

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

[Année de soutenance : 2018]

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 17/04/2018

Par Sofiane CHAH

Né le 06 janvier 1994 à LILLE, France

**LE LASER ERBIUM EN DENTISTERIE
RESTAURATRICE-ENDODONTIE**

JURY

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur Marc LINEZ

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Monsieur le Docteur Maxime BEURAIN

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M.DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable du Département de Biologie Orale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

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

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

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

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Etienne Deveaux

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Habilité à Diriger des Recherches

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille

Membre associé national de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Personne Compétente en Radioprotection

Ancien Président de la Société Française d'Endodontie

*Je vous remercie de me faire l'honneur de
présider ce Jury. C'est avec grand plaisir que
j'ai suivi vos enseignements pendant mes
études et je tiens à vous remercier pour la
pédagogie dont vous avez fait preuve. Veuillez
trouver dans cet ouvrage l'expression de ma
reconnaissance pour la qualité de votre
enseignement.*

Monsieur le Docteur Marc LINEZ

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maîtrise de Sciences de la Vie et de la Santé

DEA sciences de la vie et de la santé

Responsable de l'unité fonctionnelle de Dentisterie Restauratrice Endodontie

*Vous avez accepté spontanément de
juger mon travail et de faire partie de ce
jury et je vous en remercie.
Je vous exprime ici mon profond respect
pour l'enseignement que vous avez su
nous dispenser avec enthousiasme.*

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Département de Prothèses

Responsable du Département de Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et médicales

Master II de l'Université de Lille 2

Vous avez accepté de faire partie de ce jury et je vous en remercie. Je vous remercie également pour votre enseignement pendant mes années d'études. Veuillez trouver ici la marque de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur Maxime BEURAIN

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire

Master 1 en Biologie et Santé mention Biomatériaux

Master 2 en Dispositifs Médicaux et Biomatériaux

CES d'Odontologie Conservatrice et Endodontie

CES d'Odontologie Chirurgicale mention Médecine Buccale

*Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter
de faire partie de ce jury de thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de ma
sympathie et de mes sincères
remerciements.*

Je dédie cette thèse ...

Table des matières

1	Le LASER	15
1.1	Histoire du LASER	15
1.2	Bases physiques fondamentales	16
1.2.1	La lumière	16
1.2.2	Absorption, émission spontanée et émission stimulée	17
1.2.3	Comparaison lumière LASER vs lumière ordinaire	19
1.3	Principe de fonctionnement du LASER	19
1.3.1	Milieu actif	20
1.3.2	Système de pompage	20
1.3.3	Cavité de résonance	20
1.3.4	Inversion de population	21
1.4	Mode d'émission du LASER	22
1.4.1	Mode continu	22
1.4.2	Mode pulsé	22
1.5	Paramètres d'utilisation d'un LASER	23
1.5.1	Puissance, énergie, fluence	23
1.5.2	Durée du pulse et vitesse de répétition	23
1.6	Mode de transmission du LASER	23
1.6.1	La fibre optique en silice	23
1.6.2	La fibre optique en verre fluoré	24
1.6.3	Le bras articulé	24
1.7	Les effets des LASER	24
1.7.1	Photo-ablatif	25
1.7.2	Thermique	25
1.7.3	Photochimique	26
1.7.4	Biostimulation	26
1.7.5	Photo-acoustique	26
2	Les différents types de LASER Erbium	27
2.1	Le LASER Er : YAG	27
2.1.1	Caractéristiques	27
2.1.2	Le LASER LightWalker ST-E® de Fotona	28
2.2	Le LASER Er,Cr:YSGG	32
2.2.1	Caractéristiques	32
2.2.2	Le LASER Waterlase iPlus® de Biolase	33
3	Applications cliniques en dentisterie restauratrice-endodontie	35
3.1	Applications en dentisterie restauratrice	35
3.1.1	Préparation cavitaire	35
3.1.1.1	Mécanisme d'action	35
	Cas clinique	35
3.1.2	Traitement des hypersensibilités dentinaires	39
3.1.2.1	Définition	39
3.1.2.2	Physiopathologie	39
3.1.2.3	Traitement LASER-assisté	40
3.2	Applications en Endodontie	41
3.2.1	Mise en place du champ opératoire	41
3.2.2	Préparation de la cavité d'accès LASER-assistée	42
3.2.3	Préparation canalaire LASER-assistée	43
3.2.4	Décontamination canalaire	43
3.2.4.1	Mécanisme d'action	43
3.2.4.2	Protocole opératoire	45

3.2.5	Apicectomie.....	47
3.2.5.1	Définition.....	47
3.2.5.2	Indications	48
3.2.5.3	Protocole.....	48
3.2.5.4	Cas clinique	49
3.2.6	Coiffage pulpaire direct	52
3.2.6.1	Définition.....	52
3.2.6.2	Cas clinique	54

Introduction

Ces dernières années, les LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) se sont répandus dans les cabinets des spécialistes et des omnipraticiens. Le mot LASER évoque pour les patients un traitement moderne, et la proposition d'un plan de traitement par LASER en pratique dentaire est souvent très bien perçue par le patient. Ils offrent de nouvelles perspectives en terme de plans de traitement. Il est préférable de parler de traitements « LASER assistés ». Les traitements LASER assistés font partie de ces nouvelles technologies incontournables qui s'intègrent parfaitement dans la rigueur des acquis universitaires, en améliorant notablement le confort opératoire et les suites postopératoires d'un grand nombre d'actes effectués quotidiennement en dentisterie restauratrice et endodontie.

Il existe un nombre important de LASER et le praticien peut vite s'y perdre. En effet, pour une chirurgie des tissus durs ce n'est pas le même LASER qui sera utilisé que pour une chirurgie des tissus mous. Le choix du type de LASER permet à l'énergie de traverser les couches superficielles et d'atteindre les tissus en profondeur ou, au contraire, d'être immédiatement absorbée au point d'impact du rayonnement.

Parmi ces LASER, le LASER Erbium, de par ses propriétés, permet un travail aussi bien sur tissus durs que sur tissus mous, ce qui lui confère de nombreuses indications dans le champ de la dentisterie moderne.

Dans un premier temps seront abordées les généralités ainsi que les bases physiques liées aux LASER afin d'éclaircir leur mode de fonctionnement. Ensuite les différents types de LASER Erbium seront décrits : le LASER Er :YAG (Erbium : Yttrium Aluminium Garnet) et le LASER Er,Cr :YSGG (Erbium,Chromium : Yttrium Scandium Gallium Garnet). Enfin les applications de ces LASER en dentisterie restauratrice et en endodontie viendront illustrer le dernier chapitre.

1 Le LASER

1.1 Histoire du LASER

L'histoire du LASER commence en 1917 avec les travaux d'Albert Einstein concernant l'émission et l'absorption de la lumière.

En 1950, Alfred Kastler découvre la technique du pompage optique ce qui lui vaudra le prix Nobel de physique en 1966. Celui-ci consiste en la modification des états des atomes grâce à une irradiation lumineuse polarisée.

Il a fallu attendre 1960 pour obtenir la première émission LASER à partir d'un cristal de rubis par Theodore Maiman (Figure 1). La naissance du premier LASER créé par Theodore Maiman a été décriée par la communauté scientifique. En effet la prestigieuse revue *Physical Review Letters*, à laquelle Theodore Maiman a envoyé le compte rendu de son expérience, a rejeté son article le qualifiant d'un énième papier sur les masers (ancêtre du LASER). Le premier LASER fonctionnel de Theodore Maiman a conduit à la création de différents types de LASER : le LASER à gaz (Hélium et Néon) mis au point par les scientifiques Ali Javan et William R. Bennett Jr en 1961 ; le LASER diode en 1962 ; le LASER à gaz CO₂ en 1964 ; le LASER à liquide de Peter Sorokin en 1966 (47)(42).



Figure 1: Premier LASER inventé par Theodore Maiman (42)

C'est seulement en 1980 que le premier LASER Erbium est commercialisé. Il s'agit du LASER Yttrium Aluminium Garnet dopé à l'Erbium (LASER ER:YAG).

En 1990 aux Etats-Unis, la FDA (Food and Drug Administration) autorise l'utilisation des LASER sur les tissus mous, mais ce n'est qu'en 1996 que celle-ci approuva l'utilisation de LASER sur les tissus durs.

Aujourd'hui, les LASER sont largement répandus dans le monde de la dentisterie avec de nombreux types de LASER différents utilisables dans de très nombreux domaines.

1.2 Bases physiques fondamentales

1.2.1 La lumière

La lumière est l'ensemble des ondes électromagnétiques perceptibles par l'œil humain, c'est-à-dire dont les longueurs d'ondes sont comprises entre 400nm et 750nm. La lumière possède une double nature : corpusculaire et ondulatoire. La lumière est de nature ondulatoire, en effet la lumière est une onde qui se propage à la vitesse de la célérité ($c=3.108m/s$). La lumière est également de nature corpusculaire, en effet la lumière est transmise par des photons.

L'ensemble des ondes électromagnétiques forme le spectre électromagnétique allant des rayonnements gamma aux ondes radios. Ce spectre électromagnétique comprend le spectre visible compris entre 400 et 750nm (Figure2) (69)(27).

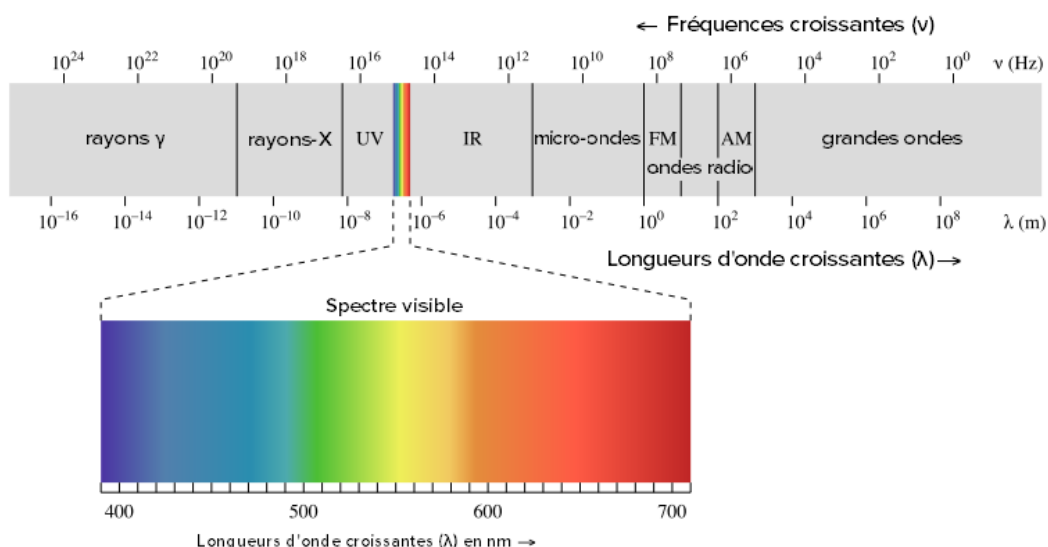


Figure 2: Schéma du spectre électromagnétique (27)

1.2.2 Absorption, émission spontanée et émission stimulée

Un atome est composé d'un noyau et d'électrons répartis sur des couches électroniques (K,L,M,N) en fonction de l'énergie nécessaire à leur excitation, c'est le modèle de Bohr (Figure 3) (5).

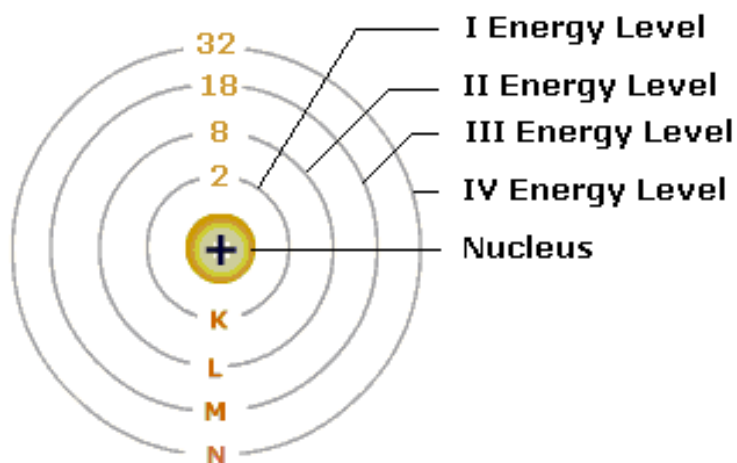


Figure 3: Modèle atomique de Bohr (5)

La réaction entre un atome et un photon entraîne trois types de phénomènes photoniques au niveau de l'atome : l'absorption, l'émission spontanée et l'émission stimulée.

L'absorption : un atome stable absorbe un photon faisant passer un de ses électrons à un niveau d'énergie supérieur instable ; l'atome entre alors dans un état excité (Figure 4) (23).

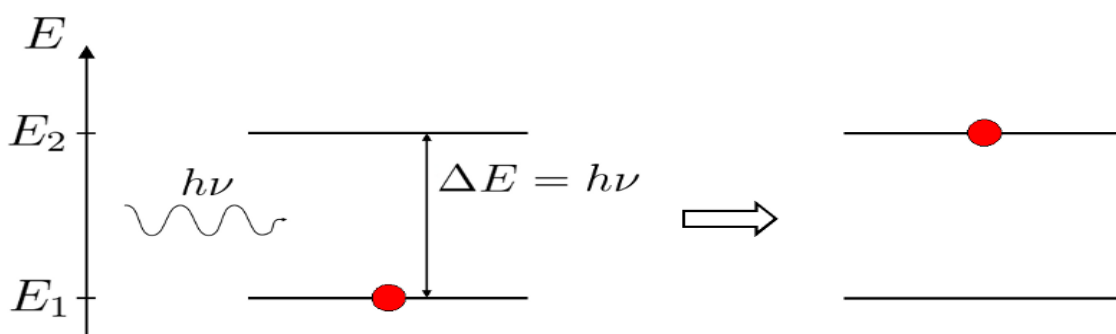


Figure 4: Phénomène d'absorption (23)

L'émission spontanée : l'atome excité peut retourner à son état stable de façon spontanée en émettant la même quantité d'énergie que celle absorbée via un photon (Figure 5) (23).

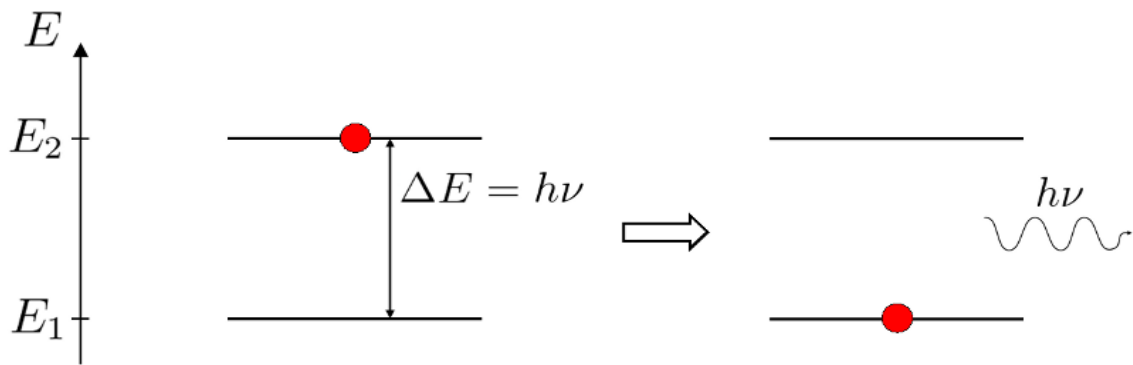


Figure 5: Phénomène d'émission spontanée (23)

L'émission stimulée : un atome déjà excité absorbant un photon durant la phase de désexcitation va émettre un deuxième photon strictement identique au photon incident (Figure 6) (23).

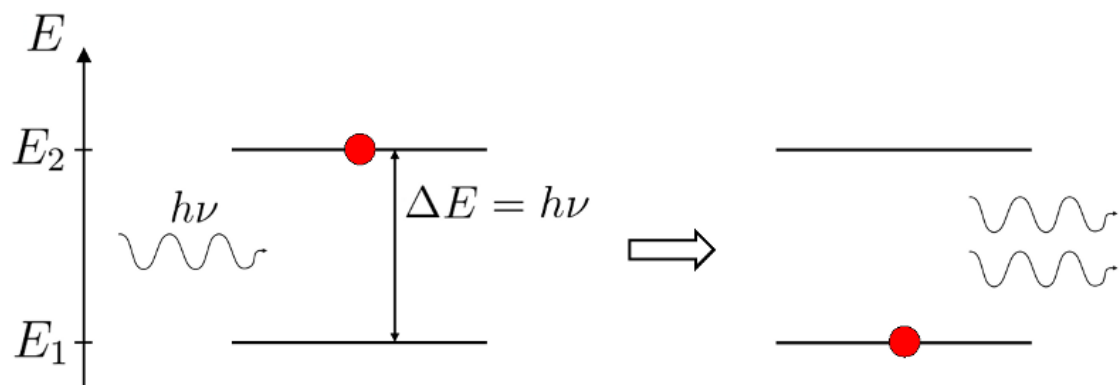


Figure 6: Phénomène d'émission stimulée(23)

1.2.3 Comparaison lumière LASER vs lumière ordinaire

La lumière LASER possède des caractéristiques très différentes de la lumière ordinaire (Tableau 1) (69) :

Tableau 1: Comparaison entre la lumière LASER et la lumière ordinaire (69)

<u>Lumière Ordinaire</u>	<u>Lumière LASER</u>
Polychromatique : la lumière ordinaire est composée d'une multitude de longueurs d'ondes différentes.	Monochromatique : la lumière LASER est composée d'une seule longueur d'onde ; il existe différents types de LASER de couleurs différentes.
Multidirectionnelle : les différentes ondes lumineuses se déplacent dans toutes les directions de l'espace à partir de la source.	Unidirectionnelle : toutes les ondes se propagent dans la même direction formant un faisceau lumineux étroit et non divergent.
Désordonnée (incohérente) : Les ondes ne sont pas émises en même temps et oscillent indépendamment les unes des autres.	Cohérente : toutes les ondes sont en phase à la fois au niveau spatial qu'au niveau temporel.

1.3 Principe de fonctionnement du LASER

Le LASER est composé de trois éléments principaux essentiels à son fonctionnement, qui sont : le milieu actif, la cavité de résonance et le système de pompage.

1.3.1 Milieu actif

Le milieu actif renferme les particules excitées (molécule, atome, ion...). Il peut être retrouvé sous trois formes différentes :

- Solide: Er:YAG , Er,Cr:YSGG.
- Liquide : Colorants.
- Gazeux : Argon, Néon, Hélium , Dioxyde de carbone.

1.3.2 Système de pompage

Le système de pompage est un procédé qui a été découvert par Alfred Kastler. Ce mécanisme a pour objectif de maintenir les particules du milieu actif à l'état excité permettant l'inversion de la population nécessaire à l'émission de lumière LASER. Trois types de systèmes de pompage principaux sont retrouvés :

- Système de pompage optique : l'excitation du milieu actif s'effectue par le biais de photons provenant d'une source lumineuse
- Système de pompage chimique : l'excitation du milieu actif s'effectue grâce à une réaction chimique
- Système de pompage électronique : l'excitation du milieu actif s'effectue par une stimulation électrique

1.3.3 Cavité de résonance

La cavité de résonance est constituée de deux miroirs placés face à face sur un même axe ; l'un des miroirs est totalement réfléchissant alors que l'autre n'est que partiellement réfléchissant. Les deux miroirs peuvent être plans ou sphériques (Figure 7) (18).

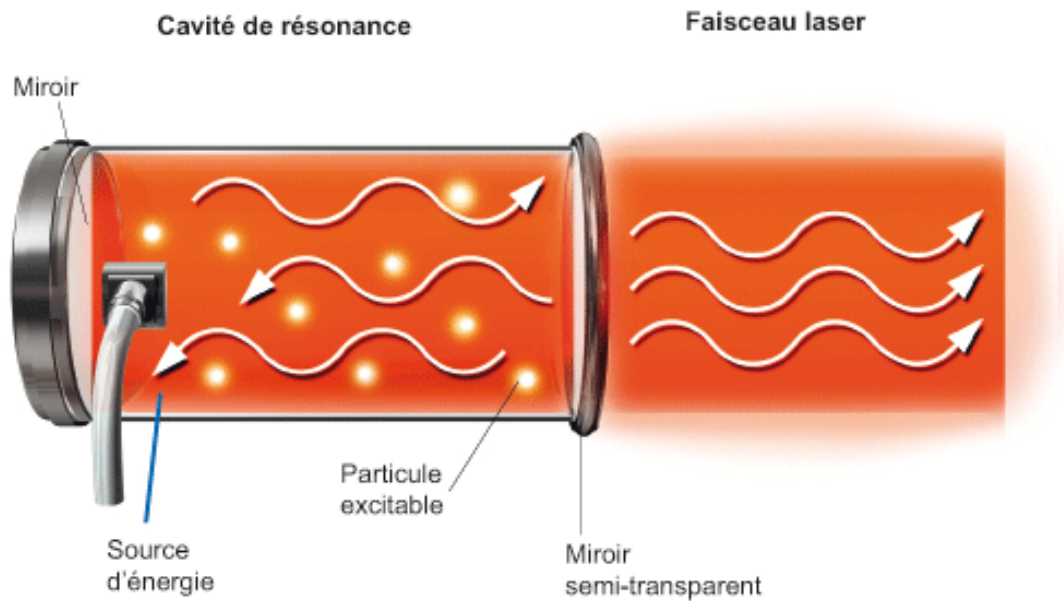


Figure 7: Schématisation de la cavité de résonance d'un LASER (18)

1.3.4 Inversion de population

A l'équilibre thermodynamique, la majorité des atomes se trouvent dans un état de basse énergie E_1 . Pour obtenir le phénomène d'émission stimulée, il faut qu'un grand nombre d'atomes soient dans un état de haute énergie E_2 ou état excité (Figure 8) (1).

Ainsi, le système de pompage permet le passage des atomes de l'état stable d'énergie E_1 à l'état excité d'énergie E_2 : c'est l'inversion de population. Plus précisément, l'inversion de population est un système à trois niveaux. Le pompage produit par décharge électrique, réaction chimique ou flash lumineux, une inversion de population entre le niveau de basse énergie 1 et le niveau excité 3. Puis le niveau 3 se dépeuple vers le niveau 2 sans émission de photon par une transition non-radiative.

Les atomes excités sont alors dans leur état métastable (niveau 2) et leur retour à l'état fondamental donnera un rayonnement par émission stimulée (69).

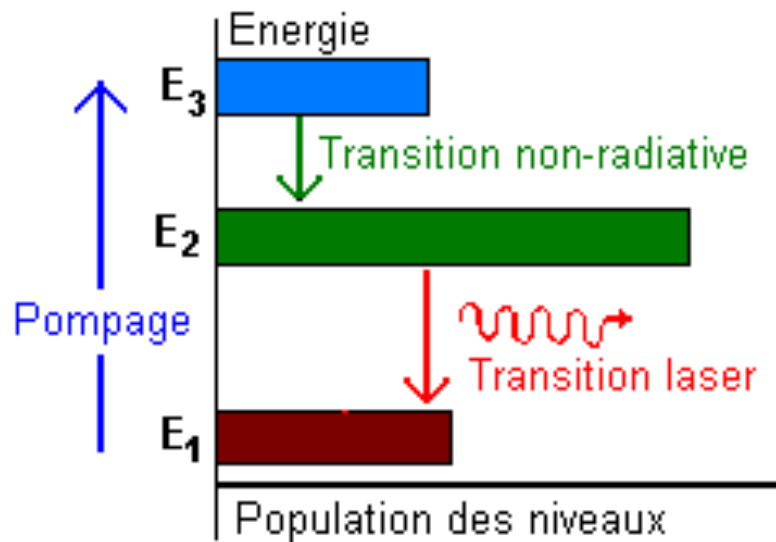


Figure 8: Inversion de la population par pompage (1)

1.4 Mode d'émission du LASER

Il existe deux modes de fonctionnement des LASER : le mode continu et le mode pulsé.

1.4.1 Mode continu

Le mode continu permet de délivrer une puissance d'émission constante sur des temps d'émission longs. Le mode continu correspond à un système de pompage fonctionnant de manière continue produisant un rayonnement continu (67).

1.4.2 Mode pulsé

Lorsque le système de pompage fonctionne de manière discontinue, on obtiendra un rayonnement pulsé. Pour le mode pulsé la puissance varie en fonction du temps. Il est donc possible de contrôler les deux paramètres : la puissance et la durée (67).

On retrouve trois types de puissances pour le mode pulsé :

- La puissance de crête : elle correspond à la puissance maximale délivrée.
- La puissance impulsionnelle : il s'agit de la puissance moyenne d'une impulsion.
- La puissance moyenne : prenant en compte l'impulsion et le temps de repos.

1.5 Paramètres d'utilisation d'un LASER

Il existe de nombreux paramètres permettant de régler un LASER, il est essentiel de connaître ces paramètres afin de pouvoir régler le LASER pour chacune de ses indications.

1.5.1 Puissance, énergie, fluence

- Puissance : elle correspond au taux d'énergie en joules/seconde et se mesure en Watts (W).
- L'énergie : elle mesure la capacité d'un système à modifier un état et se mesure en Joules (J).
- La fluence : c'est l'énergie ou la puissance reçue par une surface en 1 seconde, elle se mesure en W/cm^2 ou J/cm^2 (63)(26).

1.5.2 Durée du pulse et vitesse de répétition

L'objectif du mode pulsé est de permettre la relaxation thermique du tissu cible entre les tirs. L'excès de chaleur doit se dissiper avant le prochain pulse sous peine d'entraîner des dommages indésirables pour les tissus. Le pulse permet ainsi l'utilisation de très hautes énergies sur de très courtes périodes.

Il a été déterminé que pour un effet ablatif optimal, le temps de relaxation doit correspondre à la durée du pulse (26).

1.6 Mode de transmission du LASER

Le mode de transmission du LASER va permettre de délivrer le rayonnement LASER à la cible, il existe différents modes de transmission qui seront décrits ci-dessous.

1.6.1 La fibre optique en silice

La fibre optique en silice est le mode de transmission de choix. Elle est assez

ergonomique car elle n'encombre pas le champ opératoire. Elle permet une bonne maniabilité ainsi qu'un bon rendement avec 80 à 90% d'efficacité de transmission pour les longueurs d'ondes comprises entre 300 nm et 2400 nm.

1.6.2 La fibre optique en verre fluoré

La fibre optique en verre fluoré va trouver son intérêt pour les LASER ayant une longueur d'onde supérieure à 2400nm et étant donc absorbé par la silice. Ce mode de transmission est celui privilégié pour les LASER Er:YAG et Er :YSGG.

1.6.3 Le bras articulé

Il s'agit d'un bras articulé composé de plusieurs miroirs dirigeant le faisceau LASER vers le champ opératoire ; ce mode de transmission est le moins ergonomique mais trouve un intérêt lorsque la puissance du rayon est trop élevée pour la fibre optique (Figure 9) (2).

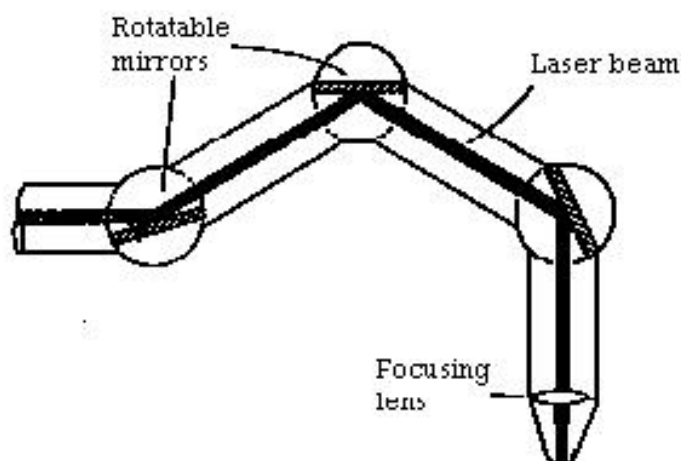


Figure 9: Schéma du bras articulé d'un LASER (2)

1.7 Les effets des LASER

Les effets des LASER sur les tissus vivants dépendent des caractéristiques du LASER ainsi que du tissu cible. Les différents effets des LASER sur les tissus vivants vont être détaillés ci-après.

1.7.1 Photo-ablatif

L'effet photo-ablatif est une ablation pure sans lésion thermique sur les berges qui se produit dans l'axe du faisceau. Il dépend principalement de la capacité d'absorption en eau des tissus ; plus la capacité d'absorption en eau du tissu est élevée plus le seuil d'ablation est bas. Cet effet est principalement obtenu par les LASER Erbium (Er:YAG et Er,Cr:YSGG) (49)(66).

1.7.2 Thermique

L'énergie lumineuse une fois absorbée se transforme en énergie thermique, ce qui va augmenter la température du tissu cible. Suivant son importance, on peut observer une coagulation, une carbonisation ou une volatilisation des tissus.

Selon le degré d'échauffement, les tissus irradiés peuvent être coagulés, carbonisés ou vaporisés.

- Pour une température de 40 à 45°C, on observera une hyperthermie tissulaire.
- Pour une température de 50 à 55°C, on observera une dénaturation protéique.
- Pour une température $\geq 60^{\circ}\text{C}$ mais $\leq 80^{\circ}\text{C}$, on observera une coagulation du fait de la dénaturation des protéines plasmatiques.
- Pour une température $\geq 80^{\circ}\text{C}$, on observera une dessiccation, ou carbonisation. C'est-à-dire une rétraction tissulaire et une déshydratation conduisant à la mort cellulaire.
- A partir de 100°C, c'est la vaporisation ablatif : elle se caractérise par l'évaporation de l'eau tissulaire et la carbonisation des chaînes protéiques. Cette réaction est exothermique et s'ajoute à l'énergie apportée par le faisceau LASER.

Ces effets thermiques sont obtenus par les LASER à CO₂, Er:YAG et Er,Cr:YSGG (30)(57).

1.7.3 Photochimique

Ce qui est appelé photochimiothérapie ou PDT (Photodynamic Therapy) consiste à injecter un photosensibilisant pour marquer un tissu pathologique et provoquer ensuite sa destruction en l'exposant à une lumière dont la longueur d'onde correspond au domaine d'absorption du photosensibilisant. La PDT en parodontie consiste en une coloration des bactéries parodontopathogènes de la poche, par un photosensibilisant dont l'irradiation, à l'aide d'une longueur d'onde spécifique, induit un stress oxydatif bactéricide.

Cet effet ne concerne pas les LASER Erbium et est utilisé dans le traitement de lésions cancéreuses et dans les traitements de parodontites (30).

1.7.4 Biostimulation

La biostimulation consiste en la stimulation d'effets biologiques au niveau du tissu cible. Elle est utilisée dans le Low Level LASER Therapy (LLLT); l'objectif est de réduire l'inflammation et d'accélérer la cicatrisation par stimulation de l'angiogenèse, de la prolifération fibroblastique, de la libération de facteurs de croissance (29)(33).

1.7.5 Photo-acoustique

L'effet photo-acoustique se caractérise par l'émission d'une onde de choc suivant l'irradiation LASER d'un tissu cible. Il se propage dans les 3 dimensions de l'espace autour du point d'impact du faisceau d'irradiation LASER. L'intérêt de cette onde de choc est sa propriété antiseptique.

L'onde de choc ou « blasting effect » va produire une déstabilisation des biofilms par vaporisation des molécules d'eau. Ainsi les micro-organismes se retrouvent à l'état isolé et ne sont plus protégés dans les biofilms, ce qui les rend vulnérables au système immunitaire. L'onde de choc se propageant dans les trois dimensions de l'espace, va permettre un nettoyage des espaces restreints non accessibles à l'instrumentation conventionnelle. Cet effet est recherché en endodontie (chirurgicale ou non) par exemple (53)(30).

2 Les différents types de LASER Erbium

Les LASER Erbium sont des LASER à grande longueur d'onde, et sont polyvalents. En effet, ils vont permettre de travailler principalement sur les tissus durs, mais également les tissus mous.

2.1 Le LASER Er : YAG

2.1.1 Caractéristiques

Le LASER Er:YAG utilise un milieu actif solide de grenat d'yttrium et d'aluminium dopé par des ions Erbium (Er^{3+}). Le LASER Er:YAG fonctionne *via* un système de pompage optique caractérisé par un flash lumineux correspondant à une bande d'absorption de l'ion Erbium (Er^{3+}). Il a une longueur d'onde de 2940 nm correspondant au pic d'absorption de l'eau mais aussi de l'hydroxyapatite, il en résulte donc une très bonne absorption par l'émail la dentine mais aussi les tissus mous (26).

Le LASER Er :YAG est un LASER très peu pénétrant (quelques microns), ce qui permet d'éviter l'échauffement des tissus périphériques. Les effets photo-ablatif et photo-acoustique sont les principaux effets du LASER Er :YAG (63).

Les paramètres du LASER Er :YAG :

- Mode de fonctionnement : Pulsé.
- Durée de pulse : 50 à 200 μs .
- Fréquence de pulse : 15 à 20 Hz
- Energie par pulse : 20 à 1500mJ
- Puissance moyenne : 0,3 à 20W

2.1.2 Le LASER LightWalker ST-E® de Fotona

Le LASER LightWalker ST-E® est un des principaux LASER Er :YAG produit par Fotona qui est une entreprise spécialisée dans l'industrie du laser depuis plus de 50 ans et basée aux Etats-Unis ; c'est un système à une seule longueur d'onde qui va permettre un travail sur tissus durs et également sur tissus mous (Figure 10) (34).

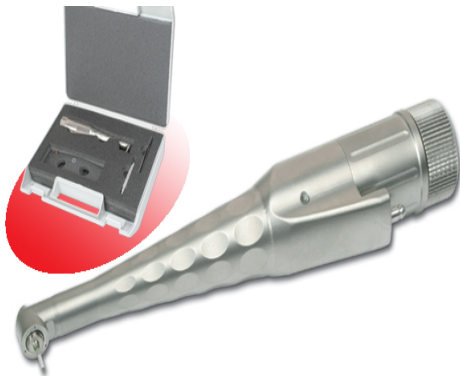


Figure 10: Le LASER LightWalker ST-E® de Fotona (34)

Les caractéristiques du LightWalker ST-E® : (44)

- Longueur d'onde : 2940nm
- Puissance : 10 W
- Energie par pulse : 500mJ
- Moyen de transmission : Bras articulé à 7 miroirs

Il existe quinze pièces à main différentes spécifiques du LASER LightWalker ST-E ; nous allons décrire les principales : (Figures 11-12-13) (44)



- HP HC14-N : Pièce à main courbée à 90°, transmission par contact via fibre optique avec spray air/eau intégré. Cette pièce à main est compatible avec de nombreux embouts « tips » différents en fonction des applications.

Figure 11: Pièce à main HP HC14-N (44)



- HP R02-C : Pièce à main courbée à 90° ; transmission sans contact avec spray air/eau intégré ; spot de 0,9mm au point focal.

Figure 12: Pièce à main HP R02-C (44)



- HP R09-3T : Pièce à main droite, transmission sans contact avec un faisceau collimaté à 5mm.

Figure 13: Pièce à main HP R09-3T (44)

Toutes les pièces à main sont en titane ce qui leur offre une bonne durabilité et permet de résister aux cycles de stérilisation. Les pièces à main offrent un spray air/eau avec un système d'ajustement de la température afin d'améliorer le confort du patient. Le LASER Fotona LightWalker ST-E® est doté d'un système de pointage de faisceau vert dans le but d'améliorer la visibilité comparé au pointage rouge standard

Le LASER LightWalker ST-E® est équipé d'un écran tactile qui va permettre de gérer tous les paramètres d'utilisation du LASER grâce à une programmation initiale (Figure14) (44).



Figure 14: Ecran du LightWalker de Fotona(44)

L'écran tactile LightWalker propose un menu simple et intuitif de traitements LASER préprogrammés, il suffit de sélectionner le traitement et le LASER règle automatiquement les paramètres de manière optimale.

Ainsi, il existe différents modules d'application accessibles au niveau du menu :

- Hard tissue : indiqué pour tous les traitements des tissus durs tel que la préparation cavitaire, le coiffage pulpaire, la désinfection endodontique par effet photo-acoustique (Figure 15) (44).

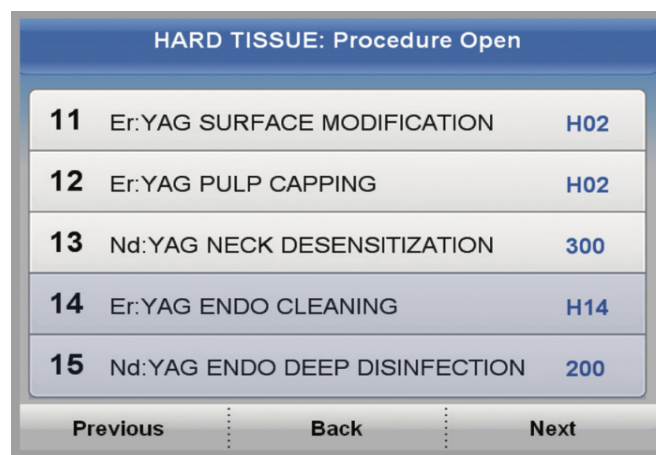


Figure 15: Module Tissu dur du Lightwalker (44)

- Aesthetic : ce module va proposer les traitements esthétiques ; ainsi on y retrouvera le « TOUCHWHITE » qui est un traitement d'éclaircissement externe LASER assisté, la préparation pour facette, la dépigmentation gingivale.

AESTHETIC: Procedure Open		
1	Er:YAG TOUCHWHITE	R17
2	Er:YAG GUM PIGMENTATION	R15
3	Nd:YAG SULCUS CONDITIONING	300
4	Er:YAG PREP FOR VENEER	H14
5	Er:YAG PREP FOR VENEER	H02

Previous Back Next

Figure 16: Module esthétique du LightWalker (44)

Il y existe un module «oral surgery » ainsi qu'un module «soft-tissue perio » , destinés à la chirurgie orale et et la parodontie. Pour les praticiens préférant configurer les paramètres du LASER de manière manuelle, il existe un mode « confort » qui permet une sélection manuelle de chacun des paramètres pour les actes du quotidien.

Nota bene : Le coût pour l'obtention du LightWalker ST-E® de Fotona est d'environ 41000euros.

2.2 Le LASER Er,Cr:YSGG

2.2.1 Caractéristiques

Le LASER Er,Cr:YSGG a pour milieu actif un cristal *d'yttrium scandium gallium garnet* dopé par des ions Erbium (Er^{3+}). Le système de pompage est également obtenu par un flash lumineux correspondant à une bande d'absorption de l'ion Erbium. Quant à sa longueur d'onde, elle est de 2780nm (26).

Les LASER Er,Cr:YSGG et Er:YAG ont des caractéristiques similaires, ils possèdent tous deux une grande affinité pour les cristaux d'hydroxyapatite et l'eau. Ces deux LASER ont donc des propriétés similaires, néanmoins le LASER Er,Cr:YSGG a une pénétration de l'ordre de 15 microns ce qui est 3 fois plus que pour le LASER Er:YAG. Cette différence de pénétration s'explique par le fait que la longueur d'onde du LASER Er,Cr:YSGG est légèrement moins absorbée par l'eau à 2780 nm que la longueur d'onde du LASER Er:YAG qui opère dans le pic d'absorption de l'eau ; la différence dans les coefficients d'absorption conduit à une différence dans les profondeurs de pénétration des deux longueurs d'ondes du LASER Erbium dans les tissus dentaires (Figure 17) (54).

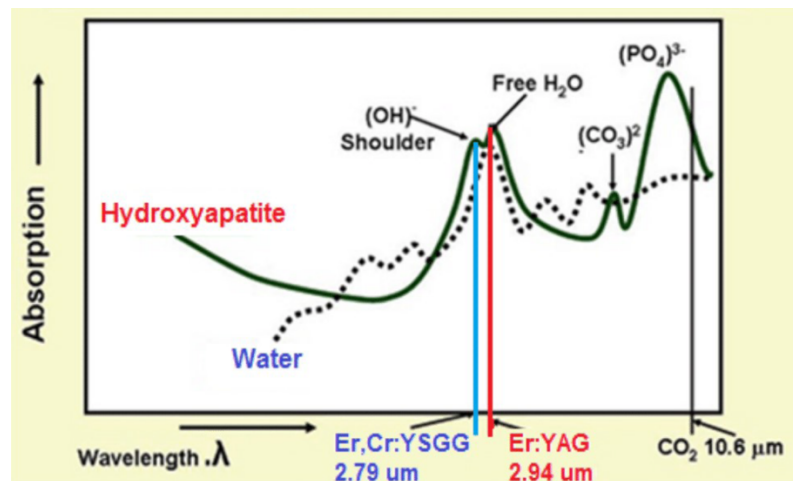


Figure 17: Absorption relative des longueurs d'ondes de l'Erbium dans les chromophores des tissus durs (54)

2.2.2 Le LASER Waterlase iPlus® de Biolase

Le LASER Waterlase iPlus® produit par la société Biolase est un des principaux LASER Er,Cr:YSGG. Ce LASER va permettre d'opérer sur tissus durs comme sur tissus mous. Il présente différents domaines d'applications : dentisterie restauratrice, parodontologie, endodontie, chirurgie orale (Figure 18) (35).



Figure 18: LASER Waterlase iPlus® de Biolase (35)

Les caractéristiques du LASER Waterlase iPlus® de Biolase :

- Longueur d'onde : 2780nm
- Puissance : 0,1-10W
- Fréquence : 5-100Hz
- Energie par pulse : 0-600mJ
- Durée de pulse : 60 ou 700 microseconde

Le Waterlase® utilise un bras flexible contenant la fibre optique qui va transmettre le faisceau LASER depuis la console vers la pièce à main. Comme pour le LightWalker de Fotona, le Waterlase iPlus comprend un écran tactile qui va permettre la gestion des paramètres. L'utilisation se fait à partir d'un menu principal comprenant différents modules en fonction des traitements à réaliser : « restorative », « pério », « soft tissue », « implant », « endo ». Pour chaque discipline, on retrouve les différentes indications respectives sur lesquelles il suffit de cliquer pour régler les paramètres du LASER en fonction de l'acte à réaliser.

Le Waterlase® va permettre de répondre à de nombreuses indications :

- Au niveau des tissus durs :
 - Préparation cavitaire : classe I , II, III, IV et V.
 - Curetage carieux
 - Améloplastie, excavation des puits et fissures
 - Réalisation de cavité d'accès endodontique
 - Alésage canalaire
 - Stérilisation canalaire
- Au niveau des tissus mous (pulpe inclus) :
 - Incision, ablation et coagulation des tissus mous oraux.
 - Réalisation de biopsies
 - Préparation de lambeaux
 - Frénectomie
 - Elongation coronaire
 - Pulpotomie

Il existe également de nombreuses applications en chirurgie endodontique , et en parodontologie (35).

Nota Bene : Il faut compter environ 50 000 euros pour intégrer ce modèle de LASER au cabinet dentaire.

3 Applications cliniques en dentisterie restauratrice-endodontie

3.1 Applications en dentisterie restauratrice

3.1.1 Préparation cavitaire

Le LASER Erbium constitue un nouvel outil pour le traitement de la carie dentaire. Les LASER Erbium de part leur forte absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite sont les LASER de prédilection pour le travail sur les tissus durs (13).

3.1.1.1 Mécanisme d'action

Le LASER Erbium délivre des photons qui vont provoquer des micro explosions au niveau de l'eau contenue dans les tissus durs. Ce procédé permet la coupe des tissus durs. Les LASER Er :YAG et Er ;Cr :YSGG utilisent tous deux l'effet photo mécanique. La lumière LASER d'énergie élevée est pulsée rapidement et provoque une élévation de la température ; une onde de choc est créée lorsque l'énergie se dissipe de manière explosive. Une expansion volumétrique de l'eau se produit, c'est ce qu'on appelle la cavitation. Les molécules d'eau dans la zone cible sont surchauffées, explosent entraînant une ablation de la structure dentaire et de la dentine cariée (6)(52).

Le LASER Erbium permet de traiter tous les types de caries et de réaliser les préparations de cavités de classe I,II,II,IV,V ainsi que les curetages des fissures.(7)(38)

Cas clinique

Illustration du potentiel ablatif sur les tissus durs du LASER Erbium par un cas clinique de préparation cavitaire de classe I sur 47 réalisé par le Dr Janet Hatcher Rice.

Examen clinique : Lésion carieuse occlusale au niveau de la 47, pas de douleur, absence de symptomatologie pulpaire (Figure 19) (28).



Figure 19: Situation pré-opératoire avec lésion carieuse sur 47 (28)

Diagnostic : Lésion carieuse occlusale sur 47.

Plan de traitement :

- Curetage carieux et préparation cavitaire au niveau de la face occlusale de 47 au LASER Er:YAG.
- Curetage carieux et préparation cavitaire de la face occlusale de 47 avec une instrumentation classique.

Dans ce cas, le patient a des antécédents de réactions allergiques suite aux anesthésies. Le curetage au LASER Er:YAG permet donc un excellent curetage sans nécessité de réaliser d'anesthésie. On optera donc le curetage au LASER plutôt que le curetage conventionnel.

Le LASER utilisé pour ce cas est le Opus 20® de Opusdent (Entreprise américaine) qui est un LASER Er:YAG dont l'énergie est délivrée par un guide d'ondes creux flexible avec spray air/eau coaxial. Le tip utilisé est un embout saphir avec une pointe plate de 1300 microns qui fonctionne sans contact. La durée d'impulsion est de 300 microsecondes de manière constante.

Les paramètres utilisés pour l'ablation de l'émail et de la dentine sont différents (Tableau 2) :

Tableau 2: Paramètres du LASER Opus 20 lors de l'ablation amélaire et dentinaire

	Ablation amélaire	Ablation dentinaire et curetage carieux
Puissance	800mJ	500mJ
Fréquence de pulse	8Hz	7Hz
Mode de travail	Sans contact	Sans contact

Séquence de traitement :

Dans un premier temps, on réalise l'ablation amélaire ; l'embout saphir est positionné 1mm au dessus de la dent en formant un angle de 90° avec la surface amélaire. L'élimination de l'émail est obtenue par un mouvement lent et continu au niveau de la lésion carieuse sous spray d'eau.

Une fois l'ablation amélaire achevée, la phase d'ablation dentinaire et de curetage carieux sont réalisés. Les paramètres du LASER sont modifiés à 500mJ de puissance et 7Hz de fréquence de pulse; on réalise l'élimination de la dentine et de la lésion carieuse en prenant soin de s'arrêter régulièrement pour inspecter visuellement et à l'aide d'instruments manuels l'élimination de la dentine cariée. Les contours de la préparation sont également analysés (Figure 20) (28).



Figure 20: Situation post-opératoire de la face occlusale de 47 préparé au LASER Opus 20® (28)

La réalisation du curetage de cette lésion carieuse dure environ 5minutes. La restauration est réalisée à l'aide d'un adhésif MR2 et d'un composite (Figure 21) (28).



Figure 21: Situation post-opératoire avec restauration au composite de la 47 (28)

3.1.2 Traitement des hypersensibilités dentinaires

3.1.2.1 Définition

L'hypersensibilité dentinaire se définit selon l'Advisory Board on Dentin Hypersensitivity comme «une douleur brève, vive et aiguë provoquée par une réaction de la dentine exposée à des stimuli habituellement thermiques, tactiles, osmotiques, chimiques ou après exposition à l'air non attribuable à aucune forme d'anomalie dentaire » (15).

3.1.2.2 Physiopathologie

Le mécanisme physio-pathologique de l'hypersensibilité dentinaire est basé sur la théorie hydrodynamique de Bränström décrite en 1963. Selon cette théorie, les terminaisons nerveuses libres au niveau de la pulpe et à sa périphérie seraient capables de détecter des mouvements de fluides à l'intérieur des tubuli dentinaires. Ainsi des stimuli thermiques, tactiles, chimiques ou osmotiques peuvent provoquer une augmentation ou un changement de direction des fluides canaliculaires ; ces modifications entraînent une stimulation des fibres nerveuses situées à proximité des odontoblastes au niveau de la pulpe causant le déclenchement de la douleur (12)(16).

L'hypersensibilité dentinaire provoque des douleurs liées à l'exposition des tubuli dentinaires au milieu buccal et donc à différents types de stimuli qui engendreront un message douloureux au niveau des fibres nerveuses. Les différentes étiologies de l'hypersensibilité dentinaires sont (24) :

- Les récessions gingivales : elles provoquent une exposition des surfaces radiculaires, ainsi les tubuli dentinaires sont exposés au milieu buccal.
- Les pertes d'émail : provoquant une exposition de la dentine et donc des tubuli dentinaires, l'origine des pertes d'émail est souvent lié à différents phénomènes tels que l'abrasion, l'abfraction, l'attrition et l'érosion.

- Causes iatrogènes : les détartrages ainsi que les surfaçages radiculaires peuvent être à l'origine de l'élimination du ciment radiculaire et ainsi exposer la dentine radiculaire au milieu buccal. Les éclaircissements dentaires peuvent provoquer des hypersensibilités dentinaires réversibles lors du traitement ; les suites opératoires de chirurgies parodontales sont également responsables d'hypersensibilités dentinaires.

3.1.2.3 Traitement LASER-assisté

Les LASER Er :YAG et Er ;Cr :YSGG permettent tous deux le traitement de l'hypersensibilité dentinaire. La puissance nécessaire au traitement de l'hypersensibilité dentinaire est inférieure à celle nécessaire pour l'ablation de tissu ; on utilise alors une puissance de l'ordre de 80mJ. Lors du traitement au LASER Erbium, l'embout du LASER travaille sans contact avec un spray air/eau au niveau des surfaces dentinaires exposés au milieu buccal (70).

Le LASER va provoquer une obturation des tubuli dentinaires minimisant ainsi l'hypersensibilité. L'association de la thérapeutique LASER avec une application de fluor permet d'augmenter la durée d'efficacité du traitement.(43)

En post opératoire, on observe une diminution significative de l'hypersensibilité pour une durée d'au moins 3 mois, il n'est noté aucune différence significative entre le LASER Er :YAG et le LASER Er ;Cr :YSGG (4)(61).

3.2 Applications en Endodontie

3.2.1 Mise en place du champ opératoire

La mise en place du champ opératoire est nécessaire en endodontie. En effet, elle permet un maintien de l'asepsie et permet un confort de travail pour le praticien mais également pour le patient. La mise en place de la digue nécessite la pose d'un crampon afin de la maintenir au niveau de la dent ; néanmoins dans de nombreux cas le manque de tissus dentaires résiduels nécessite l'emploi de thérapeutiques personnalisées (64).

Dans le cas où les structures résiduelles dentaires ne permettent pas la pose d'un crampon, il existe deux solutions personnalisées :

- Réalisation d'une reconstitution pré-endodontique : elle va permettre de reconstituer les parois manquantes afin de permettre la pose du crampon, mais également de former un réservoir de quatre parois permettant de confiner l'action de la solution d'irrigation. Dans certains cas cette solution est plus délicate à mettre en œuvre notamment lorsque la situation clinique est sous gingivale (72).
- Élongation coronaire : c'est une technique qui consiste en l'allongement de la couronne clinique. L'élongation coronaire nécessite une élimination du tissu osseux (65).

Le LASER Er:YAG, qui possède une bonne absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite, va permettre la dissection aussi bien des tissus osseux que gingivaux afin de pouvoir réaliser cet acte nécessaire à la mise en place du champ opératoire (54)(65).

3.2.2 Préparation de la cavité d'accès LASER-assistée

Au delà de l'utilisation conventionnelle des instruments rotatifs, l'accès à la chambre peut être réalisé grâce au LASER Erbium. En effet, les LASER Erbium de part leur propriétés sont capables de travailler sur les tissus durs : émail et dentine ainsi que sur tissus mous : pulpe. Ces LASER comportent une pièce à main avec ou sans embout ; lorsque l'on utilise une pièce à main avec embout il est préconisé d'utiliser un diamètre de 600 à 1000 micromètres. Les plus gros diamètres transmettent une énergie plus élevée durant l'ablation avec une surface irradiée trop importante. Lors de la préparation de la cavité d'accès, l'énergie est progressivement réduite de la dentine à la pulpe afin de ne pas endommager le plancher pulpaire. La haute affinité des LASER Erbium avec le tissu carieux et la pulpe (tout deux riches en eau) aide à cureter la dentine cariée et à découvrir progressivement les cornes pulpaires avec une énergie plus faible réduisant ainsi le risque de fausses routes (59).

L'utilisation d'une énergie dégressive au fil de la préparation de la cavité d'accès est la clef de la réussite de cette étape essentielle au traitement endodontique de qualité. Il est préconisé d'utiliser les valeurs d'énergie suivantes en fonction des tissus concernés (Tableau 3).

Tableau 3: Valeur d'énergie du LASER Erbium en fonction du tissu cible (59)

<u>Tissu</u>	Émail	Dentine cariée	Pulpe	Entrées canalaire
<u>Énergie</u>	250mJ	150mJ à 200mJ	150mJ	80mJ à 120mJ

Le LASER Erbium va donc permettre un accès à l'endodonte au même titre que la préparation conventionnelle par instruments rotatifs ; mais il va aussi permettre une diminution considérable de la charge bactérienne réduisant ainsi la contamination par les bactéries et les toxines en direction apicale durant la séquence d'instrumentation. En effet, lors d'une préparation de cavité d'accès LASER assistée, les bactéries sont détruites sur une profondeur de 300 à 400microns de la surface irradiée (71)(62)(45).

Le LASER Erbium va également permettre l'élimination de pulpolithes ainsi que la recherche des entrées canales de canaux minéralisés.

3.2.3 Préparation canalaire LASER-assistée

La préparation des canaux par des instruments en Nickel-Titane est aujourd'hui la technique de référence. En effet, malgré les propriétés ablatives excellentes au niveau des tissus durs des LASER Erbium, leur efficacité pour la préparation des canaux radiculaires est pour le moment insuffisante et ne permet d'obtenir les résultats obtenus avec l'instrumentation en Nickel-Titane.

Néanmoins, il existe certaines études montrant qu'après une préparation canalaire au LASER Erbium les surfaces sont bien nettoyées et exemptes de boue dentinaires. De plus, la préparation canalaire LASER assistée n'est pas possible lorsque le canal n'est pas droit et de large diamètre. Il s'agit donc pour l'heure d'une procédure complexe qui n'est pas réalisable pour la majorité des cas (58)(11)(41).

3.2.4 Décontamination canalaire

Les LASER Er:YAG et Er,Cr:YSGG peuvent être utilisés afin de désinfecter profondément les canaux radiculaires. Il va intervenir lors de l'irrigation afin de permettre l'activation de la solution d'irrigation. La solution d'irrigation principalement utilisée en endodontie est l'hypochlorite de sodium d'une concentration de 2,5% à 6% (77) (37).

3.2.4.1 Mécanisme d'action

Lorsque la solution d'irrigation est activée avec le LASER Er:YAG, des photons d'une longueur d'onde de 2940nm correspondant au pic d'absorption dans l'eau sont générés. Ceci engendre une rencontre entre les photons excités générés par le LASER Er:YAG et les molécules d'eau de la solution d'irrigation engendrant une implosion de la molécule d'eau par sublimation formant du plasma d'eau. Ce plasma d'eau dans la chambre pulpaire a une température de 1500°C sur une durée de quelques micro secondes. L'eau contenue dans le système canalaire va se transformer en vapeur et créer des bulles, qui vont grossir et augmenter la pression du liquide de la chambre pulpaire, puis dans le réseau canalaire. Ces bulles s'assemblent les unes aux autres, augmentent de volume puis explosent en générant une haute pression dans les fluides : c'est la

cavitation. L'eau est chauffée à une température d'ébullition et transformée en vapeur en une microseconde. Lorsque l'irradiation cesse, l'eau entourant la bulle de vapeur s'enfonce fortement à l'intérieur de cette bulle qui se décomprime. Au moment de cette décompression violente, des ondes de pression sont générées, au départ des ondes de pression à vitesse supersonique appelées ondes de choc, puis des ondes de pression sonique appelées ondes acoustiques. Ces ondes de chocs et le mouvement rapide de liquide se traduisent par une grande contrainte de cisaillement agissant sur la paroi du canal radiculaire, ce qui provoque l'élimination des débris. Ce phénomène joue ainsi un rôle important dans l'augmentation de l'efficacité de la décontamination canalaire (31)(73)(9).

En résumé : La formation du plasma d'eau crée une onde de choc violente qui va augmenter la pression intra-canalaire et favoriser l'élimination des débris dentinaires.(46)

L'élimination des débris intra canaux est validée par différentes études cliniques *in vitro*. En 1998, Takeda a montré qu'en endodontie, le LASER le plus efficace est le LASER Er :YAG pour l'élimination de la boue dentinaire, constat validé par l'étude plus récente de Sahar-Helft et coll (Figures 22-23) (68)(78).

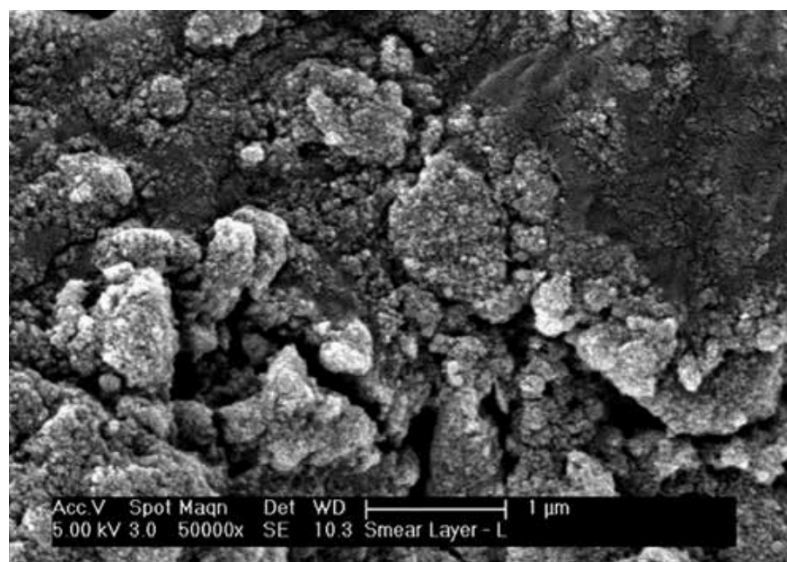


Figure 22: Boue dentinaire recouvrant les tubuli dentinaires (78)

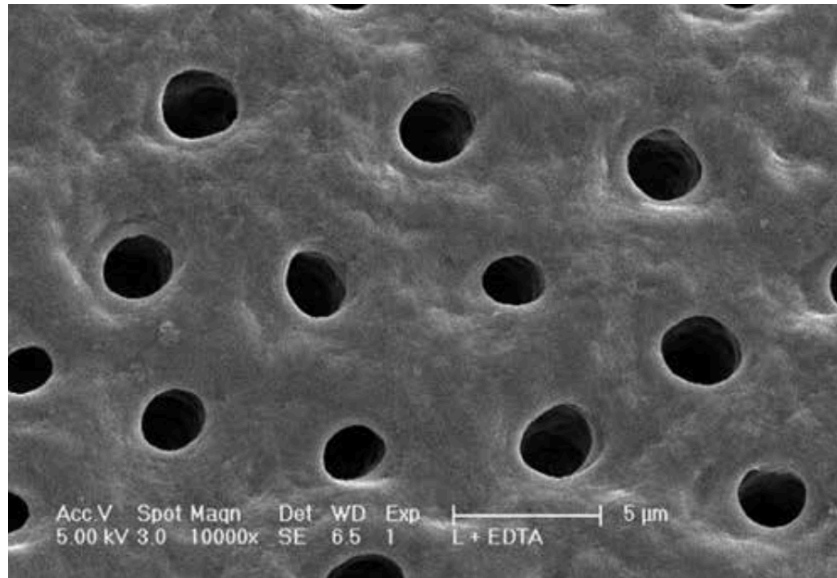


Figure 23: Tubuli dentinaires nettoyés (78)

3.2.4.2 Protocole opératoire

La décontamination canalaire au LASER Erbium fait suite à la préparation canalaire et précède l'obturation lors d'un traitement endodontique initial mais aussi lors d'un retraitement endodontique.

Deux solutions d'irrigation diffèrent selon les protocoles :

- Hypochlorite de sodium (2,5% à 6%) : l'hypochlorite a une action bactéricide , de plus lors de l'irradiation LASER il y a une élévation de la température qui potentialise l'action de l'hypochlorite (21)(51).
- EDTA (Acide Ethylène Diamine Tétracétique) : possède une action chélatante permettant l'élimination de la boue dentinaire .

Les deux solutions peuvent être utilisées lors d'un protocole de décontamination canalaire LASER-assisté. Dans ce cas on utilisera en premier l'EDTA puis l'hypochlorite de sodium (51)(21).

Les paramètres de réglages du LASER Erbium sont de l'ordre de :

- Puissance : 0,8 W
- Fréquence : 10Hz
- Énergie par pulse : 80mJ

Une fois la préparation terminée, l'embout en fibre optique à bout conique permettant une émission radiale (qui est exclusivement commercialisé par Biolase) est inséré dans le canal à 1/3 de l'apex radulaire. Cet embout grâce à son extrémité radiale va permettre à la lumière laser d'être transmise dans les 3 dimensions de l'espace contrairement aux embouts classique qui permettent une transmission unidirectionnelle .



Figure 24: Embout Waterlase® Endo à émission radiale

Trois séries de tirs sont effectuées successivement en remontant la fibre optique de manière hélicoïdale depuis le 1/3 médian vers la chambre pulpaire. Entre chaque salve de tir la solution d'irrigation doit être renouvelée (Figure 25) (65)(39)(48).

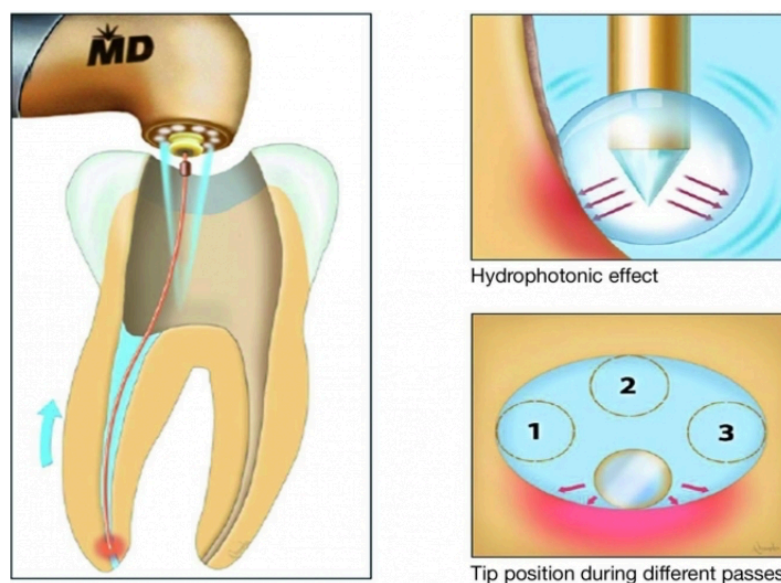


Figure 25: Illustration de la remontée et du mouvement hélicoïdal lors de la stérilisation canalaire avec un embout à émission radiale Biolase (39)

3.2.5 Apicectomie

3.2.5.1 Définition

L'étiologie d'une parodontite apicale est bactérienne. Des bactéries intracanalaires créent une réaction inflammatoire au niveau péri-apical, engendrant une lyse osseuse avec apparition de tissu mou pathologique (60).

Le taux de succès d'un traitement endodontique par voie orthograde varie entre 47-97%. Dans certains cas, celui-ci n'est pas suffisant (55). Dans le cas d'un échec thérapeutique lors d'un traitement endodontique initial, deux options thérapeutiques existent (17) :

- le retraitement endodontique par voie orthograde.
- L'apicectomie

Lorsqu'il est possible, le retraitement endodontique par voie orthograde doit être réalisé en première intention. En effet, l'apicectomie ne se substitue pas à un traitement endodontique. Ce n'est qu'en cas d'échec de celui-ci que l'apicectomie sera envisagée.

Il arrive qu'un retraitement par voie orthograde ne soit pas réalisable ; dans ce cas, l'apicectomie est à envisager d'emblée.

Les objectifs de l'apicectomie sont alors les suivants :

- Elimination du tissu mou pathologique.
- Résection de l'apex afin d'éliminer les canaux latéraux et secondaires contenant de nombreux micro-organismes inaccessibles par voie orthograde.
- Mise en place d'une obturation *a retro* étanche et biocompatible afin d'isoler l'endodonte des tissus péri-radicaux.

La finalité est d'obtenir une disparition des signes cliniques associés à la régénération des tissus péri-apicaux (76).

3.2.5.2 Indications

L'apicectomie intervient lors de la persistance d'un foyer infectieux péri-apical malgré le traitement endodontique orthograde. Les indications de l'apicectomie sont les suivantes (76) :

- Canal oblitéré : canal calcifié ou présentant des pulpolithes engendrant une incapacité de traiter la dent par voie orthograde.
- Canal présentant une double courbure
- Ramifications apicales non instrumentables : présence de ramifications dans le 1/3 apical ne pouvant être instrumenté correctement.
- Canal sur-instrumenté avec un dépassement important de gutta percha.

3.2.5.3 Protocole

L'apicectomie se déroule classiquement de la façon suivante :

- Anesthésie locale.
- Incision, décollement gingivale et ostéotomie permettant un accès direct au foyer infectieux ainsi qu'à l'apex radulaire.
- Curetage de la lésion à l'aide d'une curette manuelle.
- Résection de l'apex afin d'éliminer les tissus infectés à l'aide d'instrument rotatifs.
- Préparation canalaire visant à supprimer la partie apicale de la précédente obturation, débridement et désinfection des parois afin de permettre la bonne rétention du matériau d'obturation.
- Obturation *a retro* après réalisation de l'hémostase
- Pour terminer l'acte, il existe différentes techniques, certains préconisent de refermer directement par des sutures tandis que d'autres préfèrent réaliser un protocole de régénération osseuse guidée

Grâce à ses propriétés, les LASER Erbium trouvent un grand intérêt dans l'apicectomie. En effet, les LASER Erbium de part leur longueur d'onde travaillent aussi bien sur tissus durs que tissus mous. Ils vont pouvoir être utilisé lors de l'étape du tracé d'incision afin de réaliser le lambeau ; ils seront également utiles pour la

réalisation de l'ostéotomie permettant ainsi l'accès à la lésion infectieuse. Ils permettront de réaliser la résection de l'apex et la décontamination du site (50).

Les LASER Erbium sont souvent associés au LASER diode dans les protocoles de résection apicale LASER-assisté ; en effet le LASER diode va être utilisé pour décontaminer en profondeur les tissus osseux et dentaires par une thérapie photodynamique selon le protocole LASER diode combiné à l'eau oxygénée.

Les LASER Erbium permettent une ostéotomie et une résection de l'apex sans aucun contact, de manière précise et sans élévation de la température ni carbonisation des tissus grâce à l'utilisation du spray d'eau. L'irradiation au LASER Erbium permet également l'élimination du biofilm bactérien favorisant ainsi la décontamination de la cavité qui va permettre la cicatrisation osseuse. De plus, le LASER permet un confort opératoire pour le patient grâce à l'absence de vibration et de nuisance sonore (10)(3).

L'orientation actuelle des recherches concerne le scellement apical au LASER Er :YAG suite à la résection de l'apex. Le but est de provoquer une cristallisation de la surface dentaire et une réduction de la perméabilité dentinaire. Des études sont en cours afin de déterminer le paramétrage optimal du LASER pour la réalisation de cet acte (75)(8).

3.2.5.4 Cas clinique

L'apicectomie LASER-assisté sera abordé au travers d'un cas clinique du Dr E. Litvak. Dans ce cas clinique une femme de 48 ans consulte suite à un gonflement douloureux maxillaire droit dû à un abcès au niveau de la 13. Le patient présente un bridge de 13 à 16 depuis 6 ans. Au niveau gingival, la patiente présente des récessions gingivales généralisées ainsi que des poches parodontales allant jusqu'à 5mm. La radiographie révèle une radio opacité au niveau de l'apex de la 13, l'obturation canalaire de la 13 est néanmoins de bonne qualité (Figure 26) (22).



Figure 26: Situation pré-opératoire (22)

Il a donc été décidé d'éliminer le foyer infectieux par le biais d'une résection apicale assistée au LASER Er :YAG.

Les paramètres du LASER Er :YAG pour ce cas sont les suivants (Tableau 4) :

Tableau 4: Paramètres du LASER Erbium en fonction du type de tissu

	Tissus mous	Tissus durs
Longueur d'onde :	2940 nm	2940 nm
Taille du spot :	400 micron	940 micron
Fréquence :	15Hz	20 Hz
Energie par pulse :	180mJ	250 mJ

- Anesthésie locale avec rappel palatin au niveau de la 13.
- Incision semi-lunaire en regard de l'apex de la 13 au niveau de la muqueuse gingivale libre au LASER Er :YAG sans air ni eau, selon les paramètres ci-dessus (Figure 27) (22).



Figure 27: Réalisation du tracé d'incision au LASER Er :YAG (22)

- Ostéotomie afin de découvrir la lésion péri-apicale selon les paramètres « tissus durs » sous spray d'eau.
- Élimination du tissu de granulation, désinfection de l'os entourant l'apex, puis résection de l'apex (Figure 28) (22).



Figure 28: : Résection de l'apex au LASER Er :YAG (22)

- Préparation canalaire de la partie apicale puis obturation *a retro*.
- Repositionnement du lambeau et réalisation des sutures.

Des contrôles post-opératoire sont réalisés à une semaine puis à un mois. Après une semaine, les sutures sont déposées, un léger gonflement perceptible est mis en évidence sans aucune autre complication post-opératoire. A 1 mois, on observe l'absence de

symptomatologie douloureuse ; les tissus mous ainsi que les tissus durs sont correctement cicatrisés (Figure 29) (22).



Figure 29: Situation lors du contrôle à 1 mois (22)

3.2.6 Coiffage pulpaire direct

3.2.6.1 Définition

Le coiffage pulpaire direct est le traitement d'une pulpe vitale exposée par recouvrement de la plaie pulpaire par un agent protecteur permettant ainsi la cicatrisation de la pulpe et la maintien de la vitalité de la dent (14).

- **Protocole opératoire**

Les LASER sont fréquemment utilisés lors de coiffage pulpaire direct. En effet, les LASER Erbium ont une excellente capacité d'ablation des tissus durs et mous avec une élévation thermique minimale (40)(19).

Protocole de coiffage pulpaire direct LASER assisté (Figure 30) :

- Anesthésie
- Mise en place du champ opératoire
- Curetage complet de la dentine cariée entourant l'effraction à l'aide d'instruments rotatifs de manière soigneuse afin de ne pas léser la pulpe qui est exposée. L'utilisation du LASER Erbium en mode sans contact peut s'avérer judicieuse. Le curetage au LASER minimise les dommages pouvant être provoqués au tissu pulpaire exposé.
- Hémostase et décontamination : les LASER Erbium ayant un effet thermique très faible, n'ont pas la capacité à eux seuls d'obtenir une hémostase complète ; néanmoins même si l'hémostase n'est pas obtenue, la procédure conventionnelle suivant le traitement au LASER permet un contrôle du saignement plus facilement après irradiation par rapport aux cas où l'irradiation n'est pas été effectuée. L'avantage de l'utilisation du LASER est qu'il travaille en mode sans contact et permet de préserver l'asepsie de la pulpe exposée.
- Application d'un matériau de coiffage après obtention de l'hémostase. La Biodentine® et le MTA® sont à l'heure actuelle, les seuls matériaux de coiffage direct recommandés.

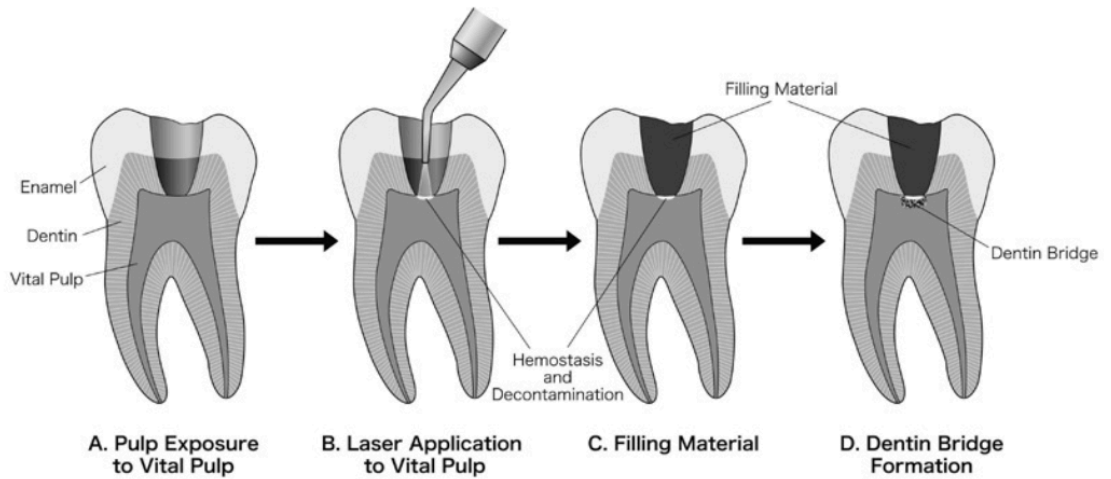


Figure 30: Protocole de coiffage pulpaire LASER assisté (40)

L'objectif du coiffage pulpaire est d'obtenir la formation d'un pont dentinaire par les odontoblastes afin de conserver la vitalité pulpaire de la dent.(36)

3.2.6.2 Cas clinique

Nous allons présenter ici le coiffage pulpaire direct LASER-assisté avec le cas clinique suivant du Dr P. Roskiewicz. Le patient, âgé de 35 ans présente une cavité de classe II mésio-occlusale au niveau de la 16 avec exposition pulpaire ponctiforme recouverte par un hydroxyde de calcium et un pansement temporaire après nettoyage préalable du fond de cavité. Le patient ne présente pas de symptôme de pulpite irréversible (Figure 31).

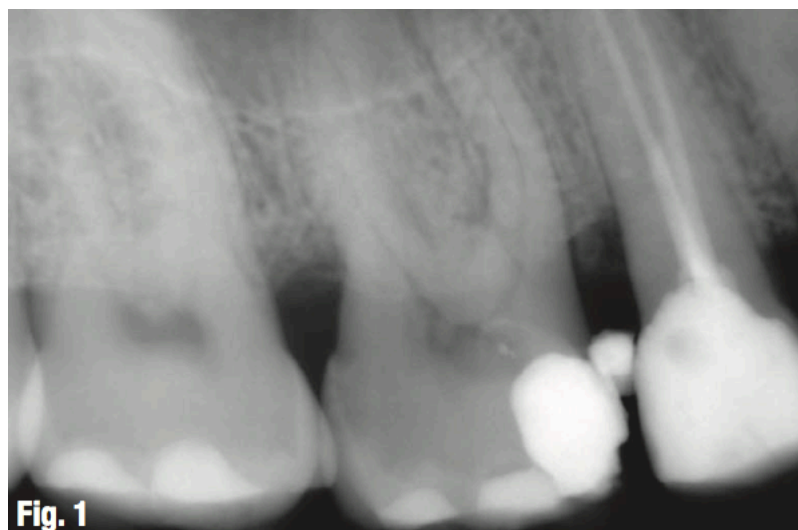


Figure 31: Situation pré-opératoire de la 16 (32)

- **Protocole opératoire :**

- Anesthésie péri-apicale avec une cartouche d’articaïne adrénalinée.
- Dépose du pansement provisoire à la pièce à main ultra-sonique en laissant l’hydroxyde de calcium en fond de cavité afin de transformer la cavité de classe II en cavité de classe I.
- Reconstitution du mur mésial de 16 par un adhésif automordant et un composite.
- Mise en place du champ opératoire.
- Nettoyage du fond de la cavité au LASER Er :YAG (LightWalker® de Fotona) avec la pièce à main H14 dotée d’une fibre optique cylindrique de diamètre 1,3mm. Lors de la préparation l’embout opère à environ 1mm de la surface de la dent. Les paramètres utilisés pour la préparation de la cavité sont les suivants (Figure 32) :



Figure 32: Paramètres du LASER LightWalker® pour la préparation de la cavité (32)

- Les paramètres du LASER LightWalker® sont les suivants :
 - Puissance : 200mJ
 - Fréquence 15Hz
- Dépose de l'hydroxyde de calcium aux ultrasons, mise en évidence d'une exposition pulpaire ponctiforme de 1mm² en vestibulaire (Figure 33) (79).



Figure 33: Exposition pulpaire après dépose du fond de cavité (32)

- Dans le but de minimiser les dommages causés au tissu pulpaire, la préparation finale de la cavité est réalisée au LASER Er :YAG avec des paramètres diminués par rapport à la préparation initiale.
- Une fois la cavité totalement nettoyée, on réalise une application du LASER au niveau de l'exposition pulpaire avec l'embout du LASER placé à 5mm de celle-ci afin de réduire l'intensité de la radiation (Figure 34) (32).



Figure 34: Cavité après application du LASER au niveau pulpaire (32)

- Mise en place de Biodentine® pour couvrir l'exposition pulpaire (Figure 35) (32).

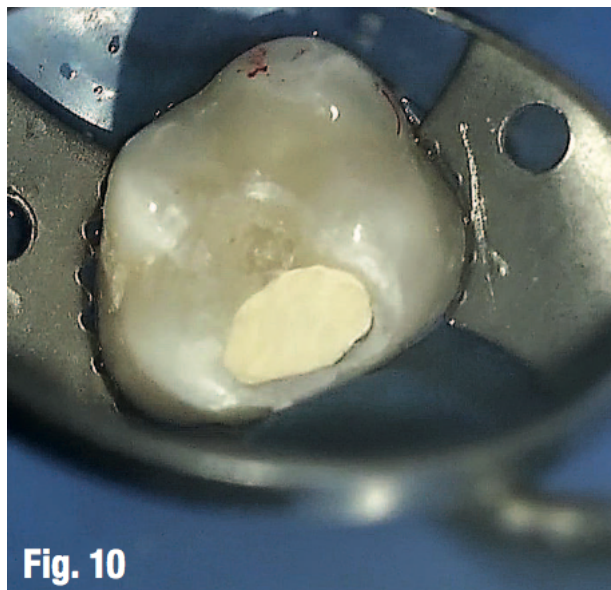


Figure 35: Mise en place de Biodentine® en fond de cavité (32)

- Après la prise de la Biodentine®, réalisation de la reconstitution coronaire étanche au composite de restauration classique (Figure36) (32).

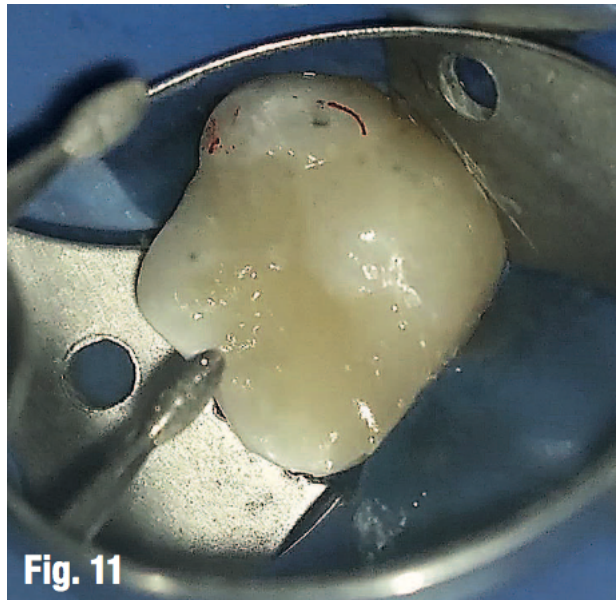


Fig. 11

Figure 36: Restauration coronaire au composite (32)

- Radiographie post-opératoire (Figure 37) (32).

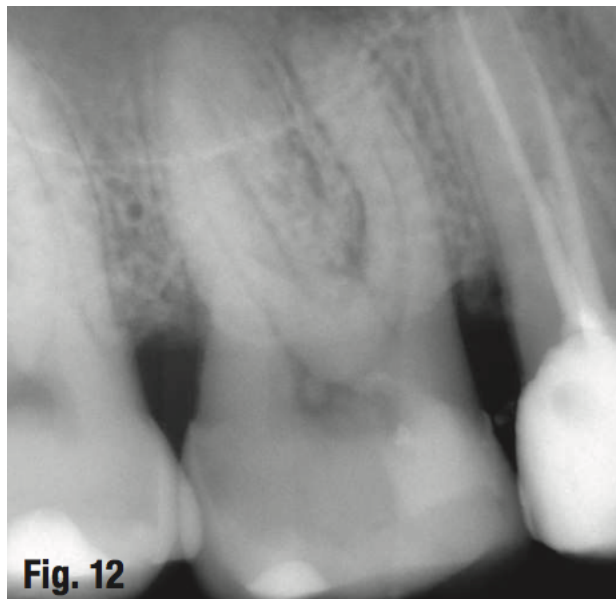


Fig. 12

Figure 37: Radiographie post-opératoire (32)

L'utilisation du LASER permet d'améliorer le nettoyage de la cavité dentinaire mais également de faciliter l'hémostase et la désinfection de la couche superficielle de la pulpe.(25)

CONCLUSION

Le LASER est devenu un auxiliaire thérapeutique incontournable, tant en omnipratique qu'en spécialité, mais ses innombrables qualités demeurent encore méconnues de bon nombre de praticiens. Le LASER Erbium représente une technologie de pointe pour une large gamme d'application en dentisterie restauratrice et endodontie, avec des résultats prometteurs. Malgré ses avantages remarquables, les LASER ne sont pas couramment utilisés pour de nombreuses procédures dans la majorité des cabinets dentaires. Cela est dû à de nombreux facteurs tels que le coût élevé (de l'ordre de 50 000 euros), la sensibilité de la technique et le manque de formation par les chirurgiens dentistes. Compte tenu de l'évolution récente résultant de la recherche continue et des progrès technologiques, une augmentation remarquable des applications des LASER est attendue dans un proche avenir. La polyvalence du LASER Erbium fait de celui-ci un outil incontournable dans l'arsenal thérapeutique de l'endodontiste voire même de l'omnipraticien.

TABLE DES FIGURES

Figure 1: Premier LASER inventé par Theodore Maiman (2)	15
Figure 2: Schéma du spectre électromagnétique (4).....	16
Figure 3: Modèle atomique de Bohr (5)	17
Figure 4: Phénomène d'absorption (6)	17
Figure 5: Phénomène d'émission spontanée (6).....	18
Figure 6: Phénomène d'émission stimulée(6)	18
Figure 7: Schématisation de la cavité de résonance d'un LASER (7)	21
Figure 8: Inversion de la population par pompage (8).....	22
Figure 9: Schéma du bras articulé d'un LASER (12).....	24
Figure 10: Le LASER LightWalker ST-E® de Fotona (21).....	28
Figure 11: Pièce à main HP HC14-N (22).....	29
Figure 12: Pièce à main HP R02-C (22)	29
Figure 13: Pièce à main HP R09-3T (22)	29
Figure 14: Ecran du LightWalker de Fotona(22).....	30
Figure 15: Module Tissu dur du Lightwalker (22)	30
Figure 16: Module esthétique du LightWalker (22)	31
Figure 17: Absorption relative des longueurs d'ondes de l'Erbium dans les chromophores des tissus durs (23).....	32
Figure 18: LASER Waterlase iPlus® de Biolase (24).....	33
Figure 19: Situation pré-opératoire avec lésion carieuse sur 47 (30)	36
Figure 20: Situation post-opératoire de la face occlusale de 47 préparé au LASER Opus 20® (30).....	38
Figure 21: Situation post-opératoire avec restauration au composite de la 47 (30).....	38
Figure 22: Boue dentinaire recouvrant les tubuli dentinaires (57)	44
Figure 23: Tubuli dentinaires nettoyés (57).....	45
Figure 24: Embout Waterlase® Endo à émission radiale.....	46
Figure 25: Illustration de la remontée et du mouvement hélicoïdal lors de la stérilisation canaulaire avec un embout à émission radiale Biolase (62)	46
Figure 26: Situation pré-opératoire (74)	50
Figure 27: Réalisation du tracé d'incision au LASER Er :YAG (74).....	51
Figure 28: Résection de l'apex au LASER Er :YAG (74).....	51
Figure 29: Situation lors du contrôle à 1 mois (74)	52
Figure 30: Protocole de coiffage pulpaire LASER assisté (76).....	54
Figure 31: Situation pré-opératoire de la 16 (79).....	54
Figure 32: Paramètres du LASER LightWalker® pour la préparation de la cavité (50) 55	
Figure 33: Exposition pulpaire après dépose du fond de cavité (79).....	56
Figure 34: Cavité après application du LASER au niveau pulpaire (79)	57
Figure 35: Mise en place de Biodentine® en fond de cavité (79)	57
Figure 36: Restauration coronaire au composite (79).....	58
Figure 37: Radiographie post-opératoire (79).....	58

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1: Comparaison entre la lumière LASER et la lumière ordinaire (3)	19
Tableau 2: Paramètres du LASER Opus 20 lors de l'ablation amélaire et dentinaire....	37
Tableau 3: Valeur d'énergie du LASER Erbium en fonction du tissu cible (43).....	42
Tableau 4: Paramètres du LASER Erbium en fonction du type de tissu	50

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Amplification de lumière [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://didier.hottois.pagesperso-orange.fr/laser/amplif.htm>
2. Applications of LASER in Medical Science [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://www.geocities.ws/anuradhade/laser5a.html>
3. Araki AT, Ibraki Y, Kawakami T, Lage-Marques JL. Er:Yag laser irradiation of the microbiological apical biofilm. *Braz Dent J*. 2006;17(4):296-9.
4. Aranha Ac Et De Paula Eduardo C. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on dentine hypersensitivity. Short-term clinical evaluation. *Lasers Med Sci* 2012;27(4):813-818.
5. Arrangement of Electrons in an Atom (bohr-bury Scheme) | Tutorvista.com [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://www.tutorvista.com/content/science/science-i/structure-atom/arrangement-electrons-atom.php>
6. Baldini A, Caccianiga G, Baldoni M, Tredici G, Martelli F, Piras V. A morphologic analysis of Er Yag prepared cavities in primary teeth : an in vitro study. *Braz Dent J*. 2004;(15):76.
7. Baraba A, Kqiku L, Gabrić D, Verzak Ž, Hanscho K, Miletić I. Efficacy of removal of cariogenic bacteria and carious dentin by ablation using different modes of Er:YAG lasers. *Braz J Med Biol Res Rev Bras Pesqui Medicas E Biol*. 2018;51(3):687-2.
8. Birang R, Kiani S, Shokraneh A, Hasheminia SM. Effect of Nd: YAG laser on the apical seal after root-end resection and MTA retrofill: a bacterial leakage study. *Lasers Med Sci*. 2015;30(2):583–9.
9. Blanken J, De Moor RJG, Meire M, Verdaasdonk R. Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 1: a visualization study. *Lasers Surg Med*. 2009;41(7):514–9.
10. Bodrumlu E, Keskiner I, Sumer M, Sumer AP, Telcioglu NT. Temperature variation during apicectomy with Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*. 2012;30(8):425–8.
11. Bolhari B, Ehsani S, Etemadi A, Shafaq M, Nosrat A. Efficacy of Er,Cr:YSGG laser in removing smear layer and debris with two different output powers. *Photomed Laser Surg*. 2014;32(10):527–32.
12. Brännström M. A hydrodynamic mechanism in the transmission of pain-produced stimuli through the dentine. In: Anderson DJ, editor. *Sensory mechanisms in dentine*. Oxford: Pergamon; 1963;12(10)73–79.

13. Brignardello-Petersen R. Caries removal with an erbium laser may result in a small increase in cavity preparation time but also in a reduction in required extra local anesthetic compared with traditional drilling. *J Am Dent Assoc* 2018;147(12):943-95.
14. Brignardello-Petersen R. Direct pulp capping with biodentine seems to have an acceptable success rate after 1 to 1.5 years. *J Am Dent Assoc* 2018;150(5):372-380.
15. Canadian Advisory Board On Dentine Hypersensitivity. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc* 2003;69(4):221-226.
16. Cartwright RB. Dentinal hypersensitivity: a narrative review. *Community Dent Health*. 2014;31(1):15–20.
17. Castellucci A. Magnification in endodontics: The use of the operating microscope. *Pract Proced Aesthetic Dent PPAD*. 2003;15:377-84.
18. CEA. Le laser : un concentré de lumière [Internet]. CEA/Découvrir & Comprendre. 2015 [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://www.cea.fr/comprendre/Pages%2fphysique-chimie%2flaser-concentre-de-lumiere.aspx>
19. Cengiz E, Yilmaz HG. Efficacy of Erbium, Chromium-doped:Yttrium, Scandium, Gallium, and Garnet Laser Irradiation Combined with Resin-based Tricalcium Silicate and Calcium Hydroxide on Direct Pulp Capping: A Randomized Clinical Trial. *J Endod*. 2016;42(3):351–5.
20. Cheng X, Tian T, Tian Y, Xiang D, Qiu J, Liu X, et al. Erbium:Yttrium Aluminum Garnet Laser-Activated Sodium Hypochlorite Irrigation: A Promising Procedure for Minimally Invasive Endodontics. *Photomed Laser Surg*. 2017;35(12):695–701.
21. Cheng X, Xiang D, He W, Qiu J, Han B, Yu Q, et al. Bactericidal effect of Er:YAG laser-activated sodium hypochlorite irrigation against biofilms of *enterococcus faecalis* isolate from canal of root-filled teeth with periapical lesions. *Photomed Laser Surg*. 2017;35(7):386–92.
22. Clinical_bulletin_33_10_1_0_eryag_laser_apicoectomy_litvak.pdf [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: https://www.laserandhealthacademy.com/media/objave/academy/priponke/clinical_bulletin_33_10_1_0_eryag_laser_apicoectomy_litvak.pdf
23. Comprendre : Page pour l'impression [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: http://sesp.esep.pro/fr/pages_flux-et-spectre/comprendre_impression.html
24. Davari A, Ataei E, Assarzadeh H. Dentin Hypersensitivity: Etiology, Diagnosis and Treatment; A Literature Review. *Journal of Dentistry*. 2013;14(3):136-145.
25. Deng Y, Zhu X, Zheng D, Yan P, Jiang H. Laser use in direct pulp capping: A meta-analysis. *J Am Dent Assoc* 1939. 2016;147(12):935–42.
26. Diaci J and Gaspirc B. “ Review. Comparison of Er: YAG and Er,Cr: YSGG lasers used in dentistry”. *Journal of the Laser and Health Academy* 2012;1:1-13.

27. Electromagnetic Radiation [Internet]. Chemistry LibreTexts.2013 Available from: https://chem.libretexts.org/Core/Physical_and_Theoretical_Chemistry/Spectroscopy/Fundamentals_of_Spectroscopy/Electromagnetic_Radiation
28. Erbium Laser Technology [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://www.dentistryiq.com/articles/wdj/print/volume-1/issue-4/science/erbium-laser-technology.html>
29. Evans DH, Abrahamse H. A review of laboratory-based methods to investigate second messengers in low-level laser therapy (LLLT). *Med Laser Appl.* 2009;24(3):201–15.
30. Featherstone JD, Nelson DG. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res.* oct 1987;1(1):21-6.
31. Flotte TJ, Doukas A. Laser induced pressure effects. *SPIE, Laser tissue interaction* 1992;1646:295–300.
32. Fotona_16.pdf [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: https://media.zwp-online.info/archiv/pub/sim_int/le/2017/le0317/Fotona_16.pdf
33. Gao X, Xing D. Molecular mechanisms of cell proliferation induced by low power laser irradiation. *J Biomed Sci.* 2009;16(1):4-16.
34. High Tech Laser LightWalker ST-E [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://hightechlaser.nl/FR/Products/Detail/340>
35. Inc B. Waterlase iPlus [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://go.biolase.com/iplus>
36. Javed F, Kellesarian SV, Abduljabbar T, Gholamiazizi E, Feng C, Aldosary K, et al. Role of laser irradiation in direct pulp capping procedures: a systematic review and meta-analysis. *Lasers Med Sci.* 2017;32(2):439–48.
37. Jurič IB, Anić I. The use of lasers in disinfection and cleanliness of root canals: a review. *Acta Stomatol Croat.* 2014;48(1):6–15.
38. Kalyoncu IO, Eren-Giray F, Huroglu N, Egil E, Tanboga I. Microleakage of Different Adhesive Systems in Primary Molars Prepared by Er: YAG Laser or bur. *Niger J Clin Pract.* 2018;21(2):242–7.
39. Kolnick J. The clinical use of the Er, Cr: YSGG laser in endodontic therapy. *Laser.* 2010;3:24–27.
40. Komabayashi T, Ebihara A, Aoki A. The use of lasers for direct pulp capping. *J Oral Sci.* 2015;57(4):277–86.
41. Lavu V, Sundaram S, Sabarish R, Rao SR. Root surface bio-modification with erbium lasers- a myth or a reality?? *Open Dent J.* 2015;9:79–86.
42. Le laser, histoire d'une découverte lumineuse [Internet]. CNRS Le journal. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <https://lejournal.cnrs.fr/articles/le-laser-histoire-dune-decouverte-lumineuse>

43. Lee S-Y, Jung H-I, Jung B-Y, Cho Y-S, Kwon H-K, Kim B-I. Desensitizing efficacy of nano-carbonate apatite dentifrice and Er,Cr:YSGG laser: a randomized clinical trial. *Photomed Laser Surg.* 2015;33(1):9–14.
44. LightWalker Line | Fotona [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <https://www.fotona.com/en/products/2024/lightwalker-line/>
45. Lu C-H, Zhong Q. Comparison of antimicrobial activity of Er,Cr: YSGG laser and ultrasonic irrigation in root canal disinfection. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue Shanghai J Stomatol.* 2017;26(3):314–6.
46. Lukač N, Jezeršek M. Amplification of pressure waves in laser-assisted endodontics with synchronized delivery of Er:YAG laser pulses. *Lasers Med Sci.* 2018;1:1-12.
47. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature.* 1960 Aug 6;187(4736):493–4 [Internet]. [cited 2018 Jan 8]. Available from: <http://laserfest.org/lasers/history/paper-maiman.pdf>
48. Martins MR, Lima RC, Pina-Vaz I, Carvalho MF, Gutknecht N. Endodontic Treatment of an Autogenous Transplanted Tooth Using an Er,Cr:YSGG Laser and Radial Firing Tips: Case Report. *Photomed Laser Surg.* 2016;34(10):487–93.
49. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, et al. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt.* juin 2006;11(3):340-30.
50. Mohammadi Z, Jafarzadeh H, Shalavi S, Kinoshita J-I, Giardino L. Lasers in Apicoectomy: A Brief Review. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(2):170–3.
51. Mohammadi Z, Jafarzadeh H, Shalavi S, Palazzi F. Recent Advances in Root Canal Disinfection: A Review. *Iran Endod J.* 2017;12(4):402–6.
52. Moosavi H, Ghorbanzadeh S, Ahrari F. Structural and Morphological Changes in Human Dentin after Ablative and Subablative Er:YAG Laser Irradiation. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(2):86–91.
53. Moshonov J., et al. Lasers in dentistry. Part B interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 18.3-4 2001:21-28.
54. Nagy Abdulsamee. Erbium Family Laser: Silent Revolution in Dentistry. *Review. EC Dental Science* 13.4 2017: 168-190.
55. Ng Y-L, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature - part 1. Effects of study characteristics on probability of success. *Int Endod J.* 2007;40(12):921-39.
56. Niemz (auth.) PDMH. *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications* [Internet]. 3rd ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2007. (Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering). Available from: <http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=706ded073947ece214cd1ebe92ac68a9>

57. Niemz MH. Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. Verlag Berlin Heidelberg: Springer. 3rd enlarged edition 2007;1:26-4.
58. Olivi APG, Crippa R, Iaria G, Kaitsas V, DiVito E, Benedicti S. Laser in endodontics (Part II). *Roots*. 2011;2:6–12.
59. Olivi G, De Moor R, DiVito E, editors. Lasers in endodontics: scientific background and clinical applications. Cham etc., Suisse: Springer; 2016. 298 p.
60. Orstavik D. et Pitt Ford T.R. - Essential endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis. Blackwell Science Ltd, Oxford, 1998. - 410 p.
61. Ozlem K, Esad GM, Ayse A, Aslihan U. Efficiency of Lasers and a Desensitizer Agent on Dentin Hypersensitivity Treatment: A Clinical Study. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(2):225–30.
62. Ozses Ozkaya B, Gulsahi K, Ungor M, Gocmen JS. A Comparison of Er:YAG Laser with photon-initiated photoacoustic streaming, Nd:YAG laser, and conventional irrigation on the eradication of root dentinal tubule infection by *enterococcus faecalis* biofilms: a scanning electron microscopy study. *scanning*. 2017;2017:6215482.
63. Perhavec T., et al. “Heat deposition of erbium lasers in hard dental tissues”. *Journal of Oral Laser Applications* 9.4 2009: 205-212.
64. Reuter JE. The isolation of teeth and the protection of the patient during endodontic treatment. *Int Endod J*. 1983;16(4):173-81.
65. Rey G, Missika, Patrick, Rocca J-P. Les lasers et la chirurgie dentaire. Rueil-Malmaison: Ed. Cdp; 2010.
66. Rizoiu I-M, DeShazer LG. New laser-matter interaction concept to enhance hard tissue cutting efficiency. In 1994. p. 309 17.
67. Rocca JP. Les lasers en odontologie. Wolters Kluwer France; 2008. 136p.
68. Sahar-Helft S, Sarp ASK, Stabholtz A, Gutkin V, Redenski I, Steinberg D. Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface. *Photomed Laser Surg*. 2015;33(3):129 35.
69. Schwob C, Julien L. Le laser : principe de fonctionnement. *Reflète Phys*. 2010;(21):12–6.
70. Sgolastra F, Petrucci A, Severino M, Gatto R, Monaco A. Lasers for the treatment of dentin hypersensitivity: a meta-analysis. *J Dent Res*. 2013;92(6):492–9.
71. Silvana Jukic et al. Antibacterial Effect of Er:YAG Laser *Acta Stomatol Croat*, Vol. 35, br. 2, 2001.
72. Simon S. Endodontie Volume 1: Traitements. Éditions Cdp Paris; 2008. 132 p.
73. Song WD, Hong MH, Lukyanchuk B, Chong TC. Laser-induced cavitation bubbles for cleaning of solid surfaces. *J Appl Phys* 2004;95:2952–6.

74. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod*. 1998;24(8):548–51.
75. Toshie Araki A, Gomes Bezerra A, Henriques PA, Yamazaki Arasaki AK, Prokopowitsch I, Caldeira CL. Analysis of apical sealing of canals irradiated with Er:YAG and Nd: YAG lasers and filled with AH Plus®. *RSBO Rev Sul-Bras Odontol*. 2013;10(1):162-80.
76. Von Arx T. Apical surgery: A review of current techniques and outcome. *The Saudi Dental Journal*. 2011;23(1):9-15.
77. Wang X, Cheng X, Liu B, Liu X, Yu Q, He W. Effect of laser-activated irrigations on smear layer removal from the root canal wall. *Photomed Laser Surg*. 2017;35(12):688–94.
78. Yaneva BK, Zagorchev PI, Firkova EI, Glavinkov IT. In Vitro Study of Temperature Changes in Pulp Chamber During Root Planing Procedure Using Er:YAG Laser. *Folia Med (Plovdiv)*. 2016;58(3):206–10.

Th. D. : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2018 – N°:

Le LASER Erbium en dentisterie restauratrice-endodontie/ **CHAH Sofiane**. - p. (67) : ill. (37) ; réf. (78).

Domaines :Dentisterie restauratrice, Endodontie.

Mots clés Rameau : Endodontie, Chirurgie laser, Lasers en odontostomatologie

Mots clés FMeSH : Thérapie laser, Endodontie, Laser à solide

Mots clés libres : Laser Erbium

Résumé de la thèse :

La famille des LASER destinée à la chirurgie dentaire est assez diversifiée. Le LASER Erbium peut se décliner sous deux formes : Er:YAG et Er,Cr:YSGG. Leurs actions respectives sur les tissus durs et les tissus mous les rendent polyvalents et sans danger. Malgré une utilisation encore limitée dans les cabinets français, ils représentent un outil très prometteur pour l'avenir. En dentisterie restauratrice-endodontie seule ; ou combinée à d'autres disciplines telles que la parodontie ou la prothèse fixée, son intérêt n'est plus à démontrer. Les LASER Erbium représentent un outil thérapeutique incontournable des traitements actuels par les chirurgiens dentistes, afin d'en optimiser et pérenniser les résultats.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur Marc LINEZ

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Monsieur le Docteur Maxime BEURAIN