie de dégradation dans les tubulis dentinaires fausse aussi les résultats. Celle de la dentine réactionnelle est aussi un problème lors de la pénétration du faisceau dans les tissus.

En traumatologie, discipline qui semble intéressée par la fluxmétrie laser doppler, le type de fracture influence la prise de mesure. En effet, il peut être problématique de positionner la sonde lors de fractures coronaires.

Il est impossible de l'utiliser sur des dents qui ont de volumineuses reconstitutions coronaires.

Enfin, sa fiabilité n'est pas encore optimale, mais prometteuse.

2.1.2.5 Avantages

Même si la mise en place de ce système est compliquée, et les résultats aléatoires, cela reste une technique d'avenir qui sera objective, semi quantitative et reproductible.

De plus c'est une technique non invasive qui ne fait pas intervenir un stimulus nocif pour le patient, rendant la mesure plus confortable.

2.1.2.6 Conclusion

Sous conditions expérimentales, le laser a des résultats intéressants pour mesurer la vitalité pulpaire, mais la difficulté de mise en œuvre et la complexité de l'interprétation des résultats ne permettent pas son utilisation en pratique clinique courante. C'est un objet prometteur si les coûts diminuent et l'application clinique s'améliore. (69)

Actuellement, ce laser nous permet seulement de confirmer les résultats obtenus par les tests sensoriels.

2.1.3 Laser et éviction carieuse (11)(35)(40)(99)

2.1.3.1 Introduction

Malgré les progrès considérables en matière de prévention réalisés ces dernières années, la majeure partie de notre activité consiste en la restauration de dents ayant subi des pertes de substance d'origine carieuse. Le cahier des charges demande à la fois de préserver le tissu pour maintenir l'intégrité de la dent, tout en enlevant la totalité du tissu pathologique. La technique la plus répandue actuellement, ayant comme avantage d'allier efficacité et résultat, est l'utilisation de fraises diamantées ou en carbure de tungstène montées sur des instruments rotatifs sous spray. Le praticien y étant familiarisé, oublie les inconvénients de cette technique : pas de sélectivité du tissu carieux, risque d'endommager les tissus mous adjacents, risque de dommages auditifs pour le praticien. (9)

2.1.3.2 Choix du laser

La pertinence de l'utilisation d'un laser pour l'éviction des tissus durs se fait par leur affinité pour les chromophores compris dans le tissu cible (l'eau), et la durée des impulsions.

Nd : YAG a été l'un des premiers lasers proposé pour les tissus durs. Avec une longueur d'onde de 1 064 nm, il est à la fois absorbé modérément par l'émail, la dentine et l'eau. Il a été conseillé d'appliquer des pigments ou de l'encre noire pour que l'ablation soit améliorée. Peu de bénéfices ont été trouvés à son utilisation : l'absorption reste insuffisante, entraînant une élévation thermique importante.

Nd : YAP a une affinité plus élevée pour l'eau que le Nd : YAG. Il a donc aussi été évalué dans ce domaine. Armengol et al (3) ont mesuré une augmentation significative de température intra pulpaire lors de son utilisation. Ils l'ont comparé avec le laser Er : YAG : alors qu'avec ce dernier, ils ont mesuré une augmentation de température maximale de 3.6°C ($\pm 0.96^\circ\text{C}$), Nd : YAP a atteint les 2.96°C ($\pm 13.80^\circ\text{C}$). Ce n'est donc pas un laser à privilégier pour réaliser ce type de soin.

Le laser CO₂ montre un coefficient d'absorption de l'hydroxyapatite élevé. Cependant les modes d'émissions existant actuellement sont défavorables et il entraîne une carbonisation et des craquelures de la dentine exposée. Il semblerait que peu de laser CO₂ soient équipés de spray air-eau et de durée d'impulsions très courtes, ce qui entraîne une diffusion de chaleur trop importante pour l'organe dentaire.

Actuellement, ce sont les lasers erbium qui sont retenus pour l'utilisation sur les tissus durs. Des études ont montré que l'Er : YAG est plus absorbé par l'eau qu'Er, Cr : YSGG. Quand un laser est moins absorbé, sa pénétration est plus importante dans les tissus, il est donc moins

efficace pour réaliser l'ablation de tissus durs (110). Néanmoins le laser Er, Cr : YSGG est utilisé mais par souci de simplification nous ne nous intéresserons qu'au laser le plus étudié.

Notre choix de laser est limité par les contraintes de mode d'émission. Les études avec des impulsions extrêmement courtes (nanoseconde ou femto seconde) montrent que d'autres longueurs d'ondes peuvent être utilisées en dentisterie restauratrice, comme le laser CO₂ (λ : 9,6 μ m) qui est très absorbé par l'hydroxyapatite. (49)

2.1.3.3 Augmentation de la température pulpaire

De nombreuses études ont été réalisées afin de mesurer les effets thermiques du laser sur la pulpe.

○ Détermination d'un seuil thermique

Tout d'abord, il a fallu déterminer un seuil au-delà duquel la température devient nocive pour la pulpe, la chaleur étant un facteur majeur de détérioration biologique. Ces valeurs permettent de définir une plage de sécurité pour toutes les procédures entraînant une élévation de température de l'organe dentaire.

Une des études les plus citées est celle de Zach et Cohen (1965)(145). Cinq singes Macaca Rhésus ont été sélectionnés car leurs dents sont similaires aux dents humaines et ont une taille assez importante, pour faciliter la mise en place de l'instrumentation. Ces dents ont été soumises à des augmentations de températures contrôlées par une sonde thermique intra pulpaire. Les singes ont ensuite été tués à différents stades pour voir l'évolution histologique de la pulpe. Ils ont pu en conclure qu'une augmentation intra pulpaire de 5,5°C entraînait dans 15 % des cas une pulpite irréversible ou une nécrose.

Plus récemment a été faite une étude in vivo par Baldissara et al (8) chez quatre patients âgés de 10 à 25 ans devant subir des extractions de dents saines pour raison orthodontique. Les expériences ont été exécutées sur 12 dents saines (molaires ou prémolaires). Une étude clinique des symptômes suivie par une étude histologique ont été réalisées. La température supérieure à 43°C appliquée sur la dent pendant une période de 80 à 180 secondes n'a pas créé de dommages tissulaires visibles. L'auteur suggère donc que les nécroses ou pulpites irréversibles font suite à un traumatisme de la dentine.

Par principe de précaution, nous retiendrons le seuil de température défini par l'étude de Zach et Cohen (5.5°C). Il s'agit maintenant de mesurer la température atteinte par la pulpe lors de l'utilisation du laser.

- Mesure de l'augmentation thermique lors de soin au laser

In vitro, sur trente incisives de bovins, Cavalcanti et al (29) ont trouvé une augmentation moyenne de température de 2,69°C ($\pm 1,12^\circ\text{C}$) dans la chambre pulpaire pendant des préparations de cavités de classe V, avec un laser Er : YAG.

[Paramètres du laser : 3.5W ; impulsions : 250 μsec , 350 mJ ; 10 Hz ; spray 4,5 mL/min ; mode sans contact.]

Le temps de la préparation était de 3 minutes. Il restait à la fin de chaque préparation 0,5mm de dentine.

Toujours in vitro, Mollica et al (94) ont mesuré sur trente dents de bovins une hausse moyenne de température de 0,84 ° C ($\pm 0,55$).

[Paramètres du laser étaient : impulsions : 250 μsec , 250 mJ ; 4hz ; spray de 4,5 mL/min ; mode sans contact.]

Des cavités de classe V (2 x 3 mm) ont été réalisées par le même opérateur, pour une durée de 3 min, d'une profondeur de 3,5 mm laissant environ 0,5 mm de dentine.

L'augmentation moins importante de température par rapport à l'étude précédente s'explique probablement par les réglages de fréquence et d'énergie.

Cela a été confirmé par une étude récente de Krmek et al (82). Ils ont mesuré l'augmentation de température pulpaire lors de la préparation de cavités de classe V sur neuf groupes de dix molaires intactes en faisant varier la fréquence et l'énergie.

[Les paramètres du laser :

- *Pour l'émail : 400, 360, et 320 mJ ; fréquences de 10, 12, et 15 Hz.
Durée d'application totale du laser : 10 s.*
- *Pour la dentine : 340, 280, et 200 mJ ; fréquences de 10, 8 et 5 Hz.
Durée d'application totale du laser : 7 s.*

Paramètres non modifiés : diamètre de la pointe de la fibre de 950 μm , utilisée en contact. Durée des impulsions : 100 μs .

Spray : 73 psi = 503 kPa et 50 mL /min]

L'élévation de la température la plus importante dans la pulpe a été obtenue avec la plus haute énergie utilisée sur l'émail : 400 mJ et 15 Hz. Elle s'élevait à $1,99 \pm 0,28^\circ\text{C}$.

La température la plus basse dans la pulpe lors du travail dans l'émail a été atteinte avec l'énergie la plus faible (320mJ et 10 Hz). Elle était de $0,70 \pm 0,18^\circ\text{C}$.

Dans la dentine, l'augmentation de température la plus élevée a été obtenue avec 340 mJ et 10 Hz ($1,37 \pm 0,42^\circ\text{C}$), et la plus basse avec de 200 mJ et 5 Hz ($0,43 \pm 0,18^\circ\text{C}$).

Par ailleurs, les chercheurs ont constaté que l'énergie des impulsions a plus d'influence sur l'augmentation de température que leur fréquence.

- Importance du spray

L'importance de l'utilisation du spray pour diminuer l'augmentation thermique a été montrée par l'étude d'Armengol et al (3). Ils ont testé in vitro les changements de température avec ou sans eau pendant l'utilisation d'Er : YAG sur 18 dents extraites.

[Paramètres : impulsions : 250 μ s, 140 mJ ; 4 Hz ; mode sans contact (10 mm), durée d'application : 12,5 s]

Les températures intra pulpaire relevées lors d'une utilisation du laser sans eau, avec une dentine résiduelle d'épaisseur minimale de 1 mm ont atteint les 14,45°C (\pm 3,55°C).

En revanche avec un spray air eau (1,4 ml d'eau/min, 690 ml air/min), l'augmentation de température relevée a été de 2,2°C (\pm 0,55°C) à 1 mm de la pulpe, et 3.6°C (\pm 0,96°C) à 0,5 mm.

Attrill et al (7) confirment ces résultats. Ils mesurent sur 32 prémolaires saines extraites l'augmentation de température lors de l'application d'un laser Er : YAG, avec ou sans spray.

[Paramètres : 2 Hz à 8 Hz, impulsions : 82 à 223 mJ, durée d'application laser : 55 à 270 s. énergie totale délivrée : 15 à 133 J]

Avec un spray d'eau (3,5 mL/min) l'augmentation maximale de température mesurée est de 4,0°C. *[Paramètres : 4 Hz ; 157 mJ ; 170 s, énergie totale délivrée : 107 J]*

Sans eau elle atteint 24,78°C. *[Paramètres : 8 Hz ; 223 mJ ; 75 s ; énergie totale délivrée : 134 J]*

Aucun des échantillons ayant une éviction carieuse associée à un spray n'a donc subi une augmentation de température au-delà du seuil où les dommages thermiques ont lieu.

En revanche sur les échantillons sans eau seuls 25 % sont restés sous ce seuil.

- Etude histologique

Singh et al (131), ont réalisé une étude histologique de la pulpe. Ils ont extrait quarante prémolaires après utilisation in vivo du laser Er : YAG ou de la turbine.

[Paramètres : 20 Hz, 200 mJ, 100 ms, 0,9 j/cm², embout de 0,47 mm de diamètre, en contact avec la surface, spray]

Ils ont réalisé des cavités de classe 1, de 3 sur 3 mm et 1,5 mm de profondeur.

Ils n'ont pas pu observer de différences histologiques au microscope (grossissement x4, x10, x40) entre les 2 échantillons, ni avec le groupe contrôle.

- Evaluation thermique sur dents temporaires

Nous citerons une étude réalisée in vitro sur 14 molaires temporaires : Castilho et al (28). Ils ont mesuré l'augmentation de température de la pulpe lors de préparations de cavités de carie de classe V avec un laser Er : YAG.

[Paramètres : 14 Hz ; 420 mJ ; mode sans contact ; pointe de saphir de 17 mm de long, 1,3 mm de diamètre, montée sur une pièce à main ; durée : 30 ou 60 s. spray]

Le laser Er : YAG utilisé pendant 60 secondes entraîne l'augmentation de la température la plus élevée (4,01 °C). Les augmentations de température, cependant, sont restées en dessous de la valeur critique (5,5 °C). (145)

Ces résultats ont été confirmés par Hubbezoglu et al (66) lors d'une étude in vitro sur dents temporaires. Ils ont conclu que l'utilisation d'un laser Er : YAG avec un spray air eau avec une fréquence élevée (20 Hz) et densité d'énergie basse (12,7 J/cm², durée des impulsions : 230 µs) n'entraînait pas une augmentation de température pulpaire préjudiciable pour la pulpe (avec 0,5 mm d'épaisseur de dentine).

○ Conclusion

Chaque étude a des paramétrages différents du laser et du jet d'eau, il est donc difficile de les comparer.

Cependant, aucune des études ne montre un dépassement du seuil thermique entraînant des dommages pulpaires lorsque le laser est utilisé avec un spray refroidissant.

Mais beaucoup de paramètres entrent en jeu : l'épaisseur de dentine résiduelle, les paramètres du laser et la durée d'application du laser. Ils doivent être évalués afin de l'utiliser dans des conditions de sécurité optimale.

2.1.3.4 Paramétrage du laser (11)

Tous les lasers erbium ont des paramétrages différents ainsi que des accessoires spécifiques. Il serait fastidieux et sans grand bénéfice de tout détailler. Mais voici quelques notions importantes pour régler le laser.

Plus le tissu contient d'eau, plus le laser produira une éviction efficace :

- Les tissus très cariés demanderont donc moins d'énergie et de temps pour être nettoyés que les tissus moins déminéralisés.
- L'émail sain, contenant 85 % de son volume en minéraux contre 12 % d'eau (et 3 % de protéines) demandera plus d'énergie pour son éviction que la dentine, contenant 47 % de minéraux, 20 % d'eau (et 33 % de protéines). La dentine cariée peut atteindre les 54 % d'eau.
- Chez les enfants, les dents temporaires contiennent plus d'eau que les dents permanentes (17) et ont une couche d'émail en moyenne moitié plus fine que celle de leurs homologues permanentes.

Il est nécessaire d'adapter l'énergie du laser au tissu cible. Cela permet de rester sélectif lors de l'éviction des tissus : l'énergie nécessaire pour vaporiser la dentine étant moins importante que pour l'émail, nous pouvons, en gardant la même puissance, enlever du tissu sain. Un autre avantage est de diminuer les sensations douloureuses pour le patient : en effet en baissant l'énergie, nous réduisons la production de chaleur qui est transmise par les tubulis présents dans la dentine.

Afin de bien régler son laser Er : YAG (99), une énergie de 12 à 20 J/cm² est nécessaire pour l'ablation de l'émail. Pour la dentine 8 à 14 J/cm² suffisent. Il est important avant tout de suivre le guide laser du fabricant.

Voilà, en exemple, un extrait de celui du laser Er : YAG laser (powerlase AT HT Fotona) (99) :

Indications cliniques	Fréquence (Hz)	Energie (mJ)	Distance embout-tissu	Ratio air/eau
Préparation de cavité dans l'émail de dent permanente	20 ; 25	180-200	1.5 mm, contact rapproché	5 : 7
Préparation de cavité dans la dentine de dent temporaire	10 ; 15	90-120	1.5 mm, contact rapproché	5 : 7
Eviction de tissu carieux	20 ; 25	60-70	1.5 mm, contact rapproché	3 : 6

Utilisé avec la pièce à main R14C et des embouts de 600 ou 800 µm de diamètre.

Les durées impulsionnelles sont de 50 µsec (super short pulse) ou 100 µsec (very short pulse)

L'opérateur doit travailler avec une énergie laser suffisante et réaliser les soins dans un temps minimal. Il faut en effet atteindre des taux d'ablation cliniquement acceptables sans causer de dommage aux tissus adjacents.

Le choix de l'embout se fera en se rappelant que plus la surface du faisceau est large, plus sa puissance reçue par unité de tissu cible est faible. Il faut donc toujours adapter la densité de puissance à la taille du spot.

Diamètre embout (µm)	800	600	400	200
Rayon (cm)	0.04	0.03	0.02	0.01
Surface (cm ²)	0.005024	0.002826	0.001256	0.000314
Energie	200 mJ	200 mJ	200 mJ	200 mJ
Fluence j/cm ²	39.8	70.71	159.23	636.94

Entre un embout de 400 µm et 200 µm pour une énergie de 200 mJ, l'énergie reçue est multipliée par 4.

Ainsi, pour une carie du collet (Classe V) en générale peu profonde mais d'étendue pouvant être importante, un embout assez large est choisi, contrairement à une carie de type « fissure », qui demandera plus d'énergie et donc un embout de diamètre plus faible.(fig.23)



Figure 23 : Sealant infiltré sur une 26. La carie a été enlevée sans anesthésie avec un laser erbium (81)

Les embouts en quartz sont susceptibles d'être endommagés par les projections de tissus calcifiés. La configuration du faisceau et la dynamique de coupe seront modifiées (diminution du taux d'ablation). L'efficacité peut être réduite jusqu'à 60 % en 20 minutes d'utilisation dans des conditions normales (128). Les embouts doivent donc être régulièrement examinés et polis. Il est donc conseillé d'éviter le contact continu avec la surface dentaire qui endommage les embouts. Les embouts en saphirs permettent une amélioration de la qualité du faisceau délivré, mais ils sont plus onéreux et plus sensibles à la fracture.

Les appareils sont en général équipés d'un testeur pour vérifier la puissance réellement émise afin de vérifier que le faisceau ne subit pas de perte d'énergie anormale.

Un spray air/eau est utilisé, afin de diminuer la température du site ciblé, mais aussi permettre l'évacuation des débris. Il est réglé selon le soin à réaliser (119). Si le flux est trop important, l'efficacité de coupe diminue : en effet l'énergie du faisceau est interceptée par la couche d'eau à la surface des tissus dentaires. Mais le spray est indispensable pour éviter l'échauffement de la pulpe, mais aussi des tissus durs, qui se craquèlent et se fissurent si le spray est insuffisant. Il doit être donc être réglé selon l'énergie du laser employé. Le temps de relaxation thermique est à prendre en compte lors du réglage du spray : il permet aussi le refroidissement du tissu cible.

2.1.3.5 Observations sur la réalisation du soin.

Pendant la réalisation de la cavité, un bruit sec se fait entendre lorsque l'ablation au laser se produit. Le niveau sonore est faible lorsque le laser est appliqué sur des tissus sains, mais devient plus fort sur les tissus carieux car l'ablation est plus importante. Avec une expérience

minimale, ce phénomène peut aider l'opérateur à utiliser le laser pour enlever sélectivement le tissu pathologique.

L'énergie du faisceau est absorbée par l'hydroxyapatite. Si la dent a reçu du fluor, l'hydroxyapatite sera substituée par de la fluoroapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$). Cette dernière n'absorbera pas autant d'énergie, et l'ablation se fera moins rapidement : l'efficacité du laser a une **rentabilité diminuée de 20 % par rapport à la turbine**. Le soin peut donc éventuellement commencer par une fissurotomie à la turbine, permettant d'enlever la couche gênante, pour ensuite continuer avec le laser.

L'ablation idéale de tissus est obtenue en effleurant la surface de la dent avec l'extrémité de la pièce à main :

- pour réaliser une exérèse large, la pointe se déplace constamment sur la surface.
- pour réaliser une exérèse en profondeur, la pointe du laser doit réaliser un mouvement de pompage, en s'éloignant puis en se rapprochant de la dent.

Une fois qu'une cavité est réalisée, il est important de laisser un accès suffisant pour la pulvérisation d'eau à la fois pour assurer un refroidissement et pour empêcher l'accumulation de débris d'ablation, toujours en réalisant ce même mouvement de pompage. Il semblerait que l'on obtienne plus d'efficacité en étant parallèle à l'axe des prismes d'émail, pour accéder aux espaces inter prismatiques, plus riches en eau.

Comme avec les rotatifs, la forme finale de la cavité est déterminée par l'extension de la lésion carieuse.

Si une gingivectomie est nécessaire pour poursuivre le soin, il est important d'enlever le spray, sinon la coagulation ne sera pas efficace. Les paramètres devront également être adaptés.

2.1.3.6 Echelle microscopique

L'exérèse des tissus durs est réalisée grâce à l'effet thermique des lasers, qui entraîne une thermoablation : ce processus s'appelle cavitation. Le composant absorbant doit être suffisamment présent dans le volume irradié pour convertir efficacement l'énergie apportée par le laser en une augmentation de température à l'intérieur du matériel.

Avec les lasers erbium, le chromophore principal est l'eau. Les molécules d'eau présentes dans le tissu cible deviennent très chaudes, la pression augmente, et entraîne une micro explosion. La structure dentaire est enlevée. L'hydroxyapatite aussi absorbe de l'énergie, mais c'est une partie infime par rapport à l'action de l'eau. (46)

Après une irradiation au laser Er : YAG associée avec un spray, trois grands changements morphologiques sont observés (91) : une surface « lasérisée » très irrégulière avec les orifices des tubules dentinaires exposés et une absence de smear layer.

2.1.3.7 Durée du soin

Une des grandes critiques des soins carieux aux lasers est l'augmentation de la durée des soins.

En effet, l'étude de Keller et al (74) a comparé le temps moyen de réalisation de cavité à la turbine ($4,3 \pm 3,9$ minutes) et au laser Er : YAG ($7,5 \pm 4,6$ minutes). Cette différence est essentiellement liée à l'exérèse de l'émail, plus longue au laser. Dans cette étude, sur 103 patients, seuls 3 se plaignent de la durée du soin au laser. Le laser pourrait cependant être utilisé dans des conditions où l'exérèse est plus rapide, mais nous perdons alors en confort pour le patient (la nécessité d'anesthésie augmente).

Liu et al (85) trouvent eux aussi une différence de temps significative selon la préparation de cavité au laser ou au rotatif. La durée est multipliée par un facteur de 2,35 en moyenne. Malgré cela, les enfants interrogés pour la suite de l'étude choisissent le laser pour la réalisation des prochains soins.

D'autres études (43-109) en revanche montrent que le temps nécessaire pour réaliser les cavités est identique à celui avec une turbine, quoi que plus long dans les zones postérieures.

2.1.3.8 Avantages et inconvénients

L'anatomie des dents temporaires diffère des dents permanentes par : (fig.24)

- une épaisseur d'émail et de dentine plus mince,
- une chambre pulpaire volumineuse, avec des cornes pulpaires marquées.

Ces dents demandent plus de précision pour les soins que pour une dent permanente. Le laser répond à cet impératif, en permettant une préparation précise, non invasive. Le maintien de l'intégrité de la dent est plus simple à obtenir.

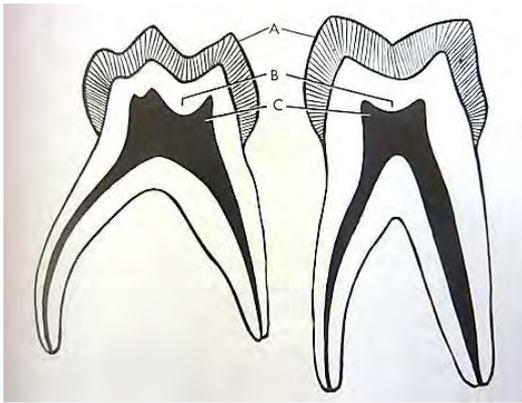


Figure 24 : Différences entre dents temporaires et dents permanentes. L'émail (a) et la dentine (b) ont une épaisseur plus fine. La pulpe est plus volumineuse, avec des cornes pulpaire plus prononcées (c). (132)

Le laser a un effet analgésique [cf chapitre 2.3 "L'effet analgésique des lasers" page 79]. Nous pouvons ainsi réaliser les soins les moins invasifs sans injection locale d'anesthésiant.

La cavité obtenue a une surface irrégulière, ce qui est idéal pour les composites et ciments verres ionomères.

La jeune patientèle appréciera l'absence de contact, de vibration et de bruit. Dans une étude (125) où les patients ont été interrogés à la fin, beaucoup ont apprécié le soin au laser, durant lequel ils ont réussi à se détendre.

Un des principaux inconvénients rapporté est la perte de temps. Cependant, nous pouvons la considérer comme minime. Actuellement en réduisant la durée des impulsions et en augmentant la puissance de crête, l'ablation est très efficace avec un transfert de chaleur infime.

Enfin, le coût du matériel et le temps de formation sont deux facteurs dissuasifs.

2.1.3.9 Perspectives

Un nouvel outil associe un laser réalisant l'éviction carieuse à un laser permettant le diagnostic des lésions. Cela permet un contrôle rétro actif de l'ablation du tissu carieux. Ce système a été réalisé par KaVo avec le laser Key 3⁺, en associant un laser DIAGNOdent® à un laser Er : YAG. Il était initialement prévu pour le détartrage sous gingival. Cet outil n'a pas été encore suffisamment évalué.

S'il fait ses preuves, il aurait comme réel avantage en pédodontie de raccourcir la durée du soin en espaçant les contrôles tactiles et visuels et de réaliser une exérèse sélective très simplement.

2.1.4 Laser et pulpotomies

Le laser est également une alternative intéressante aux techniques conventionnelles lors de la réalisation de pulpotomies sur dents temporaires et permanentes. Il peut servir à la fois lors de l'effraction de la chambre et pour l'obtention d'une bonne hémostase. Pour que le soin soit réussi, il est important de minimiser le traumatisme infligé à la pulpe, afin de préserver la vitalité et la fonction de la pulpe radiculaire, mais aussi de maintenir une bonne asepsie.

Il semble que les lasers présentent des avantages indéniables :

- le faisceau laser n'entre pas en contact mécanique avec le tissu, l'acte est donc fait sans infliger de dommages mécaniques sur le tissu restant,
- l'absence de contact permet de maintenir des conditions aseptiques,
- le laser permet une coagulation efficace,
- les vertus cicatrisantes et biostimulantes du laser amélioreraient les résultats.

[cf chapitre 2.2.1 « Avantages du laser en chirurgie buccale » page 61]

2.1.4.1 Types de laser

Le laser **Er : YAG** permet à la fois de réaliser l'ouverture de la chambre pulpaire puis l'hémostase. Huth et al (67) ont réalisé le suivi clinique durant 3 ans de patients ayant eu l'hémostase de la pulpe exécutée au laser Er : YAG. Il a été appliqué pendant 5 min avec une fréquence de 2 Hz et une énergie de 180 mJ par impulsion sans spray. Le taux de succès fut semblable à celui des pulpotomies réalisées à l'aide du formocrésol et du sulfate ferrique.

Le formocrésol est un produit ayant de bons résultats cliniques mais mis à l'écart pour son potentiel allergène, mutagène et cancérogène.

Le laser **CO₂** a été décrit pour réaliser l'hémostase lors de la pulpotomie. Une étude longitudinale réalisée par Pescheck et al (111) sur 212 molaires a montré de très bons résultats (cliniques et radiographiques) de cette technique pendant les 2 années suivant le soin. Ils ont utilisé un laser CO₂ avec une longueur d'onde de 10,7 µm et une puissance de 2 Watt, pendant 2 à 5 secondes.

Le laser **Nd : YAG** est aussi utilisé lors des pulpotomies pour réaliser l'hémostase (fig.25). Liu et al (86) l'ont utilisé sur des dents temporaires [2 W, 20 Hz, 100 mJ par impulsion]. Ils ont obtenu de meilleurs résultats au long terme qu'avec le formocrésol et n'ont observé aucune anomalie sur les dents permanentes qui leur succédaient. Furze et al (51) ont eux aussi trouvé de bons résultats. Ils ont associé l'ouverture de la chambre au laser Er : YAG [400 mJ, 10-15 Hz] avec l'hémostase et la stérilisation de la pulpe au laser Nd : YAG [2 W, 20 Hz, 10 s à 2-3 mm de la cible] pour des pulpotomies sur dents temporaires et permanentes. Les patients ont été suivis pendant 4 ans : 95 % de traitements réussis sur dents temporaires et 100 % sur dents permanentes ont été obtenus.

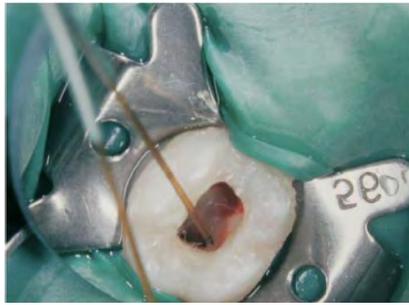


Figure 25 : Application du laser Nd : YAG dans les entrées canalaire (86)

Le laser **diode** (λ : 632 nm) peut être utilisé aussi pour les pulpotomies avec de basses énergies. Dans ce cas le laser est conseillé pour ses vertus de biostimulation et de cicatrisation. Il est testé par l'équipe de Golpayegani (57) lors d'une étude clinique randomisée. Le laser intervient après l'ouverture de la chambre et l'hémostase de la pulpe avec un coton. Il est appliqué pendant 2 minutes et 30 sec, avec un dépôt d'énergie de 4 J/cm², à une distance de 2 mm de la pulpe, avec une fibre optique de 0,5 mm de diamètre. Cette technique donne des résultats semblables à la technique utilisant du formocrésol.

2.1.4.2 Etudes histologiques

Kimura et al (77) ont réalisé une étude préliminaire sur le rat en réalisant des pulpotomies au laser Er : YAG. Ils ont constaté que lorsque cette thérapie était réalisée avec des paramètres corrects, aucune inflammation ou résorption n'était observée. Par extrapolation, ils ont émis l'hypothèse qu'une pulpotomie d'une durée de 15 secondes associée à une énergie de 34 mJ/pulse et une fréquence de 2Hz sans spray ne causerait pas d'effet néfaste sur la pulpe humaine.

L'équipe de Mareddy et al (88) a étudié la durée d'irradiation de la pulpe au laser diode (810 nm, 2 Watt) sur le chien pour standardiser la durée d'application du laser. Lors d'une exposition d'une durée d'une à trois secondes, la couche d'odontoblastes conserve son intégrité, peu de phénomènes inflammatoires sont visibles et un faible niveau de résorption et de nécroses tissulaires a été constaté.

2.1.4.3 Comparaison avec les techniques conventionnelles

Alors que certaines études (57, 67, 68, 80, 86,) estiment que le laser donne des résultats similaires aux techniques déjà employées, les auteurs d'une revue systématique réalisée en 2012 (39) soutiennent que le nombre d'études de qualité est restreint face aux nombres de techniques possibles, ce qui ne permet pas de généraliser son utilisation dans la pulpotomie. D'autre part, ils trouvent un taux de succès de la pulpotomie au laser inférieur à celui des techniques existantes.

2.1.5 Laser et endodontie

Le laser en endodontie est très étudié pour son activité anti microbienne. Mais actuellement en utilisant les lasers seuls, les résultats ne sont pas aussi bons que ceux obtenus avec les techniques conventionnelles. En revanche, en activant l'hypochlorite de calcium au laser (type erbium), l'effet anti microbien serait meilleur qu'avec les ultrasons (21). Enfin, la désinfection photodynamique (laser diode) semble aussi très prometteuse mais pour l'instant reste un adjuvant de l'irrigation classique. (48)

Le laser est aussi testé pour la préparation des canaux : pour l'instant le laser n'est pas une alternative aux instruments rotatifs considérés actuellement comme le gold standard. Les lasers sont utilisés après le passage d'instruments manuels et amélioreraient le nettoyage par rapport aux techniques conventionnelles. Les lasers erbium et Nd : YAG sont testés dans ce domaine et ne semblent pas provoquer de lésions thermiques parodontales ou intracanales avec un réglage adéquat.

Plus spécifique aux enfants, il n'existe pas d'étude actuellement sur l'utilisation du laser lors d'apexification. Le laser semble être un outil prometteur dans ce domaine-là grâce à ses propriétés de biostimulation qui pourraient permettre une amélioration de la vascularisation pulpaire.

Il est intéressant de noter qu'une analgésie laser semble efficace pour réduire les douleurs apparaissant après les traitements endodontiques des molaires (4), permettant de remplacer les analgésiques couramment prescrits. L'irradiation a été réalisée juste après le traitement endodontique, sur la muqueuse à proximité de l'apex.

[Paramètres laser diode, λ : 808 nm : dose = 70 j/cm², durée : 80 s, mode continu.]

2.1.6 Laser et restauration

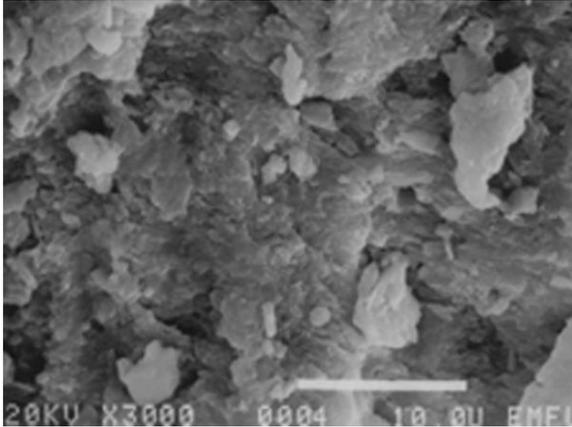
2.1.6.1 Introduction

En ne produisant pas de smear layer et en créant une surface irrégulière le laser semblait pouvoir optimiser les propriétés d'adhésion de la dentine et améliorer la qualité des collages. Ces derniers ont pour but la création d'une restauration hermétique qui résiste aux contraintes de la cavité buccale, empêchant les infiltrations qui engendrent à terme des reprises carieuses. Cependant les qualités du collage sur une surface lasérisée ne sont pas aussi prometteuses.

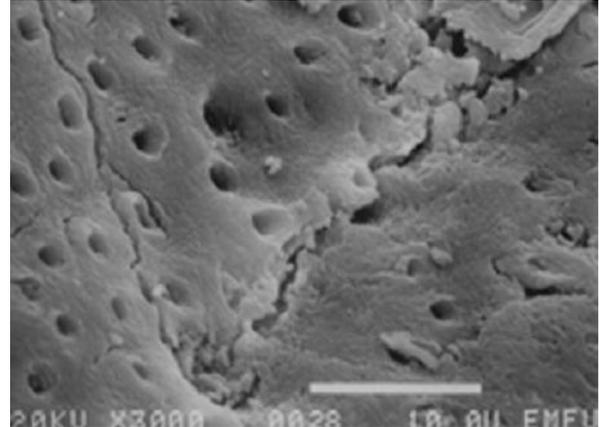
- Malgré l'absence de smear layer, un mordantage à l'acide orthophosphorique est toujours nécessaire (6)(47). La résistance aux forces de cisaillement est diminuée lorsque les surfaces lasérisées ne sont pas mordancées. L'ajout d'une irradiation laser après une préparation à la turbine ou après le mordantage n'améliore pas la résistance au cisaillement. (37)(136)

- L'adhésion des composites préparés dans les cavités sculptées au laser est moins bonne (130). Une meilleure résistance au cisaillement et moins d'infiltrations sont obtenus quand la surface est préparée à la turbine, même si un mordantage est réalisé sur les surfaces lasérisées (6)(136). Comme avec un composite préparé traditionnellement, l'adhésion est moins bonne lorsque nous employons un adhésif automordant : les meilleurs résultats sont obtenus lorsque le mordantage est suivi d'un rinçage. (6)(130)

Figure 26 : Agrandissement x 3000. Microscope électronique à balayage (115)



Surface préparée au laser Er : YAG montrant une absence de smear layer.



Surface préparée au laser Er : YAG et à l'acide polyacrylique. Les tubules dentinaires sont visibles.

Le laser n'optimise donc pas l'interface dent/adhésif. De nombreuses explications sont données :

- Le laser Er : YAG fonctionne par impulsions. Il existe donc des zones non lasérisées entre les impulsions. Il est probable que cette microstructure soit finalement trop irrégulière et cause de l'échec de liaison (20). L'application d'acide orthophosphorique rendrait cette structure plus homogène.
- Le laser entraîne une fusion des fibrilles de collagène ce qui diminue les espaces inter fibrillaires. La résine voit donc sa diffusion limitée entre les fibrilles (37)(136). Le mordantage enlève la smear layer, ouvre les tubules dentinaires et déminéralise la surface dentinaire (dissolution des cristaux d'hydroxyapatite) : il en résulte un réseau microporeux uniforme d'où jaillissent des fibrilles de collagène. En revanche l'ablation thermomécanique réalisée par le laser entraîne des micro-explosions. La surface obtenue est donc non déminéralisée et sans collagène. La couche hybride est donc plus fine ce qui pourrait être un facteur défavorable pour l'adhésion.

- La diffusion des monomères hydrophiles sur une surface lasérisée peut être diminuée par une déshydratation excessive suite à la vaporisation de l'eau contenue dans les tissus lors de l'ablation thermomécanique. (47)

Néanmoins d'autres auteurs trouvent que l'adhésion d'un composite (1) (avec application d'un mordantage) à une surface préparée au laser Er: YAG ou à la turbine est semblable. Mais leur expérimentation a été réalisée sur des dents de bovin. Il est intéressant cependant de noter qu'après six mois de cycles thermiques et d'immersion dans l'eau les échantillons ont des valeurs d'adhésion qui ne sont toujours pas statistiquement différentes.

Enfin des chercheurs prouvent que l'adhésion dépend du réglage du laser : plus les énergies employées sont fortes plus elles créent des irrégularités de surface et plus le collage sera source de micro infiltrations (6). De même (31), pour une même énergie la distance entre l'émergence du rayon et la surface dentaire influe sur le résultat : la résistance au cisaillement augmente avec la distance entre la surface et la dent, mais n'atteint jamais celle d'une surface ayant subi un etching simple.

2.1.6.2 Qu'en est-il en odontologie pédiatrique ?

❖ *Etudes sur dents temporaires*

Quelques études ont été faites sur les dents temporaires. Leurs différences de structure pourraient en effet influencer les résultats.

Les chercheurs ont comparé (18) l'utilisation de l'air-abrasion, de la turbine et du laser ER : YAG pour préparer une cavité de classe V avant le collage d'un composite microchargé. Alors que les infiltrations occlusales sont semblables, les résultats se dégradent significativement pour le laser au niveau du joint cervical des reconstitutions. Le traitement de surface au laser a été réalisé à basse énergie [2 Hz, 80 mJ] suivi d'un mordantage réalisé avec de l'acide orthophosphorique.

Borsatto et al (19) ont réalisé une comparaison longitudinale in vitro des composites réalisés sur des surfaces traitées au laser ou à la turbine. Alors que les résultats de résistance aux forces de cisaillement étaient semblables sur les deux échantillons au début de l'expérience, ils ont constaté que les échantillons lasérisés se dégradaient significativement après 12000 cycles thermiques et 6 mois d'immersion dans l'eau.

D'autres scientifiques ont retrouvé un taux d'infiltration semblable avec des restaurations au ciment verre ionomère sur les dents temporaires, que le traitement de surface ait été réalisé au laser ou à la turbine. (56)

Enfin, Wanderley et al (142) ont mis en évidence des résultats similaires sur les dents permanentes et les dents temporaires : sur ces dernières, ils ont obtenu de meilleurs résultats lors de la réalisation d'un collage sur une surface lasérisée si un mordantage a été réalisé. Ils mettent aussi en évidence l'influence de l'énergie des impulsions lasers qui crée des rugosités dommageables lorsqu'elle est trop importante.

❖ *Etude de l'adhésion de ciments verres ionomères*

Nous nous sommes intéressés à l'adhésion du ciment verre ionomère sur les surfaces lasérisées. C'est effectivement un matériau de choix en pédodontie en raison de son faible retrait, sa capacité à former une forte liaison aux structures dentaires, sa biocompatibilité et sa fonction de reminéralisation grâce à la libération de fluor. D'utilisation simple c'est une restauration auto adhésive ne nécessitant pas une isolation de la salive aussi rigoureuse que pour la réalisation des composites.

Les études sont peu nombreuses. Certaines montrent que la qualité de l'adhésion du ciment verre ionomère sur une surface lasérisée est semblable à celle obtenue avec des rotatifs (56)(89). D'autres trouvent de meilleurs résultats lorsque les surfaces sont lasérisées (42). Des facteurs influençant la qualité finale de la restauration sont trouvés comme :

- la localisation du joint (42)(115): l'adhésion est meilleure sur l'émail par rapport à la dentine ou au ciment,
- la viscosité du ciment verre ionomère utilisé (42) : moins il est visqueux, meilleurs sont les résultats.

❖ *Etude de l'adhésion des sealants*

Il en est de même pour les **sealants** (20)(32). Lorsqu'ils sont appliqués sur une surface préparée au laser, ils ont un degré de microinfiltration beaucoup plus important que lorsqu'ils sont appliqués sur une surface mordancée. L'etching est donc nécessaire permettant d'obtenir des résultats identiques aux sealants réalisés avec un mordantage simple au préalable. Une fois de plus l'obtention d'une surface irrégulière n'est pas bénéfique pour le traitement.

Le traitement au laser des sillons est compliqué : il est difficile d'incliner l'embout du laser de façon efficace dans tous les sillons tout en réalisant une application du faisceau uniforme. Plus l'embout est petit plus il est difficile de réaliser un soin homogène, mais il permettra d'atteindre les sillons les plus profonds.

❖ **Conclusion**

Face aux disparités de réglages et de techniques employées dans les études, il nous est impossible de tirer des conclusions sur la qualité et la pérennité des restaurations faisant suite à un traitement laser, ni de réaliser un protocole fiable pour une situation clinique donnée.

Toutes les études sont in vitro et la majorité porte sur des cavités de classe V. Les résultats ne peuvent donc être directement extrapolés à une situation clinique. De plus la longévité et la stabilité du traitement doivent être mises en balance face à une utilisation sur des dents lactéales vouées à être remplacées.

Il est certain que la dentine et l'émail traités au laser ont des propriétés différentes de celles traitées « traditionnellement ». La surface obtenue après préparation au laser n'est pas adaptée aux conditions de collage avec les systèmes adhésifs actuels.

2.1.7 Laser et biomatériaux

Les restaurations en or ou en amalgame ne sont pas déposables avec les lasers (70) ce qui en fait un de ses principaux inconvénients. Les métaux réfléchissent les faisceaux lumineux qui ne peuvent donc pas avoir une interaction efficace à l'intérieur de la matière. De plus le faisceau réfléchi peut causer des dommages en exposant involontairement des cibles à l'énergie du laser. Cependant de récentes études in vitro montrent que certains lasers seraient efficaces pour déposer de l'amalgame (103). Mais les informations sur les risques sont insuffisantes pour l'utiliser dans notre pratique clinique. (hyperthermie pulpaire, vapeurs de mercure)
En revanche les composites et ciments verres ionomères sont déposables avec le laser. (70)

D'autres effets nous intéressent entre les lasers et les matériaux. Dans notre pratique quotidienne, nous pouvons être amenés à utiliser le laser à proximité de restaurations existantes que l'on veut conserver : les gingivectomies en sont un exemple.

Une étude in vitro (24) a examiné la surface de différents biomatériaux après leur exposition pendant 30 secondes à un laser. Ils ont testé 3 lasers : le laser Nd : YAG, le laser CO₂ et le laser diode de 810 nm. Le but de l'étude était de choisir le laser selon le type de restauration à proximité de la cible.

Sur la surface de l'*amalgame*, le laser Nd : YAG produit des cratères néfastes dans la matière qui semblent nécessiter la réfection de la restauration. En revanche les lasers à diode (810 nm) et CO₂ ont réalisé des marquages à peine visibles à faible grossissement. (fig.13)

Les *composites* ont été fortement altérés par les irradiations du laser à CO₂. Les surfaces sont carbonisées et marquées par des lésions d'un diamètre d'environ 1,30 mm. Les lasers Nd : YAG et diodes ont causé également des effets visibles, mais beaucoup moins importants. (fig.14)

Les ciments verres ionomères plus utilisés chez les enfants, n'ont hélas pas été inclus dans l'étude. D'autre part les irradiations ont duré 30 secondes : cette durée arbitraire n'est pas révélatrice de notre activité. Cependant nous constatons que les lasers doivent être utilisés avec précaution à proximité des restaurations existantes, pour éviter des micro fissures voir craquelures pouvant retenir la plaque et à terme conduire à des infiltrations.

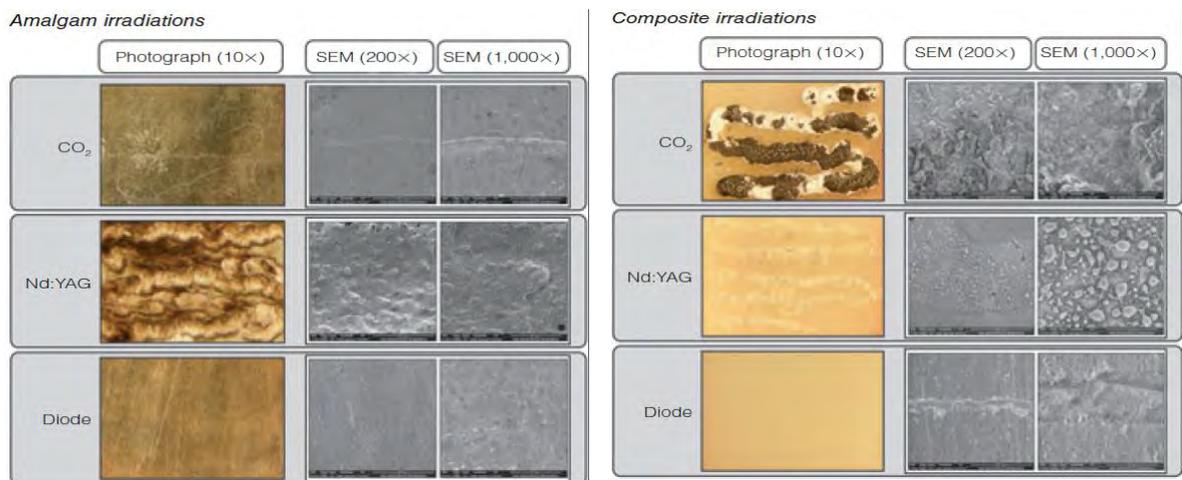


Figure 13 : Le laser Nd : YAG, en marquant l'amalgame sur des surfaces d'environ 700 µm de diamètre, rend problématique son utilisation à proximité de ce type de restauration. (76)

Figure 14 : Le laser CO₂ crée des lésions de l'ordre du mm sur le composite. Le laser diode laisse des impacts de l'ordre de 30 µm. (76)

Nous retiendrons donc qu'il faut protéger les restaurations devant être conservées si des soins sont réalisés à proximité. Face au manque d'étude clinique nous utiliserons les instruments rotatifs pour déposer les restaurations.

Enfin, des études sont réalisées sur la céramique. En odontologie pédiatrique nous sommes peu confrontés à ce type de matériaux. De nouvelles techniques apparaissent pour décoller les brackets en céramique en utilisant le laser. (104)

2.2 Chirurgie buccale

Grâce à son absorption par les chromophores tels que l'eau et l'hémoglobine, le laser est très utilisé en chirurgie pour les frénectomies et les gingivectomies. Il offre la perspective de faciliter les chirurgies en améliorant les conditions per et post opératoires. Les procédures de chirurgie des tissus mous sont souvent difficiles à réaliser en cabinet libéral, menant à des prises en charge parfois lourdes sous anesthésie générale. Une simplification des gestes permettrait donc une prise en charge aisée par le chirurgien-dentiste qui serait plus acceptée par les enfants et leurs parents. Nous allons voir quels sont les avantages du laser puis nous décrirons certaines chirurgies.

2.2.1 Avantages du laser en chirurgie buccal

2.2.1.1 Amélioration de l'hémostase

De nombreux articles évoquent une diminution des saignements (45, 71, 143) lors de la réalisation des chirurgies au laser. En revanche, peu d'études comparent les différentes techniques existantes entre elles : le bistouri à lame froide, le bistouri électrique et le laser.

Une étude (44) sur des patients sous anti coagulant ayant un INR entre 3 et 4 montre qu'une irradiation au laser après une chirurgie n'est pas une technique plus efficace que les techniques conventionnelles et n'exclut pas les risques de saignements post-opératoires. Après des actes invasifs (extractions, chirurgies apicales et parodontales) le laser **Nd : YAG** (1 064 μm) a été utilisé (*mode continu, puissance moyenne de 30 W*) avant la réalisation d'une hémostase traditionnelle (sutures et compression). Un groupe contrôle n'a pas été lasérisé : alors que l'hémostase a été obtenue dans les deux groupes en fin de chirurgie, le même nombre d'hémorragies post-chirurgicales a été relevé dans les deux groupes. L'étude a cependant été réalisée sur peu de patients (45) mais montre les limites de la coagulation au laser Nd : YAG.

Une équipe de chercheurs (100) a testé les paramètres influant sur la coagulation des tissus mous lors d'une chirurgie avec les lasers **Er : YAG** chez des jeunes. L'hémostase est de moins bonne qualité qu'avec le laser Nd : YAG : le chromophore absorbant cette énergie étant l'eau, la pénétration du faisceau est beaucoup moins importante dans les tissus, ce qui crée moins de dommages thermiques.

Exemple de paramétrage d'un laser Er : YAG (100)

	Effet	Energie	Fréquence	Diamètre de l'embout	Durée des impulsions	Distance
Elexion Er : YAG	Incision	250 mJ	20 Hz	0.8 mm	600 µs	5 mm
	Coagulation					20 mm

Ils ont constaté que le **jet d'eau** qui permet à la fois le refroidissement et le nettoyage diminue le contrôle de l'hémorragie. Utiliser seulement un spray d'air n'est pas une bonne option : cela fragilise les tissus qui saigneront plus à la fin du soin. Lors de la réalisation de pré-tests in vitro, aucun des lasers Er : YAG utilisés sans spray air-eau n'a engendré un effet thermique nocif : les énergies nécessaires pour vaporiser les tissus étant faibles, la chirurgie semble pouvoir être réalisée sans spray sans risques.

En augmentant la **distance de travail** entre le laser et le tissu cible, l'effet du faisceau lumineux n'est plus l'incision ou l'ablation mais la coagulation de surface. Cela permet d'avoir une vision nette du champ opératoire. Il est nécessaire de renouveler cette opération à la fin de l'intervention pour coaguler l'intégralité de la surface de la plaie.

Pour finir, ces scientifiques ont mis en évidence le rôle de la **durée des impulsions** : plus celles-ci sont longues, plus la coagulation est efficace. Un paramétrage soigné de la fréquence est aussi important pour permettre aux tissus de refroidir.

Il semble donc que le laser diminue les saignements face aux chirurgies réalisées au bistouri à lame froide. Mais il est important d'évoquer le bistouri électrique qui a lui aussi une action de coagulation efficace. Néanmoins chacun des outils (laser ou bistouri électrique) a ses avantages et ses inconvénients.

Voici les points forts du **bistouri électrique** :

- L'électrode peut être pliée pour répondre aux besoins cliniques permettant de réaliser des coupes très étroites et précises. Les côtés de l'électrode et sa pointe sont travaillants : les tissus mous peuvent ainsi être sectionnés en profondeur.
- Les électrodes coupent plus rapidement que le laser.
- Si un bon réglage est réalisé, l'hémostase est presque immédiate.
- Après le soin, la plaie est presque indolore.
- Il est moins coûteux qu'un laser.

Néanmoins le bistouri électrique a aussi des inconvénients :

- Il est nécessaire de faire des anesthésies systématiquement. Certaines chirurgies au laser peuvent être réalisées sans anesthésie.
- Il est indispensable de nettoyer les électrodes fréquemment pendant l'utilisation car les débris de tissus entraînent une diminution de la vitesse et de la profondeur de coupe.
- Comme l'éviction est plus rapide, le bistouri électrique demande plus d'entraînement.
- Il est dangereux de l'utiliser autour des objets métalliques comme les amalgames.
- La sensation tactile, qui a l'avantage d'exister par rapport au laser, reste faible.
- Il n'est pas utilisable sur les personnes portant des pacemakers.
- L'expression « bistouri électrique » est anxiogène pour le patient.
- Une odeur de chair brûlée se dégage, plus importante qu'avec laser, donnant un goût désagréable qui resterait en bouche plus longtemps que celui obtenu avec le laser.

A l'heure actuelle il n'est pas possible de dire si le laser a une efficacité supérieure au bistouri électrique en termes de coagulation. Ces deux objets semblent avant tout deux outils complémentaires, ayant des bénéfices propres.

Enfin, le rôle de l'**anesthésie locale** par infiltration ne doit pas être oublié : les vasoconstricteurs jouent un rôle dans la diminution des saignements.

2.2.1.2 Diminution des exigences de sutures

Comme l'hémostase est réalisable au laser, très peu de sutures sont nécessaires ; ainsi dans les études réalisant des frénectomies (71) ou des exérèses de kystes mucocèles (143) les tissus sont rarement suturés. En revanche, pour les patients sous anticoagulants (44), elles sont toujours nécessaires.

2.2.1.3 Réduction du temps opératoire

Ce gain de temps est obtenu par la gestion du saignement, qui peut éviter par la suite de suturer le site. Or ces deux actes peuvent prolonger considérablement la durée du soin. Comme les enfants tolèrent difficilement les positions statiques prolongées, les chirurgies au laser sont très intéressantes. (71)

2.1.1.4 Amélioration de la cicatrisation

Beaucoup d'études mentionnent une cicatrisation rapide, esthétique et indolore. Voyons quels sont les arguments en faveur d'un tel avantage.

Cet effet a été remarqué lors de l'utilisation du laser **Er : YAG**. Le mécanisme d'action de ce laser lors de son utilisation sur les tissus mous est le même que celui sur les tissus durs : des micro explosions sont induites par la vaporisation des molécules d'eau. C'est la raison pour laquelle la profondeur de pénétration de la longueur d'onde de ce laser se situe entre 5 et 40 μm seulement. Les dommages thermiques résiduels du laser Er : YAG ont donc lieu dans une épaisseur de 5 μm . Cela pourrait expliquer la guérison rapide et sans complications (100) après l'intervention du laser sur des tissus mous.

Yamasaki et al (144) évoquent l'effet des **protéines de choc thermique** (Hsp) 70 et 25 : en effet elles seraient présentes rapidement et en grand nombre lorsque la chirurgie a été réalisée au laser **CO₂** dans les cellules au voisinage de la plaie. Elles permettraient d'éviter les phénomènes de mort cellulaire, de protéger les cellules et d'induire une réparation cellulaire :

- La protéine de choc thermique 70 joue un rôle important dans les cellules stressées en aidant les protéines endommagées à se réparer et en participant à la synthèse de nouvelles protéines pour remplacer les protéines endommagées.
- La protéine de choc thermique 25 module la dynamique des microfilaments afin de réguler l'adhésion, l'allongement, la migration et la concentration des cellules, phénomènes essentiels pour la guérison des plaies. Comme Hsp 70, elle a un rôle de protection des cellules stressées.

[Paramètres : λ : 10,6 μm , puissance de crête : 5 W, durée des impulsions : 600 μs , temps de relaxation thermique : 6 ms]

Sawabe et al (127) ont comparé la cicatrisation de gingivectomies réalisées chez des rats au laser **Er : YAG** et au bistouri électrique. Cette étude a mis en évidence le rôle de l'**intensité du choc thermique** dans la cicatrisation. Ils ont constaté que le laser Er: YAG entraînait des dommages thermiques beaucoup moins importants que l'électrochirurgie.

[Paramètres :

Laser Er : YAG, 10.4 J/cm²/impulsion, 30 Hz, embout incliné à 80° en quartz, diamètre : 400 μm

Bistouri électrique : réglage de 4,5 (gamme de 0 à 9) sonde en contact de 25 μm de diamètre, appareil ayant une fréquence et une puissance maximale respective de 1.2 MHz, 40 W.

Durée de l'intervention : 20-30 s.]

Sur le plan histologique, la couche thermiquement modifiée immédiatement après une ablation au laser Er : YAG est de 20 µm d'épaisseur. Elle atteint en revanche les 85 µm d'épaisseur après une électrochirurgie.

Sur les sites instrumentés à l'électrochirurgie, ces dommages thermiques ont entraîné une dégénérescence des tissus épithéliaux et conjonctifs. L'apparition de la ré-épithélialisation a été retardée.

Sur les sites traités au laser, il n'y a pas eu de destruction post opératoire des tissus et un caillot de fibrine a rapidement pris place.

L'analyse immunohistochimique a montré que la protéine de choc thermique Hsp 70 était beaucoup plus présente dans les tissus ayant subi une électrochirurgie, même les plus éloignés, alors que son expression était minimale dans les tissus lasérisés. Rappelons que c'est la première protéine retrouvée dans un tissu stressé car elle empêche l'apoptose des cellules. Son expression se produit lors d'une augmentation de température d'environ 5°C ce qui signifie que **l'électrochirurgie produit un dommage thermique excessif sur une surface plus étendue que le laser Er: YAG.**

La protéine Hsp 47 qui met en évidence le processus de cicatrisation a été retrouvée dans les tissus adjacents au site lasérisé. En revanche son expression était plus étendue dans les sites ayant subi une chirurgie au bistouri électrique. Cette protéine a été retrouvée plus rapidement à la surface du tissu lasérisé. Cela argumente une guérison plus rapide. Le collagène non dénaturé près du site est très certainement utilisé comme échafaudage des migrations cellulaires lors de la cicatrisation, permettant un gain de temps.

Enfin, l'expression de la protéine nucléaire PCNA (proliferating cell nuclear antigen) a été étudiée. C'est une protéine améliorant la processivité des ADN polymérases : elle est donc corrélée à l'état de prolifération de la cellule et indique dans ce cas la progression de la ré-épithélialisation. Elle a été détectée dans le tissu ayant subi une électrochirurgie plus tardivement que dans le tissu lasérisé, ce qui prouve que la cicatrisation est plus rapide dans ce dernier.

Enfin la **thérapie laser à basse énergie ou photothérapie** semble aussi améliorer la cicatrisation : elle consiste à appliquer quotidiennement durant la cicatrisation un laser à basse énergie. En dépit d'une utilisation répandue et de bons résultats (50) dans le traitement de la cicatrisation des plaies, son mécanisme d'action exact n'est pas encore connu.

Une thérapie laser à basse énergie est, comme tout soin au laser, caractérisée par une longueur d'onde, une taille de spot, une puissance, une densité de puissance, une énergie, une densité d'énergie et une durée d'irradiation. Pour cette raison, les nombreuses études sont difficiles à comparer.

Nous nous intéresserons à deux études, menées chez les rats par Kilík et al (75) et Gal et al (53) montrant une amélioration de la cicatrisation des blessures lors de l'application quotidienne d'un laser diode (GaAlAs, λ : 635 nm) par rapport à une blessure cicatrisant naturellement. Dans les deux études **l'utilisation du laser a permis d'éviter une réponse inflammatoire tissulaire trop importante, sans compromettre la prolifération des fibroblastes et des kératinocytes mais aussi d'améliorer la néo vascularisation et la formation anticipée de fibres de collagène.** Les meilleurs résultats ont été obtenus pour une irradiation de 15 mW/cm² trois fois par jour. Le faisceau était appliqué à une distance de 10 cm du tissu permettant l'administration d'une dose quotidienne de 5 J/cm². Le traitement a duré 15 jours.

Au cours de ces études ces traitements complémentaires ont été testés sur des rats ayant une réponse anti-inflammatoire diminuée. Les rats diabétiques (75) voient la phase de prolifération stimulée lors de l'irradiation laser, avec une augmentation de production de collagène dans la phase de maturation. Le laser à basse intensité est donc bénéfique. Mais la phase inflammatoire subit peu de modifications.

Chez les rats sous corticothérapie (53), aucune amélioration n'est notée. Cependant de bons résultats avaient été trouvés dans une expérience précédente avec une longueur d'onde plus élevée et une énergie plus forte.

Le rôle du laser à basse énergie dans la cicatrisation reste donc à éclaircir, afin de comprendre les mécanismes intervenants et d'adapter les irradiations. Cet effet sera à nouveau décrit dans le traitement des mucites.

2.2.1.5 Effet décontaminant

L'effet antibactérien du laser est un avantage très évoqué dans les articles, retrouvé essentiellement pour la désinfection endodontique et en parodontologie. Il est très peu étudié en tant que tel pour les chirurgies. Les recherches portent en général sur une ou deux bactéries et l'utilisation complémentaire d'un laser qui apporte une amélioration par comparaison au groupe contrôle. Les mécanismes ne sont cependant pas expliqués. Certains (137) ont pour hypothèse que l'effet thermique du laser permettrait d'inactiver la bactérie Escherichia Coli avec le laser diode (980 nm). D'autres techniques sont testées, en utilisant des chromophores ou photosensibilisateurs (96) qui se fixent à des bactéries : ces molécules, une fois activées par un laser à basse irradiation neutralisent les bactéries. Les études sont en cours pour trouver des protocoles éliminant sélectivement des bactéries ou ayant un effet décontaminant global.

Toutefois, le laser semble jouer un rôle dans la diminution de la contamination par son action sans contact lors de chirurgie qui évite la transmission de bactéries dans les différents sites où nous pouvons être amenés à intervenir. Enfin la chaleur semble permettre un rôle antibactérien : les paramétrages du laser sont à étudier pour pouvoir réaliser une décontamination efficace sans créer de lésions tissulaires dommageables.

2.2.1.6 Conclusion

Quand il s'agit de procédures chirurgicales, les enfants et les adolescents sont des patients différents : il est souvent difficile d'obtenir leur coopération. En permettant une diminution du temps opératoire et en améliorant les conditions post opératoires, les procédures chirurgicales au laser deviennent moins lourdes et donc plus facilement réalisables en cabinet libéral. La relation praticien/patient en est améliorée.

2.2.2 Considérations techniques

2.2.2.1 Choix du laser

Afin de connaître les manipulations optimales selon les longueurs d'onde, Kang et al (72) ont comparé deux longueurs d'onde, 532 nm (forte affinité pour l'hémoglobine) et 2 000 nm (forte affinité pour l'eau) lors de différentes utilisations sur un rein de porc. Le laser de 532 nm a montré les meilleurs résultats pour la vaporisation des tissus. En revanche, le laser de 2 µm a une efficacité de coupe meilleure, fiable et précise : la profondeur des « tranchées » réalisées avec ce laser est plus régulière qu'avec le laser de 532 nm et a une largeur plus fine. Mais la surface a une tendance à la carbonisation. L'hémostase est identique avec les deux lasers.

Ces résultats s'expliquent par la dénaturation de l'hémoglobine, le chromophore qui absorbe les faisceaux lumineux : cela entraîne une diminution d'absorption du rayon de longueur d'onde de 532 nm lors d'un second passage sur le tissu. Le laser voit donc son efficacité d'ablation diminuée de 30 %. En revanche, le chromophore « eau » ne subit pas de modification : l'efficacité d'ablation est constante.

Cependant, dans les cas que nous allons présenter, les lasers sont utilisés indifféremment pour réaliser une excision ou une vaporisation : il semble donc que la gestuelle, les réglages et la qualité du tissu priment par rapport à ces résultats d'études. De plus, peu d'études comparent les lasers entre eux sur des gestes cliniques. **Il est cependant recommandé en cas de chirurgie sur un tissu pigmenté et/ou très vascularisé d'utiliser les lasers argon, diode et Nd : YAG. En revanche, sur un tissu peu pigmenté, les lasers Er : YAG et CO₂ seront les plus efficaces.** (81)

2.2.2.2 Réalisation de biopsie

Il est possible de réaliser des biopsies de lésions buccales avec les lasers. En effet, les kystes mucoïdes (123, 143) après leur exérèse au laser peuvent être identifiés histologiquement. Il en est de même pour des lésions moins volumineuses telles que les papillomes (13) (fig.27). Le risque est de créer un dommage thermique périphérique trop important lésant les cellules en profondeur. Il est donc recommandé de réaliser les incisions à distance de la lésion et d'éviter de passer le faisceau du laser sur la lésion (les analgésies au laser sont donc à proscrire) pour s'assurer de la qualité du diagnostic anatomopathologique. L'utilisation d'une énergie modérée avec un spray permet de s'assurer que la couche endommagée périphérique soit la plus fine possible. Avec le laser Er : YAG elle ne dépasse pas le millimètre (122). Enfin, l'opérateur prendra la précaution de noter sur le bon pour le laboratoire la nature du laser utilisé pour l'excision.

Figure 27 : (13)



Vue préopératoire d'un papillome (tumeur épithéliale bénigne) chez une enfant de 12 ans



Exérèse réalisée au laser Er, Cr : YSG

2.2.3 Description de l'utilisation du laser en chirurgie buccale

2.2.3.1 Frénectomies

❖ *Frénectomies labiales*

Cette chirurgie fréquemment réalisée est indiquée lorsque le frein est :

- hypertrophique,
- à l'origine d'un diastème,
- gênant lors du brossage.

Une étude (71)(fig.28) a comparé la réalisation de 40 frénectomies labiales réalisées soit conventionnellement soit avec le laser **Nd : YAG** par le même chirurgien. La séquence opératoire de cette étude comporte 5 étapes :

- anesthésie,
- clampage du frein avec la pince Hasteed,
- excision du frein avec le laser Nd : YAG,
- hémostase avec compresses,
- sutures si nécessaires.

[Paramètres : énergie : 40 J, fréquence : 40 Hz, puissance : 4 W, durée : 10 s, densité de puissance : 5 W/cm², densité d'énergie : 50 J/cm², durée d'impulsion courte, utilisation en contact avec la muqueuse buccale]

Le laser Nd : YAG ne doit pas toucher le tissu osseux sans quoi un **risque de nécrose** compliquerait la gestion post-opératoire. Dans cette étude, deux patients ont eu l'os mis à nu suite à la chirurgie dans la région papillaire entre les incisives maxillaires. La cicatrisation complète a alors été réalisée en 45 jours, sans surinfection, avec la mise en place d'une hygiène orale rigoureuse. Cette exposition de l'os a été provoquée par une inattention de l'opérateur qui a utilisé le laser trop longtemps sur la même surface entraînant une augmentation de température qui a lésé le périoste. Dans la zone papillaire, l'épaisseur de tissu est très faible ce qui n'a pas permis une dissipation efficace de l'énergie.

Cette étude a pu comparer le déroulement des deux types de chirurgie. Le saignement a été absent durant toutes les chirurgies au laser alors qu'il a été considéré comme abondant lors des chirurgies traditionnelles. Des sutures ont été réalisées systématiquement lors de la chirurgie traditionnelle, mais avec le laser aucune n'a été nécessaire. La durée de réalisation d'une chirurgie avec le laser a été plus courte.

En revanche, aucune différence significative n'a été mise en évidence pour le niveau de douleur post opératoire.

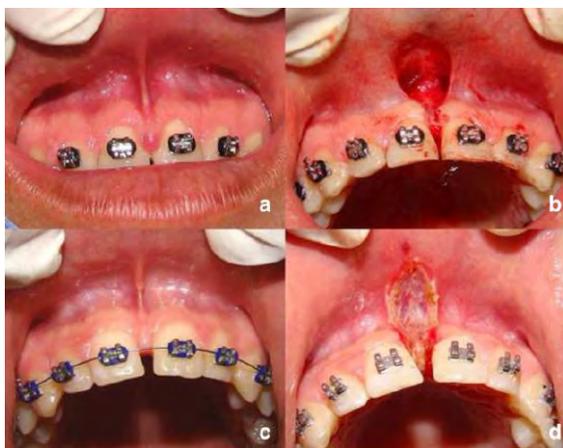


Figure 28 : a, b : frénectomie réalisée avec la technique conventionnelle.
c, d : réalisée avec le laser (71)

Nous citerons brièvement l'étude de Desiate et al (45) au cours de laquelle des frénectomies labiales ont été réalisées sur 5 patients **sans infiltrations locales d'anesthésiques** avec un **laser diode de 980 nm**.

Les patients ont trouvé la chirurgie indolore et ils ont tous repris leurs activités habituelles sans délais.

[Paramètres : fluence : 5-15 J/cm², durée des impulsions : 20-60 ms, diamètre du spot < à 1mm]

❖ **Frénectomies linguales**

Beaucoup moins d'études sont retrouvées dans la littérature. La frénectomie linguale est réalisée lorsque le frein gêne lors de la déglutition, de la mastication et de la phonation. Cette intervention peut être réalisée précocement pour faciliter l'allaitement.

Puthussery et al (114) décrivent la réalisation des frénectomies linguales en utilisant le laser **CO₂**.

Une incision simple est réalisée verticalement pour libérer le frein. Les résultats sont très encourageants, les patients sont satisfaits mais le geste n'est pas comparé à celui réalisé avec l'instrumentation traditionnelle.

[Paramètres : λ : 10,6 μ m, puissance : 4 W, 25 J/cm², mode continu]

Kotlow (79) décrit la réalisation des frénectomies chez **les nouveaux nés**. Il insiste sur le choix du laser selon le tissu : plus il est pigmenté et vascularisé, plus le **laser diode** est recommandé. Plus le tissu est fibreux, plus le laser **Er : YAG** est efficace.

Il recommande comme réglage chez les nouveaux nés :

- *Diode (λ : 1064 nm) : mode pulsé, durée des impulsions : 24 ms, temps de relaxation thermique : 18 ms. puissance : 1,09 – 1,43 W ou durée d'impulsion : 800 μ s, temps de relaxation thermique : 400 μ s, puissance : 1 W. Diamètre de la fibre : 200 μ m.*
- *Er : YAG : fréquence de 20 Hz, énergie des impulsions : 55-80 mJ, durée des impulsions : 600 ms, pas de spray.*



Figure 29 : Une main permet de maintenir la tête et d'ouvrir la bouche du nourrisson (81)

Du paracétamol a été donné à l'enfant avant la chirurgie. L'enfant est enveloppé pour contrôler ses mouvements. Un rouleau de coton avec de l'eau sucrée est placé dans la bouche pendant les préparatifs. L'enfant et le personnel s'équipent de lunettes de protection. La tête de l'enfant est stabilisée par la main libre du chirurgien posée sur le front de l'enfant tout en lui ouvrant la bouche (fig.29). L'assistant peut tirer la lèvre de l'enfant vers le bas. Le laser est ensuite placé sur la partie médiane du frein puis l'ablation est réalisée. La frénectomie est suffisante quand le doigt du chirurgien peut se déplacer sans interférence d'un côté du plancher de la bouche à l'autre. Une fois la chirurgie terminée le nourrisson est à nouveau invité à sucer un rouleau de coton saturé en eau sucrée. La mère peut allaiter son bébé immédiatement : dans la plus part des cas l'amélioration est immédiate.

Des soins post-chirurgicaux sont réalisés pour permettre une cicatrisation du frein dans sa nouvelle position.

❖ **Conclusion**

Peu d'études comparent les différentes techniques existantes, leurs avantages et leurs inconvénients. Il nous est donc difficile de savoir si le laser est un outil de choix. Les résultats semblent cependant très bons. Le laser doit être choisi selon le tissu cible : l'attachement papillaire lors de frénectomie labiale doit être évalué pour éviter toute nécrose du périoste. La technique au laser ne semble pas indolore : les cas réalisés sans anesthésie sont trop peu nombreux.

Le coût élevé de l'appareil laser, ainsi que l'exigence de formation pourraient être considérés comme des facteurs limitant pour l'utilisation généralisée de cette technique. Par conséquent, d'autres études sont nécessaires pour fournir une compréhension complète et une standardisation de la technique.

2.2.3.2 Gingivectomies

La gingivectomie peut être indiquée chez l'enfant lors d'hyperplasies et de restaurations ou de collages juxta gingivaux.

Kívia et al (78) décrivent la réalisation de gingivectomies au laser CO₂ suite à des hyperplasies gingivales dues à des appareillages orthodontiques. Même si une amélioration de l'hygiène permet d'y remédier assez efficacement, il est intéressant en cours de traitement de pouvoir exécuter un collage après avoir réalisé l'éviction d'une gencive hyperplasique. De plus les soins au laser CO₂ permettent une coagulation immédiate des petits vaisseaux.

[Paramètres : λ : 10,6 μ m, puissance : 5 W. Les auteurs n'ont pas précisé la technique analgésique employée]

Sawabe et al (127) ont comparé la réalisation de gingivectomie avec un laser **Er : YAG** et un bistouri électrique chez le rat. Le laser a entraîné moins de dommages sur les tissus entourant la lésion ce qui a permis une cicatrisation plus rapide.

Cette application permet de réaliser des élongations coronaires comme dans le cas de cette patiente de 15 ans présentant une lésion carieuse sous gingivale sur 37 en cours d'éruption (fig.30). L'intervention a été réalisée sous anesthésie locale avec un laser **Er : YAG** qui a permis par la suite de réaliser l'exérèse carieuse après changement du paramétrage.



Figure 30 : (100)

[Paramètres pour gingivectomie au laser Er : YAG : énergie des impulsions : 100 mJ, fréquence 30 Hz, durée des impulsions 163 μ , mode sans contact, distance de 2 mm]

2.2.3.3 Ostéotomie

Le laser **Er : YAG** permet l'exérèse du tissu osseux (52). Il permet donc de réaliser des ostéotomies, lors des extractions de dents de sagesse ou lors d'expositions chirurgicales de canines incluses.

Passi et al (108) ont comparé son utilisation à celle du contre angle lors d'extraction de dents de sagesse. Le laser a permis une ablation de l'os précise sans effets secondaires négatifs. La pointe du laser a été utilisée sans contact ce qui permet un positionnement facile.

Les principaux inconvénients évoqués sont la durée de l'intervention (23 min d'ostéotomie au laser contre 11,9 min avec les instruments rotatifs), un trismus postopératoire augmenté et un manque de sensibilité tactile. Le chirurgien a aussi été gêné par le spray air-eau qui a entraîné d'importantes éclaboussures de sang. Ce dernier risque en plus de créer une embolie gazeuse dans le tissu.

La durée augmentée du trismus est sans doute due à une plus longue manipulation du lambeau avec un écarteur pendant la chirurgie.

Le saignement et l'œdème ont cependant été moins importants en post opératoire lors de l'utilisation du laser.

Le bénéfice de l'utilisation de laser Er : YAG dans le cas d'ostéotomie semble donc minime. Il peut être considéré comme un outil alternatif aux rotatifs utilisés conventionnellement lors des ostéotomies dans le cas de patients anxieux, ne supportant pas le bruit et les vibrations.

[Paramètres : λ : 2,94 μm , énergie des impulsions : 700 mJ, fréquence : 10 Hz, durée des impulsions : 250 μs . Distance embout-os : 1-2 mm. Spray air eau stérile]

2.2.3.4 Exérèse de kyste mucocèle

Le kyste mucocèle, ou kyste mucoïde, est une rétention de mucus aux dépens d'une glande salivaire accessoire. L'incidence est élevée : 2,5 / 1000 individus, c'est la seconde lésion bénigne la plus fréquente dans la cavité buccale après les fibromes.

C'est un processus indolore, le kyste est fluctuant à la palpation, d'une couleur opalescente, parfois violacé, d'un diamètre allant de quelques millimètres à quelques centimètres. Ils sont principalement retrouvés sur la lèvre inférieure (plus de 50 % des cas). Lorsque le volume est très important, le kyste se vide du mucus accumulé après rupture des parois. Par la suite, la pseudotumeur récidive.

On distingue deux étiologies :

- le kyste mucocèle rétionnel : le canal excréteur est obstrué.
- le kyste mucocèle par extravasation : le canal excréteur a été endommagé, le plus souvent par un acte d'origine traumatique comme les morsures ou tics de mordillements. Les liquides sécrétés fuient dans les tissus environnants.

Le diagnostic différentiel doit être réalisé avec le fibrome, l'angiome, le lipome et les pathologies bénignes et malignes des glandes salivaires.

Le seul traitement est l'exérèse, lors de laquelle l'opérateur doit s'assurer d'enlever le kyste et sa capsule fibreuse ainsi que la glande salivaire qui en est responsable. Une analyse anatomopathologique est réalisée pour confirmer le diagnostic.

Le kyste mucocèle par extravasation est le plus fréquent chez les enfants, présent dans près de 8 cas sur 10 sur la lèvre inférieure, au niveau des canines.

Romeo et al (123)(fig.31) rapportent des cas d'exérèse de kystes mucocèles en utilisant différents lasers chez des jeunes de 12 à 14 ans. Selon la taille des lésions et la situation clinique la technique employée n'est pas la même :

- si le kyste est enfoui, une incision droite est réalisée sur la muqueuse,
- si le kyste est en superficie, une incision circonférentielle est réalisée autour du kyste.

Une anesthésie locale par infiltration est réalisée au début de l'intervention et le site est suturé si la taille de la lésion est importante.

Une analyse anatomopathologique est demandée après chaque intervention pour confirmer le diagnostic.

Les chirurgiens évoquent un contrôle du saignement très efficace avec les lasers avec les longueurs d'onde basses (KTP et diode) et des incisions précises et atraumatiques avec le laser Er, Cr : YSGG.

Figure 31 :

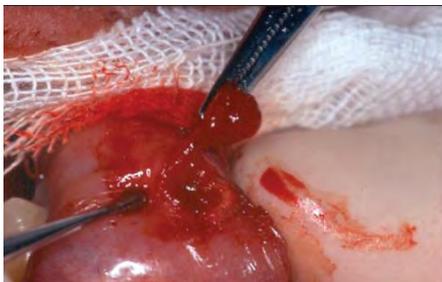
Excision d'un kyste mucocèle chez un garçon de 14 ans avec un laser Er, Cr : YSGG (λ : 2780 nm)(123)



Kyste d'un diamètre de 0,5 cm apparu suite à un traumatisme sur la lèvre inférieure.



Incision longitudinale au laser



Exposition du kyste pour une excision finale au laser.
Un point de suture est réalisé.



Cicatrisation après 3 semaines

Yagüe-Garcia et al (143) comparent l'excision de kystes mucoïdes au laser CO₂ et au scalpel. Ils notent de nombreux avantages à cette nouvelle technique.

[Paramètres : puissance 7.5 W, en mode focalisé pour la coupe de la muqueuse ou défocalisé pour vaporiser le tissu pathologique restant et pour contrôler le saignement]

La durée de l'intervention est plus courte (durée totale du soin de 3 à 5 min) qu'avec le scalpel : cet outil demande plus de minutie et de précaution. De plus il est indispensable de suturer les berges avec l'utilisation d'un scalpel ce qui peut être évité lors d'exérèses de petites lésions au laser.

Les **complications post opératoires et rechutes sont nettement inférieures avec le laser**. L'utilisation du scalpel est beaucoup plus agressive pour les tissus environnants : il est par conséquent possible d'endommager les glandes salivaires voisines ou une branche terminale du nerf mentonnier. Les dommages peuvent être aussi liés à l'aiguille lors de la suture.

La cicatrice est plus esthétique avec un laser : le revêtement épithélial qui recouvre la lésion est plus fin.

Ils notent aussi une **meilleure gestion des saignements, du gonflement et des douleurs**. Les patients n'ont pas besoin d'antidouleurs après l'exérèse réalisée au laser alors que la moitié en prennent après l'utilisation du scalpel.

2.2.3.5 Exérèse de fibrome

C'est la deuxième lésion hypertrophique la plus rencontrée dans la bouche des enfants après le kyste mucocèle. Il peut être dû à des morsures ou au port d'appareil orthodontique. Son exérèse au laser est cependant beaucoup moins étudiée que celle du kyste mucoïde. Néanmoins, la technique chirurgicale au laser est semblable : ces lésions sont souvent pédiculées, donc l'acte est encore plus simple. Les lasers utilisés et les paramètres sont identiques.

Nous retrouvons les mêmes avantages : peu de saignements, sutures généralement superflues, biopsie réalisable et bonne cicatrisation. (92)

2.2.3.6 Kyste éruptif

Un kyste éruptif est une dilatation anormale du sac folliculaire par un liquide séreux ou hématique. Il disparaît après éruption de la dent. Cependant, nous sommes amenés à soulager l'enfant en supprimant ce sac lorsqu'il devient gênant lors de la mastication ou s'il devient la siège de phénomènes infectieux. Les lasers (81) peuvent être utilisés dans un mode sans contact pour l'ablation des tissus et l'exposition de la couronne clinique de la dent en cours d'éruption. (fig.32) (fig.33)



Figure 32 : a. Kyste éruptif sur la 46. b. Réalisation de l'éviction du tissu au laser Er, Cr : YSGG. c. réévaluation 15 jours après la chirurgie. (mauvaise hygiène) (16)

[Paramètres : 20-30 Hz, puissance des impulsions : 45-55 mJ, mode sans contact, sans spray (81)]

Cette chirurgie est peu décrite. Des études doivent être menées sur les risques pour la dent permanente même si l'énergie utilisée est faible et n'est pas en contact prolongé avec la dent. Le laser offre comme avantage de pouvoir parfois se dispenser de l'anesthésie et permettre une bonne hémostase permettant une bonne visibilité du champ opératoire. (14)(16)(81)



Figure 33 : Excision d'un kyste éruptif avec un laser diode (λ : 810 nm). Contrôle à 2 mois. (99)
[Paramètres : puissance : 3 W, mode continu, diamètre de la fibre : 320 μ m]

2.2.3.7 Lésions herpétiques et aphtes (41)(55)(81)

Les lésions herpétiques débutent par l'apparition de prodromes, puis d'un bouquet de vésicules sur une base érythémateuse. Cela entraîne une érosion, suintante et douloureuse qui cicatrise en 10 à 15 jours.

Les aphtes sont aussi des ulcérations douloureuses. Ces lésions ont une forme arrondie, un fond jaune, une bordure régulière et non indurée. Ils cicatrisent en huit à dix jours.

Ces pathologies n'ont pas de traitements réellement efficaces à l'heure actuelle et peuvent être très invalidantes. De nombreux cas cliniques de soins au laser sont retrouvés dans la littérature.

Une revue de littérature (41) résume les bénéfices du laser à **basse énergie** (λ : 780-808 nm) sur les **lésions herpétiques** :

- utilisé pendant la phase prodromique, il diminue voir stoppe l'extériorisation de la lésion,
- utilisé lors de l'apparition de l'érosion, il accélère la cicatrisation et soulage les symptômes.

Le laser permettrait aussi d'espacer les récurrences herpétiques. Ces bénéfices sont basés sur la modulation du processus inflammatoire et l'effet analgésique des lasers. Un effet virucide existe lors de l'emploi de photosensibilisateurs.

Les lasers à **grandes longueurs d'ondes** sont eux aussi efficaces pour **rompre et drainer les vésicules**, grâce à leur affinité pour l'eau. Les dommages thermiques sont inexistantes et la douleur est peu importante s'ils sont utilisés avec un spray air-eau. Lors de la réalisation du soin, il est indispensable de se protéger de la dispersion du virus dans l'air.

En utilisant ces mêmes lasers en mode défocalisé nous obtenons des énergies plus faibles qui permettraient d'avoir un effet de **biostimulation**. Mais cette technique a été très peu étudiée.

Les traitements laser permettent d'éviter les effets secondaires des antiviraux, ainsi que les interactions médicamenteuses chez les patients polymédiqués.

Concernant les **aphtes**, l'emploi du laser à **basse énergie** permettrait de **diminuer voir d'arrêter la douleur**. Il **stimulerait aussi la cicatrisation et espacerait les éventuelles récurrences**. Mais les études sont rares.

Dans ces deux situations, le laser est utilisé en mode sans contact avec ces paramétrages :

- laser diode : 0,4 W, mode continu ;
- Nd : YAG : 20 Hz, 50 mJ ;
- lasers erbium : fréquence minimale, 30-40 mJ.
- durée : 15-30 s.

Le geste sera répété jusqu'à ce que le patient rapporte un soulagement (3-4 fois). Une croûte apparaîtra et tombera au bout de quelques jours, laissant un tissu sain et sans cicatrice.

Pour les herpès, le laser sera appliqué en dessinant une spirale allant de l'extérieur vers l'intérieure de la lésion. Il est important de réaliser un premier cercle plus large d'un millimètre. Il est recommandé d'utiliser des lasers diodes qui pénètrent le plus dans les tissus.

2.2.3.8 Parodontologie

La maladie parodontale est très rare chez les enfants ; c'est pourquoi nous détaillerons peu le sujet. Elle peut être chronique due à un manque d'hygiène ou agressive (localisée ou généralisée). Les formes agressives sont généralement dues à des prédispositions génétiques. Enfin nous pouvons être confrontés à des parodontites associées à des maladies systémiques comme les leucémies, le syndrome de Down, etc.

Le traitement commence par une motivation à l'hygiène. Un détartrage et surfaçage radiculaire seront réalisés. Une antibiothérapie sera associée aux gestes mécaniques. Si le traitement est réalisé durant les premiers stades de la parodontite, la chirurgie peut être évitée. Mais en cas de poches supérieures à 5 mm, la chirurgie permettra un nettoyage des racines dentaires, voir la réalisation des techniques de régénération tissulaire.

Le laser est très utilisé pour le soin des parodontites chez l'adulte : il permet de réaliser des soins non douloureux, peu invasifs et efficaces.

Les lasers à **grandes longueurs d'ondes** sont proposés pour **enlever le tartre sous gingival**, à l'aide d'un embout fin pouvant rentrer dans les poches. Noori et al (97) ont constaté que le laser Er, Cr : YSGG laissait après son passage une surface plus rugueuse que les ultrasons. Cependant, ses derniers entraînaient la formation de fissures. *[Paramètres : 20 Hz, 1 Watt, 50 mJ]*

Une étude réalisée par Hakki et al (59) in vitro confirme ces résultats : si les résultats sont aussi bons qu'avec l'instrumentation manuelle, l'aspect de surface du ciment est moins lisse après le passage du laser. L'état de rugosité dépend de la durée des impulsions : plus elles sont longues, plus la surface est irrégulière. Cet état de surface semble inapproprié, permettant une adhésion du tartre facilitée par la suite aux dépens d'un nouvel attachement tissulaire. Des études doivent être réalisées pour trouver le meilleur paramétrage.

[Paramètres : 10 Hz, 1,5 Watt, durée des impulsions : 140 μ s ou 400 μ s, spray air-eau]

Le laser Er : YAG utilisé à basse énergie a un effet bactéricide in vitro sur *Porphyromonas gingivalis* et *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. (2)

Une revue de la littérature (129) concluait que les études étaient trop peu nombreuses pour prouver que les lasers erbium pouvaient remplacer le surfaçage traditionnel.

Les lasers avec des **longueurs d'ondes plus courtes** sont quant à eux utilisés pour améliorer l'**effet bactéricide** des traitements classiques et supprimer les poches par vaporisation. Leur qualité hémostatique est un réel avantage. Ces longueurs d'onde ne peuvent pas être utilisées pour enlever le tartre sous gingival et sont donc employées en complément du surfaçage classique.

A. Castel (27) résume les utilisations possibles des lasers diode en parodontologie :

- 1) pour l'incision et l'élimination des tissus de granulation des poches (λ : 810 nm et 980 nm. 1 à 3 W)
- 2) en thérapie (λ : 580 à 904 nm. 10 à 250 mW)
- 3) en association à des photosensibilisateurs. (λ : 620-700 nm. 30 à 250 mW)

Excepté avec l'utilisation seule du laser à basse énergie, ces techniques auraient un effet bactéricide. Elles amélioreraient la cicatrisation, voir l'accéléneraient et donneraient de meilleurs résultats que les thérapies classiques. Cependant, ces notions proviennent d'observations d'experts et ont un niveau de preuve scientifique faible.

Le laser Nd : YAG, pour finir, donne de très bons résultats bactéricides (1,5 W-15 Hz). Il permet de supprimer l'épithélium de poche. Cependant, il ne permet pas d'enlever le tartre sous gingival car l'énergie nécessaire est trop importante.

In vivo, de nombreuses études rapportent que les lasers sont efficaces en parodontologie. Mais les bons résultats obtenus actuellement chez les enfants par les thérapies conventionnelles en font un objet pour l'instant dispensable. Il serait cependant très attirant de pouvoir soigner les parodontites sans antibiotiques si l'effet bactéricide du laser permet un jour cette performance.

2.3 L'effet analgésique des lasers

Un des avantages les plus connus du laser est son effet analgésique. Est-ce un argument de vente ou une réalité ? Même si de nombreuses études le mettent en évidence (12)(74)(136)(141), son fonctionnement reste encore mal élucidé. Nous allons donc voir les phénomènes qui interviennent dans cet effet, puis nous verrons ses limites.

2.3.1 La douleur

Selon l'International Association for the Study of Pain (IASP) et l'OMS, la douleur est "*une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable liée à une lésion tissulaire réelle ou potentielle ou décrite en des termes évoquant une telle lésion*".

Deux personnes ne réagiront pas de la même manière lorsqu'elles seront soumises à des stimuli douloureux de même intensité. En effet, la douleur est une expérience personnelle ayant une composante objective et une composante subjective, propre à chacun. L'absence ou la perception de la douleur est le résultat du mélange de ces composants.

Le **seuil de perception nociceptive**, qui est le seuil à partir duquel une personne n'ayant pas de lésion du système nerveux périphérique ou central perçoit une sensation douloureuse, est semblable chez tous les individus.

En revanche, le **seuil de tolérance de la douleur** est différent d'un sujet à l'autre, c'est la part subjective de la douleur. Il a une composante cognitive (la mémoire de la douleur), émotionnelle (état émotionnel du patient le jour du soin), et comportementale (lutte ou réaction de fuite devant la douleur).

2.3.1.1 L'action du laser sur le seuil de perception nociceptive

Que ce soit par la réalisation d'une analgésie laser avant un acte (d'odontologie restauratrice ou chirurgicale) ou par l'utilisation classique du laser lors d'une éviction carieuse, les lasers permettraient de diminuer la perception douloureuse. (54)

L'analgésie laser est une technique où l'opérateur balaye les tissus cibles avec le laser à faible niveau d'énergie avant le soin.

De nombreuses études montrent que seulement 2 à 6 % des patients souhaitent une anesthésie lors de la préparation d'une cavité carieuse avec un laser (141). La majorité des patients n'a aucune sensation pendant son utilisation. Les enfants en revanche, avec leur larges tubulis qui transmettent les différences de températures et de vibrations perçoivent plus de sensations sans pour autant que cela leur soit désagréable.

A l'échelle macroscopique, deux points expliquent ce phénomène en odontologie conservatrice :

Contrairement à la turbine le laser est utilisé **sans contact**. Hors, les forces physiques apicales ou latérales sont perçues par les récepteurs de pression présents dans le ligament et peuvent être à l'origine de douleur (141). Le laser, utilisé en mode sans contact, effleure la dent : contrairement à la turbine, c'est un faisceau qui permet l'exérèse et non un objet en rotation. Cette différence de technique peut expliquer que le patient ressent moins de gêne avec un laser.

Lors de la préparation de la cavité avec un laser, des ondes de choc créées par les micro-explosions parcourent la dentine jusqu'à interagir avec la pulpe. Elles peuvent alors provoquer **des micro variations de pression** dans le tissu, pouvant être comparées à des secousses de petits tremblements de terre. Si l'intensité est suffisante, ces vibrations serviraient de filtre « douleur » en empêchant la transmission de la douleur. Ces vibrations mécaniques provoquent un **engourdissement par paresthésie**.

A l'échelle microscopique :

Des études faites par Zeredo et al (146)(147) sur des rongeurs ont montré un blocage de l'activité neuronale de transmission de la douleur avec les lasers Er : YAG. Ils utilisent le réflexe de flexion nociceptive chez les rongeurs afin d'évaluer la douleur : ce réflexe implique l'activation des nocicepteurs A δ . Les récepteurs sensoriels de la douleur font naître le message nerveux : une fois activés, ils déclenchent un réflexe de sauvegarde, ici de retrait. Plus le stimulus douloureux est élevé, plus l'amplitude du réflexe est grande.

Ainsi, douze rats (147) ont reçu des incisions sur les lèvres, les gencives, les muqueuses et la langue soit avec un laser Er: YAG pulsé soit avec un scalpel en acier inoxydable.

[Paramètres : 65 mJ, 10 Hz, sans spray]

L'utilisation du laser montre des amplitudes moyennes réflexes significativement plus faibles que celles mesurée lors de l'utilisation du scalpel (sauf au niveau de la lèvre).

Dans une autre expérience (146), les mêmes auteurs ont soumis les incisives inférieures des rongeurs à des impulsions électriques. Le faisceau d'un laser Er: YAG a été appliqué sur la muqueuse buccale de la mandibule. *[Paramètres : 1 J/cm²/pulse, 10 Hz]*

Ils ont observé une diminution du réflexe de flexion significative après 10 min d'irradiation laser. En revanche, après 45 min, l'amplitude du réflexe est revenue à son seuil initial.

Ces résultats suggèrent que l'analgésie laser est réversible et serait très probablement due aux fibres afférentes nociceptives présentes dans la pulpe.

A l'échelle microscopique, le laser perturberait temporairement la pompe à proton Na^+/K^+ (141), présente sur la membrane des cellules des fibres nerveuses. La perturbation serait due à une énergie vibratoire, qui expliquerait pourquoi l'efficacité de l'analgésie augmente avec la fréquence.

2.3.1.2 L'action du laser sur le seuil de tolérance de la douleur

Chez un enfant ayant subi des soins ressentis comme douloureux, la perspective d'un traitement au laser ne sera pas nécessairement acceptée dès le premier abord. Des difficultés pourront également se poser si le climat familial est préjudiciable à la relation de soin ou si l'enfant se montre spontanément réticent, de par son caractère anxieux ou turbulent. Une approche personnalisée est alors nécessaire, bien qu'il en soit de même pour des soins réalisés avec une instrumentation rotative. Le laser dispose néanmoins de nombreux atouts.

Les instruments rotatifs du dentiste sont connus pour être anxiogènes : le bruit, la pression et les vibrations sont des facteurs désagréables pour le patient, qui auront une influence négative sur le seuil de tolérance à la douleur.

En revanche le laser n'a pas cette réputation ; d'apparition récente, il est peu connu et n'a donc pas mauvaise notoriété. De plus les **facteurs de désagrément du laser sont moins importants**. En effet, Takamori et al (134) ont montré in vitro des vitesses de vibrations beaucoup plus faibles lors de l'utilisation d'un laser par rapport à la turbine (d'un facteur 400). Le bruit est aussi moins important avec un laser.

Ainsi l'étude de Keller et al (74) sur 103 patients au cours de laquelle une cavité a été réalisée au laser et une à la turbine, rapporte que 80 % des patients trouvent la préparation classique plus inconfortable que le traitement au laser. Ils sont 82 % à choisir le laser pour leurs futurs soins.

2.3.2 Séquence opératoire pour une analgésie efficace

Pour obtenir une analgésie efficace, il est conseillé de paramétrer ainsi les lasers erbium (54, 141) :

- 60 à 120 mJ par impulsion, avec un jet d'eau,
- fréquence : 10 à 30 Hz,
- durée : 30 s,

Idéalement, l'énergie doit être appliquée au niveau de la gencive marginale, à 2 mm de la surface dentaire.

L'effet optimal est obtenu à une fréquence d'impulsion de 20 Hz, ce qui semble correspondre à la fréquence de résonance nécessaire pour perturber temporairement l'action de la pompe Na^+ / K^+ .

Certains auteurs (54)(135) préconisent de commencer avec des énergies et fréquences plus basses (25-50 mJ ; 10-15 Hz) pendant une minute, puis d'augmenter peu à peu pour atteindre 75-80 mJ et 20-25 Hz pendant une minute à nouveau. L'effet analgésique obtenu a une durée de 15 minutes.

Les lasers à diode peuvent être aussi utilisés (89), toujours en appliquant des énergies basses sur le site où l'intervention aura lieu.

Rappelons néanmoins que le **laser ne permet pas l'obtention d'une anesthésie complète**, mais rend les soins moins inconfortables. Il est donc intéressant pour les soins à distance de la pulpe et les petites chirurgies, mais le chirurgien-dentiste doit toujours être prêt à réaliser une anesthésie locale par infiltration en complément. Comme pour les soins conventionnels, il est préférable de passer plus de temps dans l'induction de l'analgésie avant de commencer les soins afin d'éviter toute simulation nociceptive plutôt que devoir gérer la sensation douloureuse déjà installée.

2.3.3 Qu'en est-il en odontologie pédiatrique ?

Tanboga et al (136) ont demandé à des enfants d'évaluer sur une échelle visuelle analogique (de 0 à 5) la douleur ressentie lors de soins conservateurs au laser sur molaires temporaires réalisés avec ou sans analgésie laser. Le score a été plus faible chez les enfants ayant eu l'analgésie (1 ± 1) que chez les enfants ne l'ayant pas eu (2 ± 1).

Boj et al (12) ont réalisé des soins carieux et des chirurgies après une analgésie au laser, et les enfants ont évalué ensuite la douleur ressentie sur une échelle visuelle analogique. Les

résultats sont très satisfaisants en ce qui concerne les évictions carieuses : peu d'enfants ont demandé une anesthésie pendant les soins et le score de l'échelle visuelle analogique était bas. Cependant, pour la chirurgie, les résultats sont plus difficiles à interpréter : les gestes étaient variés, allant de simples gingivectomies à des désinclusions de canines palatines et l'échantillonnage était réduit (16 patients). Quatre enfants ont été anesthésiés localement pour finir l'intervention.

2.3.4 Conclusion

Les premiers résultats sont encourageants, mais le manque de preuves scientifiques et d'études randomisées ne nous permettent pas encore de généraliser ces résultats. Un des biais non négligeable lors des études in vivo est la sélection de l'échantillonnage : il est évident que la majorité des participants à ce type d'études a déjà une certaine confiance envers les chirurgiens-dentistes et présente donc un seuil de tolérance à la douleur plus élevé que la moyenne.

Néanmoins, le laser semble être un outil de choix pour induire l'analgésie lors de soins peu invasifs au laser : ne prenant pas beaucoup de temps et pouvant être complété à tout moment par une anesthésie conventionnelle, il peut être associé à un moment de détente juste avant le soin.

2.4 Laser et prévention

Le laser en agissant sur les minéraux permettrait d'améliorer la résistance de la dent à la maladie carieuse. Cette propriété ouvre de nouvelles perspectives très intéressante en odontologie pédiatrique.

2.4.1 Amélioration de la résistance de l'émail au laser

Une étude (36) **in situ** montre que le laser **CO₂** et les lasers **Nd : YAG** utilisés avec de faibles intensités améliorent la résistance à l'acide de l'émail dans les sillons des faces occlusales des molaires.

Les auteurs pensent que la température du laser à une incidence sur les deux phases de l'évolution de la carie : la dissolution de la structure de l'émail et la diffusion des molécules et des ions à l'intérieur et à l'extérieur de l'émail.

La restructuration due à la **libération du carbone** présent dans l'émail lorsque le tissu est chauffé entraîne une amélioration de la résistance à la dissolution.

Enfin, la **dénaturation partielle de la matrice organique** pourrait bloquer les voies de diffusion des ions. La température nécessaire pour induire une décomposition des protéines serait atteinte avec les densités d'énergies utilisées dans cette étude.

[Paramètres :

Nd : YAG : puissance moyenne : 1 W, fréquence : 10 Hz, durée des impulsions : 250 μ s, durée d'irradiation : 30 s, énergie par impulsion : 100 mJ, densité d'énergie : 3,33 J/cm², en contact.

CO₂ : λ : 10,6 μ m, puissance moyenne : 0.4 W, fréquence : 20 Hz, durée des impulsions : 10 ms, temps d'irradiation : 30 s, énergie par impulsion : 20 mJ, densité d'énergie : 6,60 J/cm², sans contact, distance : 2,5 mm]

Une étude clinique (117) à court terme réalisée **in vivo** sur des prémolaires devant être extraites pour raisons orthodontiques a trouvé des résultats similaires avec le laser **CO₂** de 9,6 μ m. Sur les dents traitées au laser les chercheurs ont mesuré une diminution de la déminéralisation de 46 % par rapport aux dents contrôles à la 4^{ème} semaine, puis de 87 % à 12 semaines. Les tests ont été effectués sur une dent porteuse d'un bracket : la rétention de plaque bactérienne y est augmentée.

[Paramètres : λ : 9,6 μ m, durée des impulsions : 20 μ s, 20 Hz, 20 impulsions par sites, fluence : 4,1 \pm 0,3 J/cm²]

En augmentant la résistance à la dissolution de l'émail, les lasers CO₂ et Nd : YAG auraient un rôle préventif.

2.4.2 Amélioration de la résistance de l'émail avec l'association gel fluoré et laser

Une étude **in vitro** (140) a examiné les changements moléculaires de la dentine après l'application d'un gel fluoré (12 300 ppm), suivi par l'application d'un **laser diode** (635 nm). Le traitement a été reproduit à 2, 3, 6 et 12 semaines. Une conversion en fluoroapatite a été constatée uniquement lors de l'application du laser sur le gel de fluorures. Ces changements ont lieu sur une profondeur de 50 nm. Cette conversion en fluoroapatite expliquerait l'amélioration de la résistance à la dissolution lors des érosions atteignant la dentine.

Ces résultats ont été confirmés **in vitro** par l'application d'un **laser diode** de 809 nm (139) après l'application d'un gel de fluorures à 12 500 ppm. L'absorption de fluor est multipliée par deux lors de l'utilisation du laser par rapport à l'application du gel seul. Les chercheurs pensent que le changement de l'état de surface permet la rétention puis l'adsorption du fluor par l'émail.

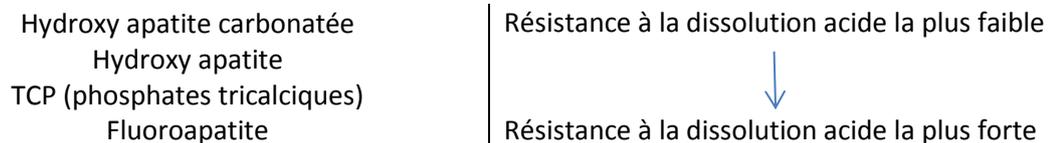
Il semblerait que l'utilisation d'un laser **CO₂** d'une longueur d'onde de 9,6 μm inhibe nettement la progression des caries dans les puits et les fissures par rapport à l'utilisation d'un vernis fluoré seul. Rechman et al (116) examinent in vivo sur une période d'un an les sillons de molaires sur lesquelles ont été appliqué un gel fluoré avec ou sans l'application d'un faisceau de laser **CO₂**.

[Paramètres du laser : λ : 9,6 μm , durée des impulsions : 20 μs , fréquence des impulsions : 20 Hz, diamètre faisceau : 800 μm , fluence moyenne : 4,5 \pm 0,5 J/cm^2 , 20 impulsions par spot. Absence de spray]

Le taux de déminéralisation des sillons a été évalué par plusieurs appareils : DIAGNOdent®, les critères IDECAS (International Caries Detection and Assessment System), SOPROLIFE (Light Induced Fluorescence Evaluator).

Ces trois systèmes ont mis en évidence lors des contrôles à 3, 6 et 12 mois une inhibition significative de la progression des caries dans les puits et fissures traités avec vernis fluoré et laser par rapport aux dents traitées seulement avec le vernis fluoré.

Enfin, Kwon et al (83) ont associé, **in vitro**, une exérèse au laser **Er : YAG** à l'application de **gel fluoré** (fluorure de sodium à une concentration de 1 %) suivie d'une irradiation au laser **CO₂**. Ils ont trouvé que cette technique améliorerait fortement la cristallinité de l'émail en diminuant la perte de calcium lors des cycles de variations de pH. Rappelons que le carbonate du milieu cristallin est responsable de la solubilité de l'hydroxyapatite lors d'une attaque acide.



Les chercheurs expliquent cette amélioration de la cristallinité par trois phases :

1. L'ablation au laser **Er : YAG** (fluence : 33 J/cm^2) améliore la cristallinité mais tous les plans n'en bénéficient pas. La matrice organique fond, se dilate et bloque probablement les voies de diffusion des ions. La pénétration de l'acide peut être réduite et, en conséquence, la perte de calcium est diminuée par rapport à l'émail « contrôle ».

2. Le **fluorure de sodium** prévient de manière significative la perte de calcium par deux processus :

- il inhibe la perte minérale par précipitation sur la surface de l'émail,
- il améliore la reminéralisation.

3. Enfin, le faisceau laser CO_2 (fluence : 35 J/cm^2 , mode continu) associé aux fluorures de sodium après l'ablation au laser Er : YAG conduit à l'amélioration de la structure cristalline et à la formation de nouveaux produits. Nous observons du **phosphate tricalcique alpha** (α -TCP) et de la **fluorapatite**. Deux avantages sont retrouvés à l'application d'un gel fluoré :

- il permet la formation de fluoroapatites à basse température : en effet en l'absence de fluor cette transformation a lieu lors de l'utilisation de laser à une fluence supérieure à 500 J/cm^2 . Hors si cette fluence est utilisée, les α -TCP seraient retrouvés dans tous les plans de l'émail mais ce ne sont pas les minéraux les plus résistants à la dissolution acide.
- L'utilisation de basse fluence limite ainsi la formation d' α -TCP, permettant de retrouver de la fluoroapatite dans tous les plans cristallins.

2.4.3 Conclusion

Le laser est un outil très prometteur en matière de prévention, surpassant les résultats obtenus avec une application de fluor. Mais le manque d'étude longitudinale est certain. Un protocole reste à définir afin d'utiliser le laser dans des conditions de sécurité optimale.

2.5 Les mucites

Les patients atteints de cancer qui subissent des chimiothérapies ou des radiothérapies doivent faire face à de nombreuses complications dont la mucite buccale. Les tissus muqueux de la bouche sont particulièrement touchés car les cellules des muqueuses digestives sont parmi celles qui se renouvellent le plus fréquemment dans notre corps.

2.5.1 Déroulement d'une mucite

En général la mucite buccale commence 2 à 12 jours après chimiothérapie. La durée moyenne des lésions orales est de 2 à 3 semaines voir plus en cas de neutropénie sévère.

C'est une pathologie très invalidante : des ulcérations douloureuses apparaissent dans la bouche et la gorge ; les gencives deviennent érythémateuses et hypertrophiques. Les zones les plus touchées sont le plancher, la muqueuse buccale et les bords de la langue en raison de l'absence de couche kératosique. Une sécheresse buccale peut s'installer. Le patient rencontre des difficultés pour manger, boire et même parler selon le stade du traitement. Dans certaines

situations les patients ne peuvent plus s'alimenter et ont recours à une alimentation artificielle (entérale ou parentérale).

La mucite buccale comporte 5 phases. Dans la phase d'**initialisation**, les agents antinéoplasiques provoquent une altération des cellules ou des brins d'ADN de l'épithélium basal et de la couche sous muqueuse. Ensuite une **réponse primaire** à l'altération des cellules et de l'ADN entraîne la production de cytokines pro-inflammatoires avec la mort des cellules basales par apoptose. Une **amplification** du signal a alors lieu (3^{ème} phase), qui provoque des **ulcérations douloureuses** (4^{ème} phase) qui peuvent se surinfecter. Enfin la phase de **cicatrisation** s'installe. Elle est caractérisée par une angiogenèse et une prolifération cellulaire. **L'aspect clinique des lésions n'est pas toujours proportionnel à la douleur ressentie par le patient** : même si l'intégrité tissulaire semble maintenue, les modifications biologiques plus profondes sont très douloureuses.

2.5.1 Prise en charge des mucites

Il n'existe aucun consensus actuellement pour le traitement des mucites. Des traitements symptomatiques sont mis en place : prise d'opioïdes, application d'anesthésiques topiques (xylocaïne) et de pansements gras sur la muqueuse.

Actuellement, le GPIC (Groupe pour la Prévention des Infections en Cancérologie) (113) recommande après chaque séance de chimiothérapie une séance de thérapie laser :

- un balayage de 40 sec/cm² avec une énergie de 4 joules d'un faisceau laser Hélium Néon basse énergie sur les lésions.
- fréquence : 3 à 5 fois par semaine

Une revue systématique conduite par Migliorati et al (93) confirme l'efficacité de la thérapie laser à faible puissance pour **réduire les symptômes** et **prévenir l'apparition de mucite buccale** chez les patients adultes. Cependant les protocoles d'application de laser sont très variables. Les meilleurs résultats sont obtenus en utilisant un laser de longueur d'onde 650 nm avec une intensité de 40 mW pour déposer une énergie de 2 joules par centimètre carré de muqueuse buccale.

Les mécanismes ne sont pas élucidés. Les sources d'énergies lumineuses non cohérentes, comme les LED ont des bénéfices semblables aux lasers sur les mucites. Les dispositifs efficaces sur les mucites ont cependant des longueurs d'onde similaires (autour des pics de 650, 780 et 830 nm).

Les scientifiques ont pour hypothèse que la lumière laser agirait par **stimulation biologique** (30) : les mitochondries convertiraient l'énergie des photons en adénosine-triphosphate ce qui augmenterait la synthèse d'ADN, d'ARN mais aussi le métabolisme cellulaire. La lumière laser stimulerait également l'expression vasculaire du facteur de croissance de l'endothélium, du collagène, de la sérotonine et la production de cortisol. Tous ces effets accélèreraient la guérison et diminueraient la cause de la douleur et de l'inflammation.

Enfin, Bezinelli et al (10) ont évalué le coût de la prise en charge des patients soumis à des transplantations de cellules hématopoïétiques avant et après l'introduction d'une équipe de dentiste dans leur unité hospitalière. Ils ont conclu que la thérapie au laser associée aux soins bucco-dentaires contribue à la **réduction de la morbidité** résultant de la mucite buccale et par conséquent à la réduction des coûts d'hospitalisation. L'équipe dentaire a utilisé un laser diode : InGaAlP (λ : 660 nm) [*Paramètres : puissance : 40 mW, densité d'énergie : 8 J/cm², spot de : 0,036 cm²*]

2.5.2 Mucites chez les enfants

Les mucites buccales apparaissent chez 55 % des enfants sous chimio ou radiothérapie. Les patients les plus jeunes (moins de 8 ans) sont les plus touchés (38) car leur épithélium a un taux mitotique plus élevé. Les mucites peuvent **accélérer la perte de poids** déjà due à l'ensemble des traitements mais aussi entraîner des **surinfections bactériennes**, de la fièvre et **retarder la chimio ou radiothérapie**. Il est donc nécessaire de diminuer ces mucites afin d'améliorer la qualité de vie des malades et poursuivre les traitements.

La thérapie laser à basse énergie obtient les mêmes résultats chez l'enfant. Une étude randomisée (30) a été réalisée chez 18 patients de 10 à 17 ans atteints de cancers.

Le laser utilisé était un laser diode GaAlAs (λ : 970 nm). [*Paramètres : puissance : 5 W, rapport cyclique de 50 %, 35-6000 Hz, durée : 230 s, spot : 1 cm²*]

L'application du laser s'est faite sur l'ensemble de la cavité buccale : les surfaces ulcérées et érythémateuses mais aussi sur celles sans signes cliniques pathologiques apparents. Le faisceau a été utilisé en mode défocalisé en réalisant des mouvements rotatifs. En moyenne le traitement a été réalisé 7.5 ± 3 jours après la fin de la chimiothérapie.

La sensation de brûlure décrite par la moitié des patients est devenue après le traitement au laser « tolérable et supportable ». Tous les patients perçoivent une diminution du nombre et de la taille des lésions, où qu'elles soient situées, et une amélioration des capacités fonctionnelles.

Cette étude n'a pas inclus de groupe contrôle mais la rapidité de cicatrisation (11 jours) est nettement moins longue que la cicatrisation spontanée décrite dans la littérature. L'ensemble de ces améliorations a permis aux enfants de réaliser un meilleur nettoyage buccal, évitant les surinfections bactériennes et les candidoses. Un maintien de l'état bucco-dentaire permet également de diminuer la gravité des mucites buccales.

Les mêmes résultats ont été retrouvés chez des enfants (moyenne d'âge de 7 ans) atteints de leucémie lymphoblastiques aiguës (38) sous doses élevées de méthotrexate. Cette étude a mis en évidence l'importance de l'**action préventive du laser** : les patients commençant les soins au laser dès le début de la chimiothérapie ont des mucites de niveau moins élevé que ceux qui commencent le laser à l'apparition de mucites. Ils ont comparé l'utilisation de laser lumière rouge (λ : 660 nm) à la lumière infrarouge (λ : 830 nm) : avec les niveaux d'énergies utilisés dans cette étude, c'est le laser à lumière visible (λ : 660 nm) qui a montré les meilleurs résultats.

*[Paramètres : puissance : 100 mW, densité de puissance : 3,57 W/cm², taille du spot : 0,028 cm²,
- énergie de 1 J, densité d'énergie de 35 J/cm² pendant 10 s, dans le groupe prophylactique,
- énergie de 2 J, densité d'énergie de 70 J/cm² pendant 20 s, dans le groupe thérapeutique.]*

2.5.3 Conclusion

La thérapie laser diminue la morbidité due aux mucites chimio et/ou radio induites. Elle améliore la qualité de vie des patients en diminuant les douleurs et la durée de cicatrisation des lésions. Un aspect important du protocole est l'association de l'utilisation du laser à des procédures orales d'entretien d'hygiène et un suivi quotidien des foyers infectieux : le rôle du chirurgien-dentiste est indispensable.

III. Utilisation du laser au quotidien en odontologie pédiatrique

3.1 Enquête auprès des praticiens

Nous nous sommes interrogés sur l'utilisation au quotidien du laser. Nous avons souhaité savoir s'ils l'utilisaient souvent chez les enfants, et quels étaient ses avantages et ses inconvénients. Enfin, nous leur avons demandé leurs avis sur la fiabilité des soins réalisés : nous allons voir si leurs réponses concordent avec les résultats des études précédemment citées.

Nous avons contacté environ 45 praticiens et nous leur avons transmis un questionnaire à remplir (annexe 1) via internet. Nous avons obtenu 27 réponses que nous commentons ci-dessous. 88 % des praticiens interrogés ont une activité libérale.

Pour commencer, nous nous sommes intéressés au matériel utilisé et aux formations réalisées par les praticiens.

Les lasers les plus répandus sont les lasers **diode** et **Nd : YAP**, retrouvés respectivement chez 37 % et 48 % des praticiens interrogés. Plus d'un quart d'entre eux ont la possibilité d'utiliser un laser CO₂ ou erbium. En effet, 44 % **des professionnels équipés possèdent deux lasers**.

Les praticiens ont été majoritairement formés par **la société commercialisant le laser**. Cette formation a été complétée par l'aide et les connaissances d'un confrère ou d'une société savante. Les formations universitaires sont aussi retrouvées, mais plus rarement. Les **formations sont courtes**, s'étalant sur quelques jours. Peu de praticiens ont réalisé des formations annuelles.

La durée nécessaire pour **maîtriser le laser** est très variée : très courte pour certains (quelques heures), elle est plus longue pour d'autres (quelques mois) qui soulignent qu'un nouveau laser redemande un temps d'apprentissage. Cela s'explique aussi par les gestes pour lesquels le laser est utilisé : réaliser une gingivectomie ou une pulpotomie ne demandera pas la même expérience.

Nous nous sommes ensuite intéressés aux fréquences de réalisation de soins en odontologie pédiatrique. Les praticiens sondés exécutent des soins au laser majoritairement chez les adultes depuis plus de 5 ans. 17 % des praticiens n'en réalisent jamais chez l'enfant.

Les praticiens employant leur(s) laser(s) dans ce domaine sont 10 % à réaliser des soins très fréquemment chez les enfants, 25 % à en réaliser souvent, 40 % à en réaliser **parfois** et 25 % en réalisent très rarement.

Les praticiens soignant les adultes avec un laser depuis moins d'un an ne l'emploient pas chez les enfants. Nous pouvons supposer que ces praticiens attendent d'avoir **plus de pratique clinique** pour soigner les enfants.

Nous nous sommes demandés quels étaient les actes les plus fréquemment réalisés. Comme nous pouvions nous y attendre au vu des lasers employés, ce sont les actes chirurgicaux qui sont les plus exécutés par les praticiens. Près de 60 % d'entre eux emploient fréquemment leurs lasers pour les frénectomies labiales et les gingivectomies. Les exérèses de kystes éruptifs (52 %) sont aussi très réalisées.

40 % des praticiens disent utiliser très souvent leurs lasers pour la biostimulation et les frénectomies linguales ;

En odontologie conservatrice les actes les plus souvent réalisés sont les scellements de sillons chez 33 % des praticiens. Ils sont très peu nombreux à employer fréquemment leur laser pour des exérèses de tissus carieux, des pulpotomies, des pulpectomies et des coiffages pulpaire chez les enfants.

Peu d'entre eux sont équipés d'un laser permettant le diagnostic des lésions carieuses, donc cet acte n'a pas pu être apprécié.

Enfin, l'évaluation de la vitalité pulpaire est réalisée très fréquemment à l'aide du laser chez 20 % des praticiens : des tirs lasers d'intensité croissante sont appliqués en vestibulaire au niveau du collet de la dent : comme avec les tests thermiques le résultat est basé sur les sensations.

Tous les praticiens réalisant ces soins chez les enfants trouvent que les résultats obtenus sont fiables, voire très fiables.

Sur le sujet de l'impact psychologique du laser chez les enfants, les réponses sont mitigées :

- 59 % des praticiens trouvent que le laser permet de soigner les enfants réticents aux bruits et aux vibrations.
- Selon 68 % des praticiens, le laser n'est pas un outil permettant de soigner les enfants réticents aux anesthésies : cela sous-entend qu'ils sont très peu à trouver l'effet analgésique du laser efficace. Nous pouvons nous demander si cela est dû à un manque de formation, de temps (l'analgésie laser peut être plus longue) ou si c'est influencé par le type de soin le plus fréquemment réalisé : l'analgésie laser est moins efficace pour les actes chirurgicaux.
- Ils sont nombreux (64 %) à trouver que la durée des soins est allongée. Ils trouvent aussi que le laser ne présente pas moins de danger que les instruments rotatifs (82 %).

- A l'affirmation « le laser peut réconcilier l'enfant à son dentiste », nous obtenons 52 % de réponses positives.
- 73 % des praticiens ont été plutôt satisfaits (43 %), voire très satisfaits (30 %) par l'application du laser chez les enfants et 76 % des praticiens trouvent que le laser est un outil tout à fait adapté à une utilisation en pédodontie.

Cependant, comme nous l'avons retranscrit précédemment, ils sont très peu nombreux à réaliser fréquemment des soins chez les enfants. Les praticiens évoquent comme difficultés le manque de rentabilité et la durée des soins. En effet, face à l'investissement réalisé et à l'absence de prise en charge dans le système de soin actuel, il est nécessaire d'inclure ce type de soin dans un devis. Cela peut être une des raisons expliquant que le laser soit finalement très peu utilisé chez les enfants, malgré l'enthousiasme des professionnels face à son application en odontologie pédiatrique.

D'autres observations des praticiens expliquent aussi cet engouement modéré : l'un d'entre eux évoque le manque de formation hors contexte de vente et le manque de publication dans la presse professionnelle. Un autre rappelle le manque de recul scientifique pour cette pratique qui lui semble très prometteuse.

Ces résultats sont finalement peu optimistes sur les bénéfices du laser en odontologie pédiatrique : cela n'en fait pas un instrument de soin des enfants anxieux et les risques d'accidents sont autant présents qu'avec les instruments rotatifs, même s'ils sont différents.

Cependant, les personnes interrogées citent de nombreux soins pour lesquels le laser leur est devenu indispensable :

- la gestion de l'hémostase,
- les frénectomies,
- les interventions gingivales,
- les décapuchonnages des molaires et les exérèses de kystes éruptifs,
- la biostimulation,
- plus rarement : les scellements de sillons.

Cela nous démontre que le laser a sa place dans les soins en odontologie pédiatrique, mais que ce n'est pas l'appareil « miraculeux » qui résout tous les problèmes. Son utilisation s'inscrit dans des protocoles très exigeants qui ne pourront être réalisés qu'avec des enfants attentifs et calmes.

3.2 Sécurité (102)(107)

La sécurité laser est réglementée selon la **norme Européenne** NF EN 60825-1/A2 «sécurité des appareils à laser, classification des matériels, prescription et guide de l'utilisateur ». Elle définit les classes de danger des lasers sur une échelle de 1 à 4. La classe 1 englobe les lasers considérés comme sans danger dans des conditions raisonnablement prévisibles d'utilisation. Le laser DIAGNOdent® en fait partie. Mais nous utilisons essentiellement des appareils de classe 4 : ils peuvent produire des réflexions diffuses dangereuses. Le chirurgien-dentiste, pour travailler sans danger avec ce matériel doit respecter les règles de prévention établies pour les rayonnements lasers mais aussi la documentation fournie par le (ou les) fabricant(s) des équipements lasers.

Les conseils de sécurité sont nombreux, voici les plus importants :

- **L'aménagement de la salle d'intervention** : une zone « contrôlée » doit être déterminée et balisée par des pictogrammes. Le local doit aussi posséder des voyants de signalisation lumineux quand le laser est en fonctionnement. (fig.34)
- **La protection individuelle** :

Tous les lasers représentent un danger important pour les **yeux**. En effet l'œil agit comme une lentille convergente et centralise donc les rayons qui le pénètrent. L'énergie transportée par le faisceau sera concentrée sur un plus petit diamètre et créera des dommages irréversibles. Mais comme avec les tissus buccaux, le faisceau entrainera des lésions différentes selon sa longueur d'onde, la durée d'exposition, son énergie et la fréquence de l'exposition dans le temps. Enfin, le faisceau n'aura pas la même action selon sa cible : l'œil est composé de différentes tissus possédant des chromophores différents et qui absorberont ou réfléchiront le faisceau. (fig.34)

Par exemple, à énergies égales, un laser erbium endommagera plus la cornée qu'un laser diode car la cornée est avasculaire et absorbe plus les infra rouges lointains. Les lésions peuvent aller de la brûlure légère réversible à un creusement de la cornée irréversible.



Figure 34 : Pictogramme d'avertissement généralement fourni lors de l'achat du laser

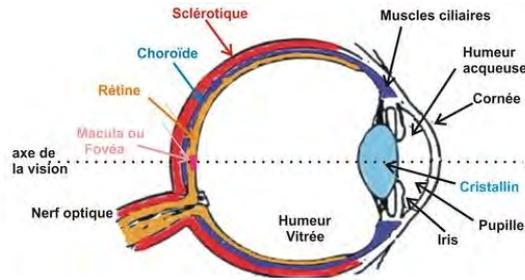


Figure 35 : Les différents tissus de l'œil (107)

Pour se protéger les yeux, il est **indispensable** que tous les intervenants portent des **lunettes de protection** jusqu'à extinction du laser : elle protège des faisceaux lumineux réfléchis, mais aussi d'une exposition accidentelle directe (fig.36). Il existe aussi des lunettes spécifiques aux réglages du laser. Les deux types de lunettes sont adaptés au type de rayon (continu ou impulsionnel), au domaine spectral pour lequel les lunettes assurent une protection et aux énergies maximales auxquelles seront exposés le filtre et sa monture. Si le praticien ou les assistants portent des lunettes correctrices, leur opticien peut leur fournir des lunettes de protection adaptées à leur vue.



Figure 36 : Différentes lunettes de protection laser (22)

Il est fortement conseillé de travailler dans un **local bien éclairé** pour augmenter les capacités protectrices de l'œil par fermeture du diamètre de la pupille.

Les **objets réfléchissants** (miroir dentaire, instruments métalliques polis) sont déconseillés lors de l'utilisation du laser, même si les yeux sont protégés. Des écarteurs opaques seront utilisés.

Il est aussi important de se protéger des produits émis lors de l'ablation au laser, nommé « laser plume ». L'inhalation des déchets issus de l'exérèse de tissus mous peuvent être à l'origine de nausées, difficultés à respirer et surtout d'infections par inoculation à distance. En revanche, les vapeurs dégagées lors du travail sur tissu durs seraient moins nocives que celles retrouvées lors d'un travail aux instruments rotatifs. C'est pourquoi il est important de porter un **masque chirurgical** et de travailler **sous aspiration**.

Enfin, le clinicien doit toujours utiliser le **seuil d'énergie efficace le plus bas** possible pour le geste voulu. Une énergie supérieure permet un taux d'ablation ou une vitesse d'excision plus rapide mais des dommages collatéraux peuvent avoir lieu. Enfin, il est conseillé d'appliquer des **compresses humides** en périphérie du site où nous travaillons afin de protéger les tissus.

3.3 Mise en place de soins au laser (99)(101)

La thérapie laser, technologie récente et innovante, est généralement bien acceptée par les patients et les enfants. Lors de la première consultation, il est important d'informer les parents afin d'obtenir leur **consentement éclairé**. Pour cela il leur sera remis un document décrivant la technologie utilisée, les avantages, les inconvénients et les risques. Par exemple pour une frénectomie réalisée au laser diode, nous avertirons qu'un léger saignement peut apparaître après la chirurgie. Au cours de cette même séance, nous préviendrons l'enfant que nous utiliserons au prochain rendez-vous « une lumière magique » ou, selon l'âge, « un sabre laser ».

Comme pour les instruments rotatifs, nous pouvons utiliser la technique du « **tell-show-do** » pour présenter le laser à l'enfant. Voici un exemple pour une éviction carieuse :

❖ **1^{ère} étape : Tell**

Tu as des *toutes petites bêtes* sur les dents qui y font des trous. Je vais les enlever avec une *lumière magique* qui les trouve et les chasse.

L'eau froide va faire des *guilis* à ta langue : c'est pour bien nettoyer ta dent.

Pour que les bêtes ne reviennent plus, nous allons les impressionner en mettant tous *des lunettes de couleurs spéciales* qui ont des supers pouvoirs.

Tu vas entendre des « *pops* » : cela veut dire que cela marche bien et que les petites bêtes sont fâchées et partent. Le bruit peut aussi être comparé à celui de l'explosion du « popcorn ».

❖ **2^{ème} étape : Show**

Il s'agit de montrer à l'enfant les outils qui vont être utilisés dans sa bouche et la façon dont ils soignent ses dents.

Nous pouvons montrer le faisceau pilote à l'enfant, « *la lumière magique* », avec le faisceau laser éteint.

Puis, avec le laser allumé à puissance minimale, avec un spray, nous pouvons montrer sur un jouet comment le laser enlève les petites bêtes.

❖ **3^{ème} étape : Do**

Les soins peuvent alors commencer en utilisant les techniques traditionnelles pour divertir les enfants : chants, comptines, histoires, etc. Il est indispensable d'allumer le laser une fois les lunettes en place et de s'assurer que l'enfant ne les enlève pas. A la fin du soin, le laser sera éteint avant d'enlever les lunettes.

Conclusion

Actuellement les chirurgiens-dentistes sont de plus en plus nombreux à s'équiper de lasers. Cet appareil innovant apporte un réel gain en termes de confort de soin. En aidant à diminuer les facteurs de stress, il répond à un des principaux objectifs de l'odontologie pédiatrique. Mais ce n'est pas le seul avantage qu'il apporte à cette discipline : les lasers sont préconisés dans le domaine de la prévention chez nos jeunes patients, que ce soit par le diagnostic précoce des lésions carieuses, la formation d'un émail plus résistant ou la simplification des actes de chirurgie grâce à son efficacité pour la coagulation et la coupe des tissus mous.

Les lasers ont un très large spectre d'utilisation, mais il est important d'évaluer les réels bénéfices de cet appareil face aux techniques conventionnelles afin d'y recourir de façon optimale. Les preuves scientifiques manquent actuellement dans de nombreux domaines : des études longitudinales, randomisées et contrôlées sont nécessaires afin d'établir des protocoles précis pour chaque type d'utilisation.

Cet outil médical est très exigeant et requiert beaucoup d'investissements. Tout d'abord en termes de temps car la formation est complexe, nécessitant d'acquérir connaissances et dextérité, mais aussi par la durée de certains actes, même si cela ne semble pas poser de problèmes aux patients. L'investissement est aussi financier, non seulement lors de l'achat et de l'entretien des lasers mais également en matière d'aménagements des locaux.

Enfin, le laser manque de polyvalence car ses champs d'applications sont limités par le choix du type de laser. Les lasers erbium semblent être les plus adaptés au domaine de l'odontologie pédiatrique en permettant de réaliser des soins sur tissus durs et mous. Mais un appareil intégrant les qualités de plusieurs longueurs d'ondes complémentaires serait d'un réel intérêt pour cette discipline.

Cet outil devient inéluctable dans la pratique de notre art, comme en témoigne les praticiens sondés : pour de nombreux actes, ils préfèrent utiliser le laser. Les thérapies à basse énergie nous le confirment : les bienfaits spécifiques au laser sur la cicatrisation des tissus mous sont certains.

Des progrès techniques doivent être réalisés afin de pouvoir créer des appareils moins onéreux, plus polyvalents et ergonomiques. En parallèle, des protocoles de soins rigoureux doivent être élaborés, basés sur des recherches scientifiques précises et reproductibles : le laser viendrait alors bouleverser nos techniques en odontologie pédiatrique et serait un objet réellement universel.

Vu, la directrice de thèse



Président de jury


Annexe

Questionnaire

Avec quel(s) types de lasers avez-vous la possibilité de travailler ?

- a) CO₂
- b) Er : YAG
- c) Ho : YAG
- d) Nd : YAP
- e) Nd : YAG
- f) Argon
- g) Autres

Si vous possédez plusieurs lasers, veuillez indiquer la lettre correspondante (a, b, c..) en regard

Vous avez une activité :

- Libérale
- Hospitalière
- Les deux

Vous avez reçu une formation organisée par :

- La société commercialisant le laser
- L'université (DU...)
- Une société savante
- Un confrère
- Autre (précisez) :

Quelle a été la durée votre formation ?

Au bout de combien de temps de pratique avez-vous maîtrisé la technique du laser ?

Depuis combien d'années réalisez-vous des soins avec lasers ?

	moins d'un an	entre 1 an et 3 ans	Entre 3 et 5 ans	entre 5 et 10 ans	Je n'en ai jamais fait
chez l'adulte					
chez l'enfant					

Utilisez-vous le laser chez les enfants :

- Très souvent
- Souvent
- Parfois
- Rarement
- Jamais

Selon vous, le laser en odontologie pédiatrique est un outil qui:

	Oui	Non	Autre
est tout à fait adapté			
permet de soigner les enfants réticents au bruit et aux vibrations			
permet de soigner les enfants réticents aux anesthésies			
présente moins de danger pour soigner les enfants qui remuent			
allonge la durée des soins			
permet aux enfants de se réconcilier avec les dentistes			
Commentaires			

Le laser en pédodontie vous a :

- Beaucoup satisfait
- Plutôt satisfait
- Plutôt déçu
- Très déçu

Y-a-t-il des gestes pour lesquels vous ne pourriez plus vous passer du laser ?

Quelles difficultés rencontrez-vous ?

- Rentabilité
- Soins trop longs
- Technicité
- Manque de versatilité
- Praticité (taille de l'appareil, des inserts..)
- Entretien
- Aucune
- Autres

Avez-vous des remarques ou commentaires à ajouter :

Bibliographie

1. Amaral FLB, Colucci V, Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Bond durability in erbium: yttrium–aluminum–garnet laser-irradiated enamel. *Lasers in medical science* 2010 ; **25** (2) : 155-163.
2. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers in Surgery and Medicine* 1996 ; **19** (2) : 190-200.
3. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er : YAG laser and Nd : YAP laser ablation of dentin. *Journal of Endodontics* 2000 ; **26** (3) : 138-141.
4. Asnaashari M, Mohebi S, Paymanpour P. Pain Reduction Using Low Level Laser Irradiation in Single-Visit Endodontic Treatment. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 2011 ; **2** (4) : 139-143.
5. Ástvaldsdóttir Á, Åhlund K, Holbrook WP, De Verdier B, Tranæus S. Approximal caries detection by DIFOTI: in vitro comparison of diagnostic accuracy/efficacy with film and digital radiography. *International journal of dentistry* 2012 ; DOI : 10.1155/2012/326401, 8 p.
6. Attar N, Korkmaz Y, Ozel E, Bicer CO, Firatli E. Microleakage of class V cavities with different adhesive systems prepared by a diamond instrument and different parameters of Er : YAG laser irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery* 2008 ; **26** (6): 585-591.
7. Attrill CC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn SA. Thermal effects of the Er : YAG laser on a simulated dental pulp : a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *Journal of Dentistry* 2004 ; **32** : 35-40.
8. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; **24** : 791-801.
9. Balia N, Acharya S, Anup N. An Assessment of the Effect of Sound Produced in a Dental Clinic on the Hearing of Dentists. *Oral Health & Preventive Dentistry* 2007 ; **5** (3) : 187-191.
10. Bezinelli LM, Paula Eduardo F, Lopes G, Marques R, Biazevic MGH, Paula Eduardo C et al. Cost-effectiveness of the introduction of specialized oral care with laser therapy in hematopoietic stem cell transplantation. *Hematological oncology* 2014 ; **32** (1) : 31-39.
11. Blyden J, Mott A. Soft-tissue lasers in dental hygiene. Wiley-Blackwell, 2013.
12. Boj JR, Galofre N, Espana A, Espasa E. Pain perception in pediatric patients undergoing laser treatments. *The Journal of Oral Laser Applications* 2005 ; **5** (2) : 85-89.
13. Boj JR, Hernandez M, Espasa E, Poirier C. Laser treatment of an oral papilloma in the pediatric dental office : A case report. *Quintessence International*, 2007 ; **38** (4) : 307-311.
14. Boj JR, Poirier C, Espasa E, Hernandez M, Jacobson B. Eruption cyst treated with a laser powered hydrokinetic system. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2006 ; **30** (3) : 199-202.
15. Boj JR, Poirier C, Hernandez M, Espasa E, Espanya A. Review : laser soft tissue treatment for paediatric dental patients. *European archives of paediatric dentistry* 2011 ; **12** (2) : 100-105.
16. Boj JR, Poirier C, Hernandez M, Espasa E et Espanya A. Case series : laser treatments for soft tissue problems in children. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 113-117.

17. Bonte E, Deschamps N, Goldgerg M, Vernois V. Quantification of free water in human dental enamel. *Journal Of Dental Research* 1988 ; **67** (5) : 880-882.
18. Borsatto MC, Corona SAM, Chinelatti MA, Ramos RP, de Sá Rocha RAS, Pecora JD, Palma-Dibb, RG. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er : YAG laser, and air abrasion. *Journal of dentistry for children*, 2006 ; **73** (2) : 122-126.
19. Borsatto MC, Martinelli MG, Contente MMMG, Mellara TDS, Pecora JD, Galo R. Bond durability of Er : YAG laser-prepared primary tooth enamel. *Brazilian dental journal* 2013 ; **24** (4) : 330-334.
20. Borsatto MC, Milori Corona SA, Ramos RP, Liporaci Jr JLJ, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er: YAG laser ablation of pits and fissures. *Journal of dentistry for children* 2004 ; **71** (2) : 143-147.
21. Brillant M. Applications cliniques des lasers en endodontie. -46p. Th.D. Chirurgie dentaire : Nantes : 2013 ; n°016.
22. Brochure KaVo : <http://www.kavo.com> (13/03/2014)
23. Brochure Lokki : <http://www.lobel-medical.fr> (13/03/2014)
24. Brochure Sirona : <http://www.sirona.fr> (04/02/2014)
25. Brugnera Junior A, Garrini dos Santos AEC, Bologna AD, Christinna TCG, Ladarlado P . Atlas of laser therapy applied to clinical dentistry. Quintessence editora Ltda, 2006.
26. Callejas G. Performances du DIAGNOdent® dans le diagnostic des caries des dents permanentes : Revue systématique de la littérature et étude clinique. -124 p. Th. D. : Chirurgie-dentaire : Nice : 2008 ; n°42 57 08 15.
27. Castel A. Apport des lasers diode dans le traitement des parodontites : revue de la littérature. -172 p. Th.D. : Dentaire (parodontologie) : Bordeaux : 2012 ; n°20023.
28. Castilho MS, de Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Floriam LJ, Sousa-Neto MD, Correa Silva-Sousa YT. Temperature changes in the deciduous pulp chamber during cavity preparation with the Er: YAG laser. *Journal of Dentistry for Children* 2007 ; **74** : 21-25.
29. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode MR. Pulpal temperature increases with Er : YAG laser and highspeed handpieces. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003 ; **90** (5) : 447-451.
30. Chermetz M, Gobbo M, Ronfani L, Ottaviani G, Zanazzo GA, Verzegnassi F et al. Class IV laser therapy as treatment for chemotherapy-induced oral mucositis in onco-haematological paediatric patients : a prospective study. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2013. DOI 10.1111/ipd.12090.
31. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Influence of Er: YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *Journal of dentistry* 2006 ; **34** (3) : 245-251.
32. Ciucchi P, Neuhaus KW, Emerich M, Peutzfeldt A, Lussi A. Evaluation of different types of enamel conditioning before application of a fissure sealant. *Lasers in medical science* 2013 ; 1-9.
33. Cohen-scali, D. Performances du DIAGNOdent® dans le diagnostic des caries des dents temporaires : Revue systématique de la littérature. -184 p. Th. D. : Chirurgie-dentaire : Nice : 2008 ; n° 42 07 08 06.

34. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers : science and instruments. *The dental clinics of north America* 2004 ; **48** (4) : 751-770.
35. Convissar RA. Principles and Practice of Laser Dentistry. Mosby Elsevier, 2011.
36. Correa-Afonso AM, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of laser irradiation on pits and fissures : an in situ study. *Photomedicine and Laser Surgery* 2013 ; **31** (2) : 82-89.
37. Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H. Shear bond strength of an etch-and-rinse adhesive to Er : YAG laser-and/or phosphoric acid-treated dentin. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 2013 ; **7** (2) : 67-73.
38. De Castro JFL, Abreu EGF, Correia AVL, Da Mota Vasconcelos Brasil C, Da Cruz Perez DE, De Paula Ramos Pedrosa F. Low-level laser in prevention and treatment of oral mucositis in pediatric patients with acute lymphoblastic leukemia. *Photomedicine and Laser Surgery* 2013 ; **31** (12) : 613-618.
39. De Coster P, Rajasekharan S, Martens L. Laser-assisted pulpotomy in primary teeth : a systematic review. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2012 : **23** (6) : 389-399.
40. De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure : Part 1. Laser-assisted cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry* 2009 ; **11** (6) 427-438.
41. De Paula Eduardo C, Aranha ACC, Simões A, Bello-Silva MS, Ramalho KM, Esteves-Oliveira M et al. Laser treatment of recurrent herpes labialis : a literature review. *Lasers in medical science* 2013 ; 1-13.
42. Delme KIM, Deman PJ, Nammour S, De Moor RJG. Microleakage of class V glass ionomer restorations after conventional and Er : YAG laser preparation. *Photomedicine and Laser Therapy* 2006 ; **24** (6) : 715-722.
43. DenBesten PK, White JM, Pelino JEP, Furnish G, Silveira A, Parkins FM. The safety and effectiveness of an Er : YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. *Medical Laser Application* 2001 ; **16** (3) : 215-222.
44. Deppe H, Mücke T, Auer-Bahrs J, Wagenpfeil S, Kesting M, Sculean A. Bleeding complications following Nd : YAG laser-assisted oral surgery vs conventional treatment in cardiac risk patients : a clinical retrospective comparative study. *Quintessence International oral surgery* 2013 ; **44** (7) : 513-520.
45. Desiate A, Cantore S, Tullo D, Profeta G, Grassi FR, Ballini A. 980 nm diode lasers in oral and facial practice: current state of the science and art. *International journal of medical sciences* 2009 ; **6** (6) : 358-364.
46. Featherstone JDB, Fried D. Fundamental interactions of lasers with dental hard tissues. *Medical Laser Application* 2001 ; **16** (3) : 181-194.
47. Ferraz Ribeiro C, de Paiva Gonçalves SE, Yui K, Cristina K, Bühler Borges A, Câmara Barcellos D, Brayner R. Dentin bond strength : influence of Er : YAG and Nd : YAG lasers. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2013 ; **33** (3) : 373-377.
48. Fransson H, Larsson KM, Wolf E. Efficacy of lasers as an adjunct to chemo-mechanical disinfection of infected root canals: a systematic review. *International endodontic journal* 2013 ; **46** (4) : 296-307.
49. Fried D, Ragadio J, Champion A. Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 μm . *Lasers in Surgery and Medicine* 2001 ; **29** (3) : 221-229.
50. Fulop AM, Dhimmer S, Deluca JR, Johanson DD, Lenz RV, Patel KB et al. A meta-analysis of the efficacy of phototherapy in tissue repair. *Photomedicine and laser surgery* 2009 ; **27** (5) : 695-702.

51. Furze HA, Furze ME. Pulpotomy with laser in primary and young permanent teeth. *The Journal of Oral Laser Applications* 2006 ; **6** (1) : 53-58.
52. Gabrić PD, Ivona B, Davor K, Janez Z, Ivana M, Ivic A. Comparison of Er : YAG laser and surgical drill for osteotomy in oral surgery : an experimental study. *Journal of oral & Maxillofacial surgery* 2012 ; **70** (11) : 2515-2521.
53. Gál P, Mokry M, Vidinsky B, Kilik R, Depta F, Harakalova M et al. Effect of equal daily doses achieved by different power densities of low-level laser therapy at 635 nm on open skin wound healing in normal and corticosteroid-treated rats. *Lasers in medical science* 2009 ; **24** (4) : 539-547.
54. Genovese MD, Olivi G. Laser in paediatric dentistry : patient acceptance of hard and soft tissue therapy. *European journal of paediatric dentistry* 2008 ; **9** (1) : 13-18.
55. Ghadimi S, Chiniforush N, Bouraima SA, Johari M. Clinical approach of laser application in different aspects of pediatric dentistry. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 2012 ; **3** (2).
56. Ghandehari M, Mighani G, Shahabi S, Chiniforush N, Shirmohammadi Z. Comparison of Microleakage of Glass Ionomer Restoration in Primary Teeth Prepared by Er: YAG Laser and the Conventional Method. *Journal of Dentistry* 2012 ; **9** (3) : 215-20.
57. Golpayegani MV, Ansari G, Tadayon N. Clinical and radiographic success of low level laser therapy on primary molars pulpotomy. *Research Journal of Biological Sciences* 2010 ; **5** (1) : 51-55.
58. Govila V, Gulati M, Govila S. Diode laser application in periodontics. *Indian Journal of Dental Sciences* 2011; **5** (3) : 64-67.
59. Hakki SS, Berk G, Dundar N, Saglam M, Berk N. Effects of root planing procedures with hand instrument or erbium, chromium: yttrium–scandium–gallium–garnet laser irradiation on the root surfaces: a comparative scanning electron microscopy study. *Lasers in medical science* 2010 ; **25** (3) : 345-353.
60. http://en.wikipedia.org/wiki/Theodore_Maiman (10/03/2014)
61. <http://eurinsa.insa-lyon.fr> (14/02/2014)
62. <http://sbarbati.wordpress.com/2011/10/02/champ-quantique-pour-atomes/> (14/02/2014)
63. <http://vincent.clement92.free.fr/TPE/laser2.php> (14/02/2014)
64. http://www.diastem.com/lasers_4.html (04/02/2014)
65. <http://www.futura-sciences.com> (14/02/2014)
66. Hubbezoglu I, Unal M, Zan R, Hurmuzlu F. Temperature rises during application of Er : YAG laser under different primary dentin thicknesses. *Photomedicine and Laser Surgery* 2013 ; **31** (5) : 201-205.
67. Huth KC, Hajek-Al-Khatar N, Wolf P, Ilie N, Hickel R, Paschos E. Long-term effectiveness of four pulpotomy techniques: 3-year randomized controlled trial. *Clinical Oral Investigations* 2012 ; **16** (4) : 1243–1250.
68. Huth KC, Paschos E, Hajek-Al-Khatar N, Hollweck R, Crispin A, Hickel R, Folwaczny M. Effectiveness of 4 pulpotomy techniques-randomized controlled trial. *Journal of dental Restorative* 2005 ; **84** (12) : 1144-1148.
69. Jafarzadeh H. Laser Doppler flowmetry in endodontics : a review. *International Endodontic Journal*, 2009 ; **42** (6) : 476-490.
70. Johar K. Fundamentals of laser dentistry. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2011.

71. Júnior RM, Gueiros LA, Silva IH, De Albuquerque Carvalho A, Leão, JC. Labial frenectomy with Nd : YAG laser and conventional surgery : a comparative study. *Lasers in medical science* 2013 ; 1-6.
72. Kang HW, Kim J, Oh J. Effect of wavelength on laser-assisted surgical techniques. *Optics and Lasers in Engineering* 2013 ; **51** (2) : 104-110.
73. Karayilmaz H, Kirzioglu Z. Comparison of the reliability of laser doppler flowmetry, pulse oximetry and electric pulp tester in assessing the pulp vitality of human teeth. *Journal of Oral Rehabilitation* 2011 ; **38** (55) : 340-347.
74. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raabf WHM. Er : YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *Journal of Dentistry* 1998 ; **26** (6) : 649-656.
75. Kilík R, Lakyová L, Sabo J, Kruzliak P, Lacjaková K, Vasilenko T et al. Effect of equal daily doses achieved by different power densities of low-level laser therapy at 635 nm on open skin wound healing in normal and diabetic rats. *BioMed Research International* 2014 ; Article ID 269253, 9 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/269253>
76. Kilinc E, Rothrock J, Migliorati E, Drukteinis S, Roshkind D, Bradley P. Potential surface alteration effects of laser-assisted periodontal surgery on existing dental restorations. *Quintessence International* 2012 ; 43 (5) : 387-395.
77. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Watanabe H, Wang X, Matsumoto K. Histopathological changes in dental pulp irradiated by Er : YAG laser : a preliminary report on laser pulpotomy. *Journal of clinical laser medicine & surgery* 2003 ; **21** (6) : 345-350.
78. Kívia Correia Gama S, Antônio Lima Habib F, Luiz Barbosa Pinheiro A, de Araújo TM. Effectiveness of CO₂ laser in removal of papillary gingival hyperplasia. *Dental Press Journal of Orthodontics* 2012 ; **17** (2) : 33-35.
79. Kotlow L. Diagnosis and treatment of ankyloglossia and tied maxillary fraenum in infants using Er : YAG and 1064 diode lasers. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 106-112.
80. Kotlow L. Use of an Er : YAG laser for pulpotomies in vital and non vital primary teeth. *Journal of Laser Dentistry* 2008 ; **16** (2) : 75-79.
81. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. *The dental clinics of north America* 2004 ; **48** : 889-992.
82. Krmek SJ, Miletic I, Simeon P, Mehic GP, Ani'c, Radic B. The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er : YAG laser using a very short pulse. *Photomedicine Laser Surgery* 2009 ; **27** (2) : 351-355.
83. Kwon YH, Lee JS, Choi YH, Lee JM, Song KB. Change of enamel after Er : YAG and CO₂ laser irradiation and fluoride treatment. *Photomedicine and Laser Therapy* 2005 ; **23** (4) : 389-394.
84. Lewis JR, Tsugawa AJ, Reite AM. Use of CO₂ laser as an adjunctive treatment for caudal stomatitis in a cat. *Journal of Veterinary Dentistry* 2007 ; **24** (4). 240-249.
85. Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er : YAG laser for cavity preparation in children. *Photomedicine and Laser Surgery* 2006 ; **24** (4) : 489-493.
86. Liu JF. Effects of Nd : YAG laser pulpotomy on human primary molars. *Journal of Endodontics*. 2006 ; **32** (2) : 404-407.
87. Lussi A, Francescut P. Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries in deciduous teeth. *Caries Research* 2003 ; **37** (1) : 2-7.

88. Mareddy A, Mallikarjun AB, Shetty PV, Narasimha Rao VV, Chandru TP. Histological evaluation of diode laser pulpotomy in dogs. *The Journal of Oral Laser Applications* 2010 ; **10** (1) : 7-16.
89. Martens LC. A laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 61-67.
90. Martin L. Les lasers en odontologie : principes physiques et applications cliniques.-171p. Th. D. : Chirurgie dentaire : Paris V : 2006 n°72.
91. Matsumoto K, Hossain M, Tsuzuki N, Yamada Y. Morphological and compositional changes of human dentin after Er : YAG laser irradiation. *The journal of oral laser applications* 2003 ; **3** (1) : 15-20.
92. Maturo P, Perugia C, Docimo R. Versatility of an 810 nm diode laser in pediatric dentistry. *International Journal of Clinical Dentistry* 2013 ; **6** (2) : 161-172.
93. Migliorati C, Hewson I, Lalla RV, Antunes HS, Estilo CL, Hodgson B et al. Systematic review of laser and other light therapy for the management of oral mucositis in cancer patients. *Supportive Care in Cancer* 2013 ; **21** (1) : 333-341.
94. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SMB, Teixeira SC, Nogueira Junior L. Pulpal temperature increase with high-Speed handpiece, Er : Yag laser and ultrasound tips. *Journal of Applied Oral Science* 2008 ; **16** (3) : 209-213.
95. Muller-Bolla M, Courson F, Droz D, Borg-Real C, Lupi-Pérugier L. Approche Clinique des sillons des molaires permanents. *Information dentaire* 2008 ; **19** : 993-997.
96. Nagahara A, Mitani A, Fukuda M, Yamamoto H, Tahara K, Morita I et al. Antimicrobial photodynamic therapy using a diode laser with a potential new photosensitizer, indocyanine green-loaded nanospheres, may be effective for the clearance of Porphyromonas gingivalis. *Journal of periodontal research* 2013 ; **48** : 591-599.
97. Noori ZT, Fekrazad R, Eslami B, Etemadi A, Khosravi S, Mir M. Comparing the effects of root surface scaling with ultrasound instruments and Er, Cr: YSGG laser. *Lasers in medical science* 2008 ; **23** (3) : 283-287.
98. Olivi G, Genovese MD. Laser restorative dentistry in children and adolescents. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 68-78.
99. Olivi G, Margolis FS, Genovese MG. Pediatric laser dentistry, a user's guide. Hanover Park, IL, Quintessence Pub, 2011.
100. Onisor I, Pecie R, Chaskelis I, Krejci I. Cutting and coagulation during intraoral soft tissue surgery using Er: YAG laser. *European Journal of Paediatric Dentistry* 2013 ; **14** (2) : 140-145.
101. Oosterink F, De Jongh A, Aartman IH. What are people afraid of during dental treatment ? Anxiety-provoking capacity of 67 stimuli characteristic of the dental setting. *European Journal of Oral Sciences* 2008 ; **116** (1) : 44-51.
102. Optique pour l'ingénieur : <http://www.optique-ingenieur.org/fri> (06/03/2014)
103. Oskoe SS, Bahari M, Kimyai S, Rikhtegaran S, Puralibaba F, Ajami H. Effect of Nd:YAG laser pulse energy on mercury vapor release from the dental amalgam. *Photomedicine and Laser Surgery* 2013 ; **31** (10) : 480-485.
104. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial* 2010 ; **138** (2) : 195-200.
105. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. *British dental journal* 2007; **202** (1) : 21-31.

106. Parker S. Verifiable CPD paper : laser-tissue interaction. *British dental journal* 2007 ; **202** (2) : 73-81.
107. Parker, S. Laser regulation and safety in general dental practice. *British dental journal* 2007 ; **202** (9) : 523-532.
108. Passi D, Pal US, Mohammad S, Singh RK, Mehrotra D, Singh G et al. Laser vs bur for bone cutting in impacted mandibular third molar surgery : a randomized controlled trial. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 2013 ; **3** (2) : 57-62.
109. Pelgalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation—phase I. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 1997 ; **15** (3) : 109-115.
110. Perhavec T, Diaci J. Comparison of Er : YAG and Er,Cr : YSGG dental lasers. *The Journal of oral laser applications* 2008 ; **8** (2) : 87-94.
111. Pescheck A, Pescheck B, Moritz A. Pulpotomy of primary molars with the use of a carbon dioxide laser: results of a long-term in vivo study. *The Journal of Oral Laser Applications* 2002 ; **2** (3) : 165-169.
112. Pretty IA. Caries detection and diagnosis : novel technologies. *Journal of dentistry* 2006 ; **34** (10) : 727-739.
113. Procédure et prévention et traitement des mucites buccales chimio et / ou radio induites. http://www.afsos.org/IMG/pdf/procedure_mucite_gplic-afsos_V3.pdf
114. Puthussery FJ, Shekar K, Gulati A, Downie IP. Use of carbon dioxide laser in lingual frenectomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2011 ; **49** (7) : 580-581.
115. Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er : YAG laser or a high-speed handpiece. *Journal of Dentistry* 2002 ; **30** (4) : 141-146 .
116. Rechmann P, Charland DA, Beate MT, Rechmann BM, Le CQ, John D.B et al. In-vivo occlusal caries prevention by pulsed CO₂-laser and fluoride varnish treatment—A clinical pilot study. *Lasers in Surgery and Medicine* 2013 ; **45** (5) : 302-310.
117. Rechmann P, Fried D, Le CQ, Nelson G, Rapozo-Hilo M, Rechmann BMT, Featherstone JDB. Caries inhibition in vital teeth using 9.6- μ m CO₂-laser irradiation. *Journal of Biomedical Optics* 2011 ; **16** (7) : 071405.1-6.
118. Rey G, Missika P. Les lasers et la chirurgie dentaire, innovations et stratégies cliniques. CdP, 2010.
119. Rizcalla N, Bortolotto T, Krejci I. Improving the efficiency of an Er : YAG laser on enamel and dentin. *Quintessence International* 2012 ; **43** (2) : 153-160.
120. Rocca JP. Les lasers en odontologie. CdP, 2010.
121. Romanos GE. The state of the science of lasers in dentistry. *The Canadian Journal of Dental Hygiene* 2012 ; **46** (1) : 20-21.
122. Romeo U, Libotte F, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Visca P et al. Histological in vitro evaluation of the effects of Er : YAG laser on oral soft tissues. *Lasers in medical science* 2012 ; **27** (4) : 749-753.
123. Romeo U, Palaia G, Tenore G, Del Vecchio A, Nammour S. Excision of oral mucocele by different wavelength lasers. *Indian Journal of Dental Research* 2013 ; **24** (2) : 211-215.
124. Roy E. Etude de la fluxmétrie laser Doppler dans l'évaluation de la vitalité pulpaire en odontologie. -137p. Th.D. : Odontologie : Nantes : 2010.

125. Sarmadi R, Hedman R, Gabre P. Laser in caries treatment – patients' experiences and opinions. *International Journal of Dental Hygiene* 2013 ; DOI: 10.1111/idh.12027.
126. Sassi S. Les lasers en chirurgie implantaire et péri-implantaire : une solution mini-invasive. -72p. Th.D. Chirurgie dentaire (implantologie) : Lyon : 2012 n°1D074.
127. Sawabe M, Aoki A, Komaki M, Iwasaki K, Ogita M, Izumi Y. Gingival tissue healing following Er : YAG laser ablation compared to electrosurgery in rats. *Lasers in Medical Sciences* 2013 ; 16. DOI 10.1007/s10103-013-1478-z.
128. Selting WJ. The effect of tip wear on Er : YAG laser ablation efficiency. *Journal of Laser Dentistry* 2007 ; **15** (2) : 74-77.
129. Sgolastra F, Petrucci A, Gatto R, Monaco A. Efficacy of Er : YAG laser in the treatment of chronic periodontitis : systematic review and meta-analysis. *Lasers in medical science* 2012 ; **27** (3) : 661-673.
130. Shirani F, Birang R, Malekipur MR, Zeilabi A, Shahmoradi M, Kazemi S, Khazaei S. Adhesion to Er : YAG laser and bur prepared root and crown dentine. *Australian dental journal* 2012 ; **57** (2) : 138-143.
131. Singh A, Velu AK. Histological changes in pulp after tooth preparation with high-speed handpieces and Er : YAG laser: a light-microscopic analysis. *Journal of Oral Laser Applications* 2010 ; **10** (1) : 37-44.
132. Stanley J Nelson. Wheeler's dental anatomy physiology, and occlusion. Elsevier ; 2009.
133. Stock K, Hibst R, Keller U. Comparison of Er : YAG and Er : YSCG laser ablation of dental hard tissues. SPIE Vol.3192
134. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er : YAG laser irradiation. *Lasers in Surgery and Medicine* 2003 ; **32** (1) : 25-31.
135. Tanboga I, Eren F, Altinok B, Peker S, Ertugral F. The effect of low level laser therapy on pain during dental tooth-cavity preparation in children. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 93-95.
136. Torres CRG, Araujo MAMD, Teixeira SC, Araújo RMD, Huhtala MFR. Cavity Preparation with Er: YAG Laser or Rotary Instruments: Investigation of the Composite Resin Restorations Interface. *World Journal of Dentistry* 2011 ; **2** (2) : 83-87.
137. Udart M, Stock K, Graser R, Hibst R. Inactivation of bacteria by high-power 940nm laser irradiation. *Medical Laser Application* 2011 ; **26** (4) : 166-171.
138. Vasudev Ballal N, Kundadal M, Bhat KS. Lasers General Principles – A review. *International Journal of clinical Dentistry* 2011 ; **4** (2) : 133-146.
139. Vitale MC, Zaffe D, Botticell AR, Caprioglio C. Diode laser irradiation and fluoride uptake in human teeth. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2011 ; **12** (2) : 90-92.
140. Vlacic J, Meyers IA, Walsh LJ. Photonic Conversion of hydroxyapatite to fluorapatite : a possible mechanism for laser-activated fluoride therapy. *The Journal of Oral Laser Applications* 2008 ; **8**(2) : 95-102.
141. Walsh LJ. Laser analgesia with pulsed infrared lasers : theory and practice. *The Journal of Oral laser Applications* 2008 ; **8** (1) : 7-16.
142. Wanderley RL, Monghini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er : YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology : an in vitro study. *Photomedicine and Laser Therapy* 2005 ; **23** (3) : 260-267.

143. Yagüe-García J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele-scalpel versus CO₂ laser. *Medicina oral, patología oral y cirugía buccal* 2009 ; **14** (9) : 469-974.
144. Yamasaki A, Ito H, Yusa J, Sakurai Y, Okuyama N, Ozawa R. Expression of heat shock proteins, Hsp70 and Hsp25, in the rat gingiva after irradiation with a CO₂ laser in coagulation mode. *Journal of periodontal research* 2010 ; **45** (3) : 323-330.
145. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* 1965 ; **19** (4) : 515-530.
146. Zeredo JL, Sasaki KM, Fujiyama R, Okada Y, Toda K. Effects of low power Er : YAG laser on the tooth pulp-evoked jaw-opening reflex. *Lasers in Surgery and Medicine* 2003 ; **33** (3) : 169-172.
147. Zeredo JL, Sasaki KM, Kumei Y, Toda K. Hindlimb withdrawal reflexes evoked by Er : YAG laser and scalpel incisions in rats. *Photomedicine and Laser Surgery* 2006 : **24** (5) : 595-600.

Le laser en odontologie pédiatrique

RESUME EN FRANÇAIS

Le LASER est un outil complexe apparu récemment sur le marché. Sous cet acronyme sont désignés différents instruments dont nous décrivons les principes généraux ainsi que les spécificités de chacun. De nombreuses applications sont retrouvées en odontologie pédiatrique.

Pour les soins conservateurs, nous évoquons son utilisation depuis le dépistage de la carie à la réalisation des pulpectomies.

Pour les actes chirurgicaux comme les frénectomies labiales et linguales, les gingivectomies et les exérèses de kystes éruptifs le laser montre de bons résultats. Il est aussi très efficace pour le traitement des mucites. Le laser offre des avantages indiscutables en odontologie pédiatrique de par son effet analgésique, son action hémostatique et son effet biostimulant facilitant la cicatrisation.

Son avenir est prometteur en odontologie pédiatrique, mais nécessite plus d'études cliniques à haut niveau de preuve.

TITRE EN ANGLAIS : Lasers in pediatric dentistry

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire, Odontologie pédiatrique.

MOTS CLES : laser, odontologie pédiatrique, odontologie conservatrice, chirurgie, mucite, enquête

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire : 3 chemin des Maraîchers 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Docteur Emmanuelle NOIRRIT-ESCLASSAN