

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2019

N°:

THESE POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 12 DECEMBRE 2019

Par Alex LE LAN

Né le 27 Mai 1993 à Mont Saint Aignan – France

**APPORT DU LASER ERBIUM : YAG EN PARODONTOLOGIE ET
IMPLANTOLOGIE**

JURY

Président :

Pr Thomas COLARD

Assesseurs :

Dr François BOSCHIN

Dr Cécile OLEJNIK

Dr Romain DEGAEY

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

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

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

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

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

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

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

Aux membres du jury...

Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Professeur des universités – Praticien hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur au Museum National d'Histoire Naturelle en Anthropologie Biologique

Assesseur à la recherche

*Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la
présidence de cette thèse, et je vous en
remercie.*

*Pour avoir consenti à juger ce travail, veuillez
trouver ici l'expression de ma profonde gratitude.*

Monsieur le Docteur François BOSCHIN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

Département Parodontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'université de Lille 2

Diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Biologiques et Médicales

Diplôme d'Etudes Supérieures de Technologie de Matériaux utilisés en Art Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures de Parodontologie

Responsable du département de Parodontologie

*Vous m'avez fait le plaisir d'accepter de siéger dans ce jury
de thèse, et je vous en remercie.*

Soyez assuré de tout ma reconnaissance et de mon estime.

Madame le Docteur Cécile OLEJNIK

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

*Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale
Département Biologie Orale*

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2
Responsable du Département de Biologie Orale
Assesseur PACES

*Vous me faites l'honneur de faire partie des membres
du jury de cette thèse, et je vous en suis reconnaissant.*

*Votre gentillesse et votre pédagogie lors des vacations
cliniques que nous avons partagées me laisserons
toujours d'agréables souvenirs.*

Monsieur le Docteur Romain DEGAEY
Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale
Département Parodontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme d'Etudes Spécialisées de Médecine Buccale
Spécialiste qualifié en Médecine Bucco-Dentaire
Diplôme Universitaire d'Esthétique de Strasbourg

Tu as accepté de diriger cette thèse et je tiens à t'en remercier sincèrement.

Merci pour ta disponibilité, ta bienveillance et ta bonne humeur constante qui m'ont bien aidé au cours de ce travail.

Tu as accepté de consacrer ton temps à m'aider et me guider et je t'en serais toujours reconnaissant.

A ma famille, à mes amis...

Table des matières

1.	LE LASER.....	15
1.1.	Introduction.....	15
1.2.	Historique.....	16
1.3.	Notions physiques simplifiées	17
1.3.1.	Caractéristiques de la lumière et spectre électromagnétique	17
1.3.2.	Émission stimulée	19
1.3.3.	Composition de la source du rayonnement laser	20
1.3.4.	Principes de fonctionnement.....	21
1.3.5.	Caractéristiques énergétiques.....	22
1.3.6.	Dangers liés aux lasers.....	23
1.4.	Les différents types de lasers	26
1.4.1.	Laser Diode	26
1.4.2.	Laser Erbium :YAG	27
1.4.3.	Laser Nd :YAG	27
1.4.4.	Laser Nd :YAP	28
1.4.5.	Laser Helium-Néon.....	28
1.4.6.	Laser CO2	29
1.5.	Particularités des lasers	30
1.5.1.	Longueur d'onde.....	30
1.5.2.	Système de transmission	32
1.5.3.	Fluence	32
1.6.	Effets principaux des lasers.....	34
1.6.1.	Effet photo-ablatif (vaporisation).....	34
1.6.2.	Effets thermiques	35
1.6.2.1.	Vasodilatation	35
1.6.2.2.	Coagulation.....	35
1.6.2.3.	Carbonisation.....	36
1.6.2.4.	Vaporisation	36
1.6.3.	Effets mécaniques	36
1.6.4.	Effets photochimiques ou photodynamiques	37
1.6.5.	Effets biostimulants.....	37
1.7.	Traitement initial des maladies parodontales.....	39
1.7.1.	Nouvelle classification.....	39
1.7.2.	Traitement initial d'une parodontite	41
1.8.	Origine bactérienne des parodontites.....	42
2.	Applications en parodontologie et implantologie	46
2.1.	Apport du laser Er : YAG dans les traitements	46

2.2.	Propriétés bactéricides du laser Er:YAG.....	51
2.3.	Effets sur le tissu osseux	56
2.4.	Intérêt en implantologie	58
2.4.1.	Situation initiale	58
2.4.2.	Intérêt dans la maintenance implantaire.....	60
2.5.	Traitement de tissu de granulation	63
2.6.	Expansion de crêtes osseuses.....	64
2.7.	Dépigmentation gingivale.....	64
2.8.	Risques et inconvénients du laser Er:YAG	66
2.9.	Biostimulation au laser diode.....	67
2.10.	Protocole laser diode + H ₂ O ₂ (thérapie photodynamique).....	69
3.	Applications dans un cas clinique.....	72
4.	Conclusion	79
5.	Références bibliographiques	81

1. LE LASER

1.1. Introduction

Le mot LASER est l'acronyme de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

C'est à partir de 1960 qu'apparaissent les premiers lasers et 10 ans plus tard ils feront leur apparition dans le domaine médical.

Leur utilisation est très répandue en dermatologie et ophtalmologie alors que l'apparition en odontologie est plus récente mais se développe rapidement, ainsi on trouve de plus en plus de cabinets de spécialistes ou d'omnipraticiens équipés de laser.

Ils existent de nombreux lasers de nature différentes présentant des applications variées. Bien que les indications principales soient la chirurgie, l'implantologie et la parodontologie, il existe d'autres applications comme l'endodontie ou l'odontologie conservatrice.

Ainsi en fonction de leur longueur d'onde et de leur absorption dans les tissus certains lasers auront une action sur les tissus durs tandis que d'autres agiront sur les tissus mous.

Les lasers sont des outils complexes, il sera donc nécessaire dans un premier temps de comprendre les bases physiques de leurs fonctionnements car un praticien intégrant le laser à sa pratique clinique doit avoir connaissance des paramètres physiques autant que des effets sur les tissus.

Nous poursuivrons par décrire les différents lasers existants et leurs effets.

Enfin nous approfondiront l'utilisation du laser dans les traitements parodontaux et implantaire.

1.2. Historique

L'histoire du LASER commence dans les années 1800 avec la modification du concept de la lumière.

En effet en 1801 Thomas Young remet en question l'interprétation corpusculaire et met en évidence le comportement ondulatoire de la lumière.

En 1864 la théorie de l'électromagnétisme, publié par James Clerk Maxwell, montre que la lumière est une perturbation électromagnétique se propageant dans l'espace.

Puis en 1905 l'effet photoélectrique est décrit par Albert Einstein en s'appuyant sur l'idée de quantification de Planck. Il explique que chaque corpuscule de lumière a une énergie déterminée.

En 1917 Einstein publie ses travaux sur l'émission stimulée.

En 1950, un physicien français, Alfred Kastler découvre le pompage optique, c'est un procédé qui permet de modifier l'état des atomes grâce à une irradiation lumineuse polarisée. Cela lui vaudra le prix Nobel en 1966 (1).

En fait, si Theodore Maiman a apporté une contribution historique essentielle au laser, ses véritables inventeurs demeurent Arthur Schawlow et surtout, Charles Townes qui recevra le prix Nobel en 1964 pour le développement des concepts ayant amené au maser, puis au laser. Il utilisa l'idée d'Einstein pour créer son premier appareil en 1954 permettant l'amplification à l'identique d'un rayonnement électromagnétique (2).

En 1960 Théodore Maiman fabrique le premier laser en utilisant un cristal de rubis

Les années qui suivent donneront naissance à de nouveaux types de laser :

- le laser à gaz (hélium, Néon) en 1961 par Javan et Benett.
- le laser diode (semi-conducteur) qui fait son apparition en 1962.
- le lasers à gaz CO₂ à partir de 1964.
- le laser Nd:YAG (Yttrium Aluminium Garnet amplifié par le néodyme) en 1973.
- le laser Er:YAG (Yttrium Aluminium Garnet amplifié par l'erbium) en 1980.
- le laser Nd:YAP (Yttrium Aluminium perowskite amplifié par le néodyme) en 1994.

Le laser fait son apparition en médecine dans les années 70 notamment en chirurgie tandis que son apparition en odontologie date des années 1990.

L'utilisation des laser se démocratise, se diversifie et devient bientôt incontournable dans de nombreux domaines, que ce soit dans le milieu médical, le stockage et les télécommunications ou encore le micro-usinage.

Ses applications se développent et deviennent toujours plus nombreuses.

1.3. Notions physiques simplifiées

1.3.1. Caractéristiques de la lumière et spectre électromagnétique

La lumière a une composante ondulatoire d'une part car elle se propage comme une onde, mais elle a également une composante corpusculaire car elle transporte des particules sans masse : les photons

La lumière que nous percevons est constituée de l'ensemble des ondes électromagnétiques perceptibles par l'œil humain. Ces longueurs d'ondes sont comprises entre 380nm (violet) et 780nm (rouge) et constitue la partie visible du spectre électromagnétique.

Tous les autres rayonnements seront invisibles pour l'homme, qu'ils soient inférieurs à 380nm (tels que les rayons gamma, rayons x ou les ultra-violet) ou supérieurs à 780nm (comme les infras rouges, les micro-ondes ou les ondes radio).

L'ensemble constitue le spectre électromagnétique (3).

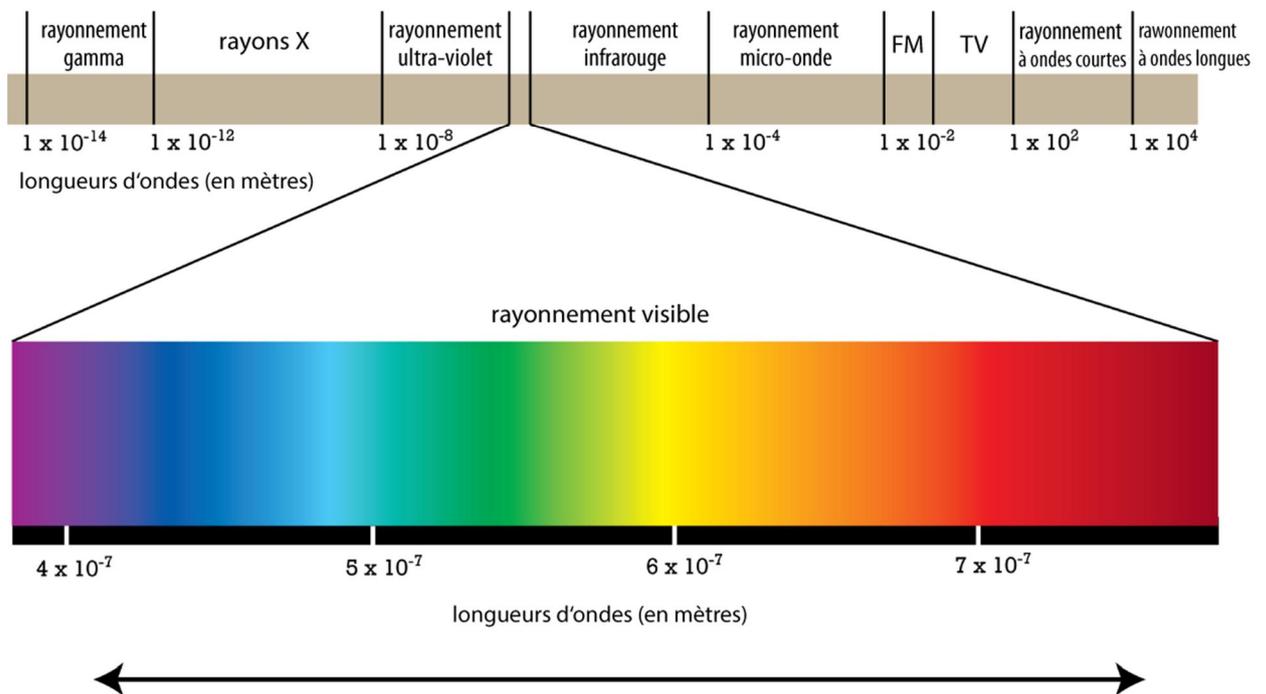


Figure 1: spectre électromagnétique (source internet : <http://pionfrance.fr>)

La lumière laser n'existe pas dans la nature, elle est produite par l'amplification de lumière par émission stimulée de radiation.

La lumière créée par le laser a la particularité d'être :

- monochromatique (tous les photons ont la même longueur d'onde)
- cohérente (tous les photons ont une oscillation en phase)
- unidirectionnelle

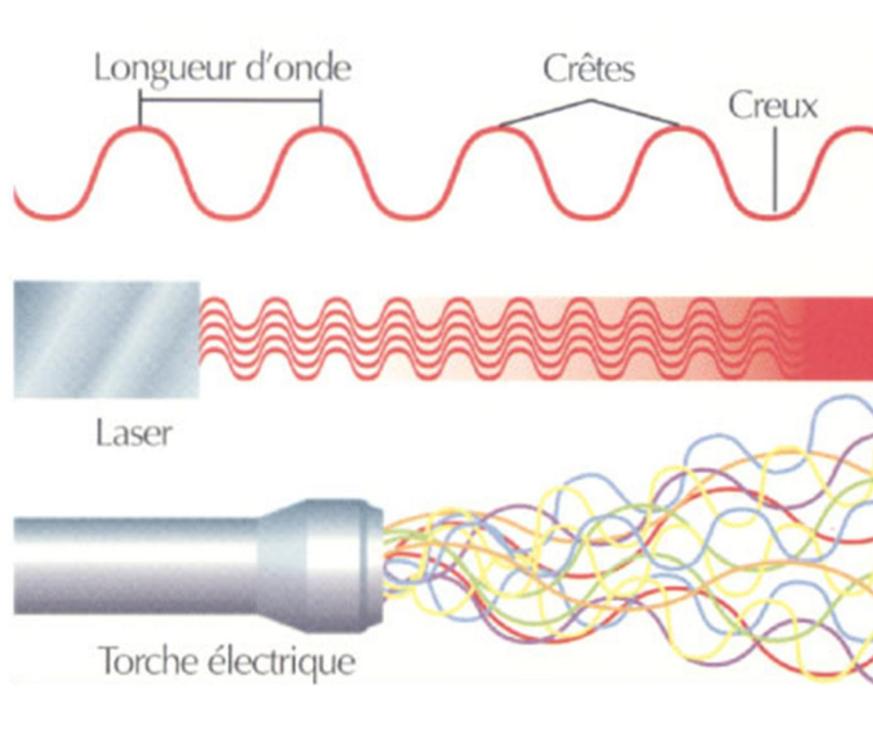


Figure 2: différence cohérence laser / lumière ordinaire (source internet)

1.3.2. Émission stimulée

Le principe d'absorption démontre qu'un atome qui absorbe un photon passe à un niveau d'énergie plus élevé qui est instable (figure 3), l'émission spontanée correspond au retour de cet atome à son état stable spontanément en émettant la même quantité d'énergie que celle absorbée sous la forme d'un photon (figure 4) (1).

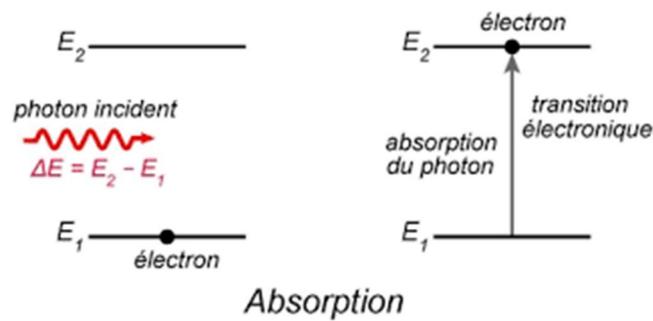


Figure 3: schéma de l'absorption d'un photon (source internet : <https://www.maxicours.com>)

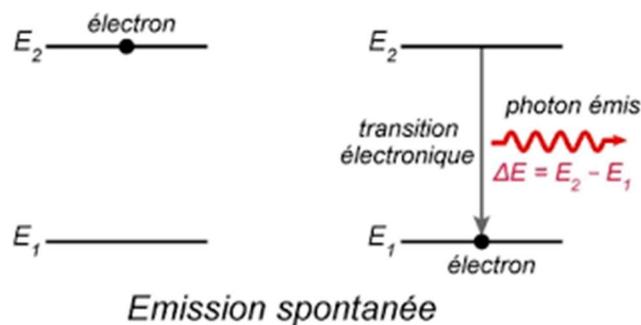


Figure 4: schéma de l'émission spontanée (source internet : <https://www.maxicours.com>)

Lorsqu'un atome est déjà au niveau d'énergie plus élevé et qu'il reçoit un photon supplémentaire il se retrouve dans un état très instable et pour retourner à son état le plus stable il va émettre simultanément toutes les énergies absorbées : c'est le principe de l'émission stimulée (figure 5) (1).

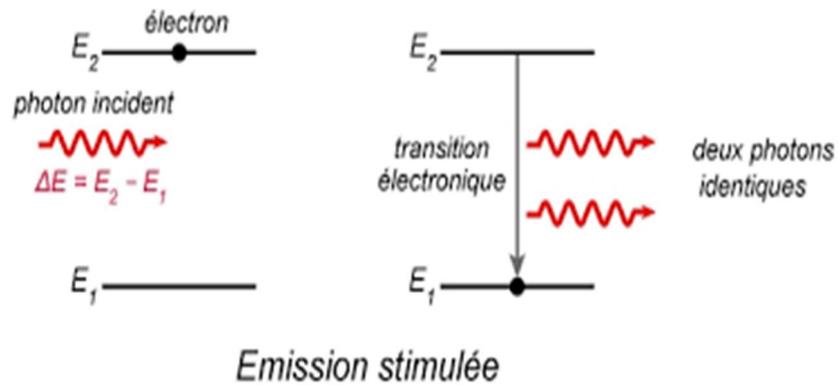


Figure 5: schéma de l'émission stimulée (source internet : <https://www.maxicours.com>)

Le pompage consiste à maintenir l'émission induite de manière continue afin d'obtenir un nombre d'atomes à l'état d'énergie élevé plus important que celui des atomes à l'état d'énergie faible.

Cela nécessite un apport d'énergie efficace et rapide pour stimuler le milieu actif du laser.

Lorsque la source d'énergie utilisée est la lumière on utilise le terme de « pompage optique » (1).

1.3.3. Composition de la source du rayonnement laser

On distingue trois éléments principaux essentiels au fonctionnement du laser :

- le milieu actif
- la cavité de résonance
- le système de pompage.

Le centre du laser est muni d'un milieu actif (solide, liquide, gaz...) qui sera stimulé par le mécanisme de pompage.

Il est situé entre deux miroirs qui forment une cavité résonante, cela va permettre de créer des oscillations du fait des aller et retours de la lumière laser dans cette cavité.

Un des miroirs est entièrement réfléchissant tandis que le second est semi-réfléchissant.

En effet celui-ci va laisser passer uniquement les photons en phase et dans une seule direction.

Ainsi à la sortie de ce second miroir on obtient un faisceau laser cohérent (4).

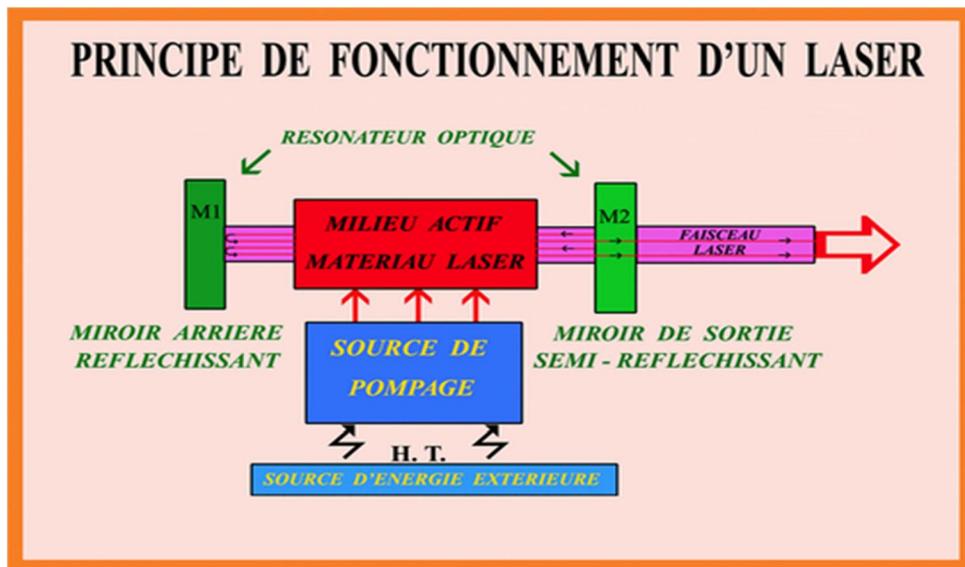


Figure 6 : schéma de la source de rayonnement laser (source internet : <http://buthod-adrien.e-monsite.com>)

1.3.4. Principes de fonctionnement

La source de pompage, alimentée par une source d'énergie extérieure, va activer le milieu actif et ainsi stimuler l'émission de photons dans le résonateur optique.

Grâce au miroir semi-réfléchissant, seul les photons strictement cohérents et unidirectionnels sortiront de la cavité résonnante (5).

Le rayonnement laser à la sortie peut être continu, découpé ou pulsé :

- Soit on utilise une source de pompage qui fonctionne en continu, le rayonnement de sortie sera donc continu (sauf si on ajoute un obturateur mécanique à la sortie qui va le « découper »)

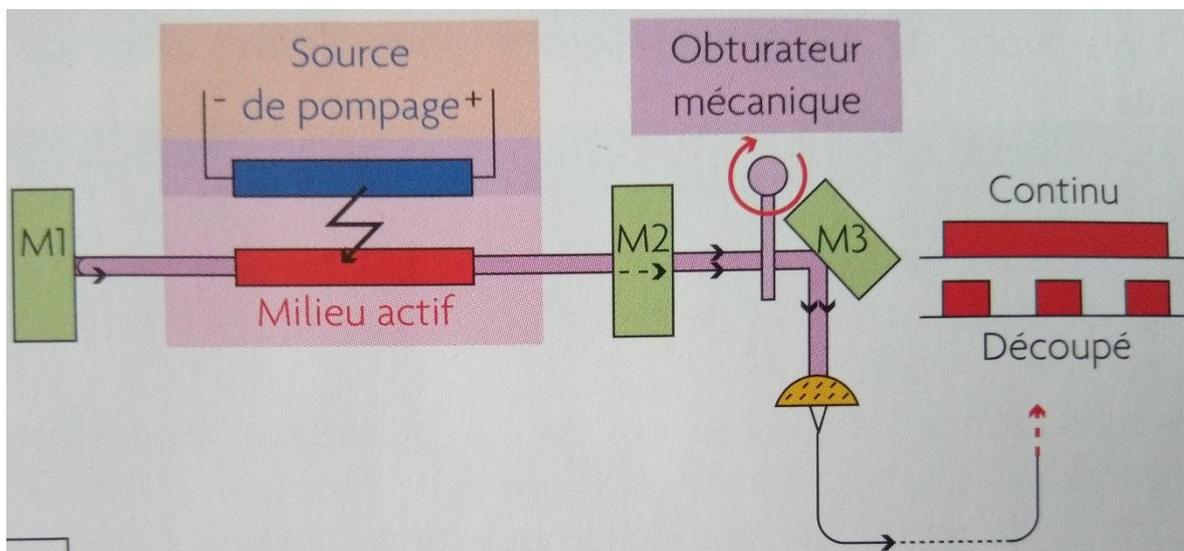


Figure 7: schéma mode continu et découpé (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))

- Soit on utilise une source de pompage qui fonctionne par de très brèves impulsions, on obtiendra ainsi un rayonnement de sortie directement en mode pulsé

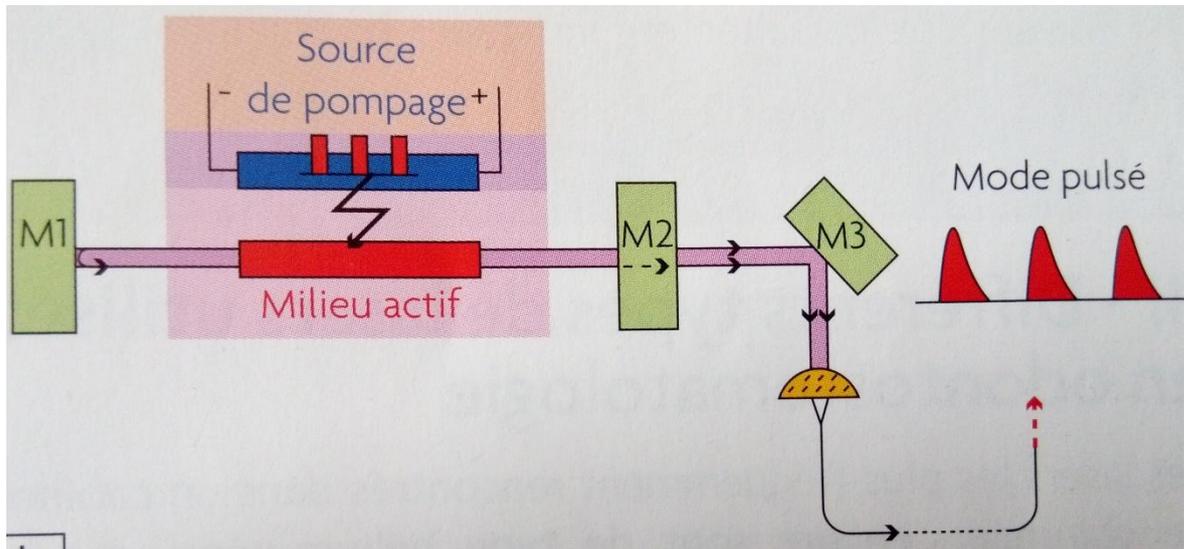


Figure 8: schéma mode pulsé (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))

1.3.5. Caractéristiques énergétiques

La puissance émise par un laser peut se mesurer en watts :

Puissance (W) = taux d'énergies en joules/seconde

Rappel : 1 watt = 1 joule pendant 1 seconde (1J/s)

Si le laser émet en continu, la puissance instantanée $P(i)$ sera constante

Si le laser émet en mode pulsé, $P(i)$ variera avec le temps (t)

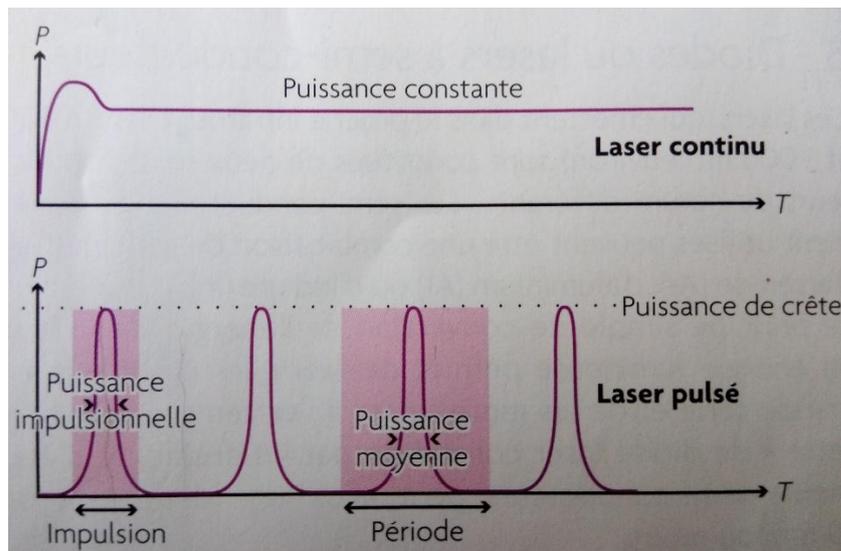


Figure 9: schéma différentiel des puissances (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))

On distingue ainsi 3 types de puissances :

- la puissance de crête : c'est la puissance maximum instantanée.
- la puissance impulsionnelle : c'est la puissance moyenne d'une impulsion (c'est à dire l'énergie de l'impulsion sur le temps de l'impulsion).
- la puissance moyenne : c'est la puissance moyenne générale d'une période comprenant l'impulsion et le temps de repos (c'est à dire l'énergie de l'impulsion sur le temps total de la période).

Ces 3 puissances sont différentes et doivent donc être indiquées pour chaque type de laser (5).

1.3.6. Dangers liés aux lasers

Il existe à ce jour 8 classes différentes de lasers. Ces classes représentent leur niveau de dangerosité.

Avant 2007, les normes américaines régissant la classification des lasers étaient différentes des normes internationales. Il est donc possible de trouver les 2 types de classification dans les laboratoires, en fonction du lieu et de l'année de fabrication des lasers. Cependant, depuis 2007, la classification de la norme américaine s'est ajustée à la norme internationale (6).

Classes de sécurité laser selon la norme EN 60825-1

- **Classe 1** : Laser sans danger pendant leur utilisation, même en cas de vision directe dans le faisceau sur une longue période, même lorsqu'une exposition se produit lors de l'utilisation de dispositifs télescopiques. La classe 1 comprend également les lasers de forte puissance qui sont totalement enfermés de sorte qu'aucun rayonnement potentiellement dangereux ne soit accessible pendant l'utilisation (appareil avec laser incorporé). La vision dans le faisceau des appareils à laser de classe 1 qui émettent une énergie rayonnante visible peut encore produire des effets visuels d'éblouissement, en particulier à de faibles niveaux de lumière ambiante.
- **Classe 1M** : Appareils à laser émettant dans la gamme 302,5 à 4000 nm, qui sont sans danger, y compris la vision directe dans le faisceau sur une longue période pour l'œil nu. L'EMP⁽¹⁾ peut être dépassée et des lésions oculaires peuvent apparaître après une exposition avec un dispositif optique comme des jumelles pour un faisceau collimaté avec un diamètre tel que spécifié par la norme. La vision dans le faisceau des appareils à laser de classe 1M qui émettent une énergie rayonnante visible peut encore produire des effets visuels d'éblouissement, en particulier à de faibles niveaux de lumière ambiante.
- **Classe 1C** : Appareils à laser destinés à une application directe du rayonnement laser sur la peau ou les tissus corporels internes dans le cadre de procédures médicales, de diagnostic, thérapeutiques ou cosmétiques comme l'épilation, la réduction des rides ou de l'acné. Bien que le rayonnement laser puisse être aux niveaux des classes 3R, 3B ou 4, les expositions oculaires sont empêchées grâce à un ou plusieurs moyens techniques (tel que des lunettes de protection). Le niveau d'exposition de la peau dépend de l'application.
- **Classe 2** : Appareils à laser émettant un rayonnement visible dans la gamme de 400 à 700 nm, qui sont sans danger pour les expositions momentanées, mais qui peuvent être dangereux pour une exposition délibérée dans le faisceau. Le risque de lésions est très faible pour des expositions momentanées un peu plus longues que la base de temps liée au réflexe palpébral, soit 0,25s. L'utilisation d'instruments optiques n'augmente pas le risque de lésions oculaires. Les éblouissements et aveuglements peuvent être provoqués par un faisceau de laser classe 2, en particulier dans des conditions de faibles niveaux de lumière ambiante. Ces troubles peuvent être à l'origine d'un risque pour la sécurité lorsqu'ils sont associés à des activités critiques du point de vue de la sécurité telles que le travail avec des machines ou en hauteur, en présence de haute tension, ou pendant la conduite. Les utilisateurs sont avertis par étiquetage de ne pas regarder dans le faisceau en continu et de manière intentionnelle.

- **Classe 2M** : Appareils à laser qui émettent des faisceaux visibles et qui sont sans danger pour une exposition de courte durée uniquement, à l'œil nu. L'EMP peut être dépassée et des lésions oculaires peuvent apparaître après une exposition avec un dispositif optique. Les recommandations liées aux conséquences d'éblouissement, d'aveuglement sont identiques à celles de la classe 2. De plus, l'étiquetage des appareils de classe 2M met aussi en garde contre une exposition des utilisateurs d'instruments optiques télescopiques.
- **Classe 3R** : Appareils à laser qui émettent des rayonnements pouvant dépasser l'EMP pour une vision directe dans le faisceau, mais le risque de lésion dans la plupart des cas est relativement faible. Le risque de lésion augmente avec la durée d'exposition et pour une exposition oculaire peut être dangereuse dans les conditions les plus défavorables ou une vision directe dans le faisceau de manière intentionnelle. Il convient de n'utiliser les lasers de classe 3R que lorsque la vision directe dans le faisceau est peu probable.
- **Classe 3B** : Appareils à laser qui sont normalement dangereux lorsque l'exposition oculaire dans le faisceau se produit (à l'intérieur de la DNDO⁽²⁾), y compris une exposition de courte durée accidentelle. La vision de réflexions diffuses est normalement sans danger. Les lasers de classe 3B qui s'approchent de la LEA⁽³⁾ de la classe 3B peuvent produire des lésions mineures de la peau, voire présenter un risque d'inflammation de matériaux inflammables. Cependant cela ne peut se produire que si le faisceau a un petit diamètre ou s'il est focalisé.
- **Classe 4** : Appareils à laser pour lesquels la vision dans le faisceau et l'exposition de la peau sont dangereuses, et pour lesquels la vision de réflexions diffuses peut être dangereuse.
Ces lasers représentent aussi souvent un danger d'incendie.

⁽¹⁾ EMP = Exposition maximale permise – niveau du rayonnement laser auquel des personnes peuvent être exposées dans les conditions normales sans subir les effets nuisibles.

⁽²⁾ DNDO = Zone nominale de danger oculaire ou zone à l'intérieure de laquelle l'EMP pour la cornée est dépassée

⁽³⁾ LEA = Limite d'émission accessible – émission maximale permise dans une classe particulière.

1.4. Les différents types de lasers

1.4.1. Laser Diode

Ces laser apparus en 1962 émettent des rayonnements dont les longueurs d'onde sont proches de l'infrarouge (entre 810 et 980nm) et sont constitués par deux semi-conducteurs de nature différente, il peut s'agir d'une combinaison d'Aluminium (Al), d'Arsenide (Ar), d'Indium (In) ou de Gallium (Ga). Cette longueur d'onde est peu absorbée par l'eau mais beaucoup plus par l'hémoglobine et d'autres pigments. Cela lui confère donc un caractère pénétrant et des indications pour le traitement des tissus mous.

Ces lasers peuvent être fabriqués en grande série et miniaturisés grâce au principe de conversion de l'énergie électrique en énergie lumineuse. Ainsi une barrette de diode laser formée par un ensemble d'éléments semi-conducteurs peut avoir une dimension inférieure à 10mm.

La puissance générée par ces lasers varie entre 4 à 15W environ mais grâce à l'accumulation de ces barrettes on peut obtenir une superposition optique de plusieurs faisceaux qui pourront ainsi atteindre des puissances très élevées (1000W et plus) et permettre l'obtention de longueurs d'ondes variables. On utilise le terme de « stack de diode » pour nommer cet empilement (7).

L'effet laser est obtenu par clivage optique du semi-conducteur de fort indice optique.

Leur mode d'émission peut être continu, pulsé ou super-pulsé.

Le rayonnement produit est pénétrant au niveau des tissus mous et agit peu sur les tissus durs donc les applications principales concerneront les tissus mous (incision, hémostase, désinfection des poches parodontales). Une application dans la désinfection endodontique est également possible (8).

1.4.2. Laser Erbium :YAG

Ce laser introduit par Zharikov en 1975 est constitué d'un cristal d'yttrium aluminium garnet qui est dopé par l'erbium (8).

Il possède une longueur d'onde de 2940nm le plaçant dans l'infrarouge et qui correspond au pic maximum d'absorption de l'eau et de l'hydroxyapatite, il en résulte donc une très bonne absorption par l'émail et la dentine mais également tous les tissus contenant une grande quantité d'eau. Ainsi ce laser aura une pénétration très faible avec une absorption tissulaire immédiate très élevée ce qui lui confère un pouvoir ablatif important (9).

La longueur d'onde de l'erbium possède la meilleure absorption dans l'eau que toutes les autres longueurs d'onde des lasers dentaires (10 fois celle du laser CO2 et 20 000 fois supérieur à celle du Nd :YAG), cela lui procure une interaction avec les tissus sur une très faible épaisseur et permet ainsi de réduire les risques de destructions tissulaires.

Il s'agit du laser de choix pour le traitement des tissus durs, permettant par exemple l'élimination des tissus dentinaires cariés, le tartre ou la chirurgie osseuse. En plus des interventions sur les tissus durs, le laser Er :YAG peut également être utilisé pour l'ablation des tissus mous, car les tissus mous dentaires contiennent également un pourcentage élevé d'eau (11).

1.4.3. Laser Nd :YAG

Ce laser utilisé en médecine depuis les années 1970 est constitué d'un cristal d'yttrium aluminium garnet dopé au néodyme.

Sa longueur d'onde étant de 1064nm, elle se situe donc dans l'infrarouge.

Ce laser possède un pouvoir photothermique utile pour la chirurgie des tissus mous en permettant une bonne hémostase des tissus traités.

Il peut être utilisé en mode continu ou pulsé.

Son rayonnement étant peu absorbé par l'eau, il est donc très pénétrant dans les tissus mous (>10mm), ce qui lui confère une action décontaminante en profondeur (12).

1.4.4. Laser Nd :YAP

Ce laser lui aussi dopé au néodyme est constitué cette fois d'un cristal Yttrium Aluminium Perowskite.

Son apparition est plus récente puisqu'il a été mis au point en 1994 par une société française du nom de lokki.

Sa longueur d'onde est plus grande (1340nm) ce qui lui confère une absorption plus importante dans les tissus mous et donc une moins grande pénétration de son rayonnement (<1mm)

Cela fait de lui un laser d'omnipratique bien adapté pour les traitements parodontaux et endodontiques (10).

1.4.5. Laser Helium-Néon

Ce laser mis au point par Javan et Bernet en 1960 est un des premiers lasers disponibles.

C'est un laser à gaz émettant à une longueur d'ondes de 633nm, il se situe donc dans la lumière visible rouge.

On lui rapporte des effets anti-inflammatoires, antalgiques et de biostimulation (5).

1.4.6. Laser CO₂

Il s'agit d'un laser à gaz dont le milieu actif est le dioxyde de carbone.

Sa longueur d'ondes se situe à 10 600nm ce qui le place dans l'infrarouge plus lointain et lui confère une très bonne absorption dans l'eau (bien qu'elle soit 10 fois inférieure à celle du laser Er :YAG) et par conséquent dans les tissus mous.

Grâce à cette absorption élevée cela confère la possibilité de couper, volatiliser ou coaguler les tissus en fonction du niveau d'énergie. Ces effets seront dépendants de la quantité d'eau intratissulaire.

Son absorption étant importante dans l'ensemble des minéraux composants les tissus durs, il va entraîner une accumulation immédiate de chaleur provoquant des dommages thermiques sur ces tissus (cratérisation, fusion, carbonisation).

Son application principale est la chirurgie esthétique et fonctionnelle des tissus mous (décapuchonage des dents de sagesse, gingivoplastie, etc...).

Il peut être utilisé en mode continue, pulsé ou super pulsé (10).

1.5. Particularités des lasers

1.5.1. Longueur d'onde

La longueur d'onde des lasers définit leur absorption par différents tissus et donc leur capacité à les traverser afin d'aller céder leur énergie progressivement en profondeur.

Ainsi un laser ayant un coefficient d'absorption élevé ne traversera que très peu les tissus et aura une action très efficace sur la surface d'impact du tissu.

A l'inverse un laser dont le coefficient d'absorption est faible sera très pénétrant et aura une action sur les tissus sous-jacents.

C'est donc la longueur d'onde de chaque laser qui lui donnera cette particularité essentielle (10).

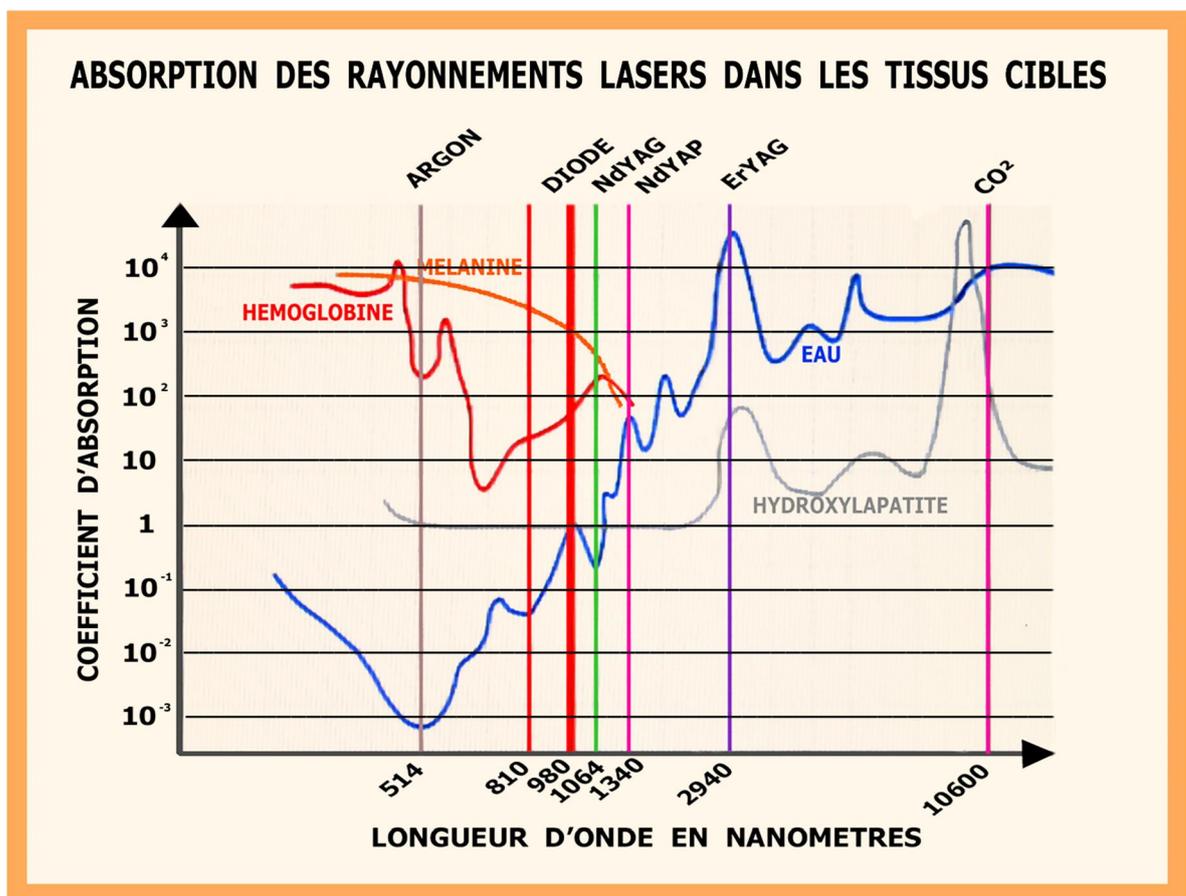


Figure 10: absorption des rayonnements lasers dans les tissus cibles (source internet : <https://journal-stomato-implanto.com>)

Sur cette courbe d'absorption des principaux constituants de nos tissus (fig 10) on remarque qu'il existe un intervalle de longueur d'onde (entre 800 et 1400 nm) où les coefficients d'absorption dans l'eau, dans la mélanine et dans l'hémoglobine se côtoient avec des valeurs voisines.

Dans cet intervalle se situent les lasers diode et Nd:YAG qui sont donc faiblement absorbés par l'eau mais fortement absorbés par la mélanine et l'hémoglobine et cela leur confère donc un caractère pénétrant dans les tissus mous.

Les longueurs d'ondes situées plus loin dans l'infrarouge (tel que les lasers Er:YAG ou CO₂) auront une absorption différentielle plus spécifique et beaucoup plus importante, ils seront donc moins pénétrants.

Ces longueurs d'ondes sont donc intéressantes pour une utilisation plus spécialisée dans l'action sur les tissus durs et les tissus mous.

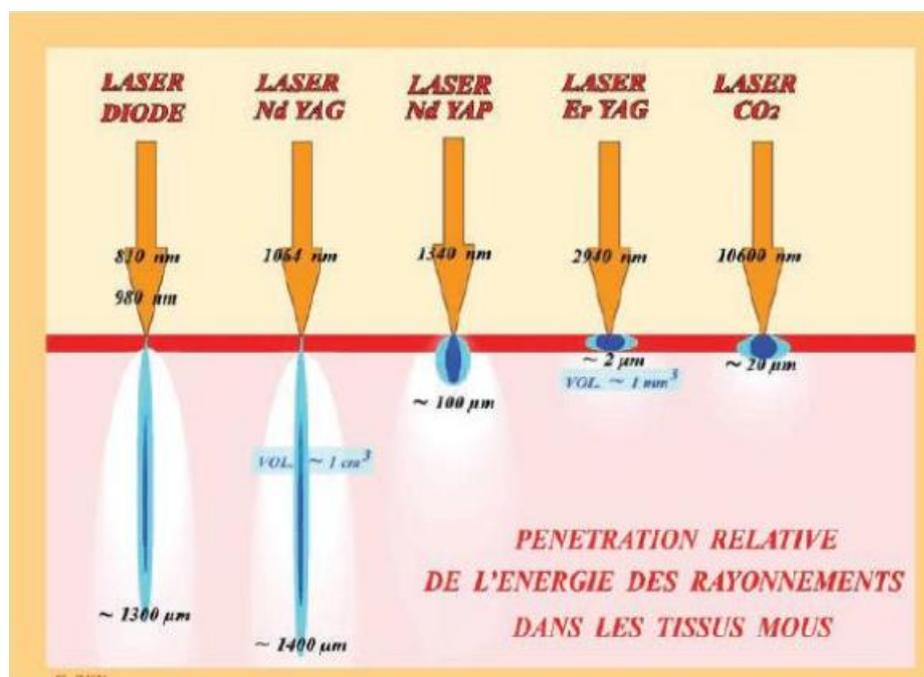


Figure 11: pénétration relative des différents lasers dans les tissus mous (source internet : <https://scm-chateaubriand-chirurgiens-dentistes.fr>)

La figure 11 nous montre la pénétration différentielle obtenue par les longueurs d'ondes des principaux laser dans les tissus mous et donc leur absorption immédiate ou progressive.

L'énergie laser est diffusé dans les tissus au fur et à mesure de la pénétration.

Ainsi à puissance égale, la même énergie est communiquée aux tissus mais elle est absorbée presque immédiatement pour les lasers à faible pénétration alors qu'au contraire elle est transmise avec diffusion et pertes progressives pour les lasers pénétrants.

Par exemple l'énergie du laser Er :YAG sera absorbé sur un volume de 1mm³ tandis que celle du Nd :YAG le sera sur 1cm³.

1.5.2. Système de transmission

Le transport du rayonnement depuis la sortie du tube laser jusqu'aux tissu vivants est essentiel de même que la facilité d'accéder aux zones délicates sans masquer notre champ de vision.

Les fibres optiques en silice ordinaire transmettent très bien les longueurs d'onde comprises entre 400 et 2000nm et sont équipés à l'extrémité d'une pièce a main ergonomique

Il existe également un système de transmission par bras articulé équipé de miroirs qui vont permettre de diriger le faisceau.

Au-delà de 2000nm l'utilisation de verres fluorés est nécessaire (11).

La puissance moyenne nécessaire à la majorité des applications en chirurgie dentaire se situe à un maximum de 4 ou 5W, ainsi le système de transmission le plus répandu est celui de la fibre optique classique.

1.5.3. Fluence

C'est un concept qui permet de mesurer l'efficacité de l'irradiation laser et de comparer les quantités d'énergies que reçoit le tissu cible.

La puissance à la sortie d'un laser s'exprime en Watts (W).

L'irradiance (= densité de puissance) est la puissance moyenne divisée par la surface du tissu exposé et est exprimée en W/cm².

La fluence est le produit de l'irradiance multiplié par la durée d'exposition et elle s'exprime en J/cm².

Une augmentation de la surface irradiée, avec une même énergie de sortie du laser, permet de diminuer grandement l'énergie reçut par le tissu cible (11).

Ainsi a puissance moyenne égale la valeur de la fluence variera selon le diamètre de la fibre utilisé (200 à 800um). Par conséquent la fibre de plus faible diamètre (200um) sera 2,26 fois plus énergétique que la fibre de 300um.

La fluence diminue avec le carré de la distance entre le tissu cible et l'extrémité de la fibre.

Ces grandeurs sont importantes à connaître pour comprendre les effets d'un rayonnement sur le tissu cible. La fluence dépend donc de 3 facteurs qui peuvent être réglés par l'opérateur :

- La puissance en watts qui est réglable sur le laser.
- La surface d'impact qui va dépendre du choix de la fibre et de la position utilisé par rapports aux tissus (défocalisé ou contact).
- Le temps d'application qui peut être défini dans les fonctions du laser ou contrôlé par l'action sur la pédale (10).

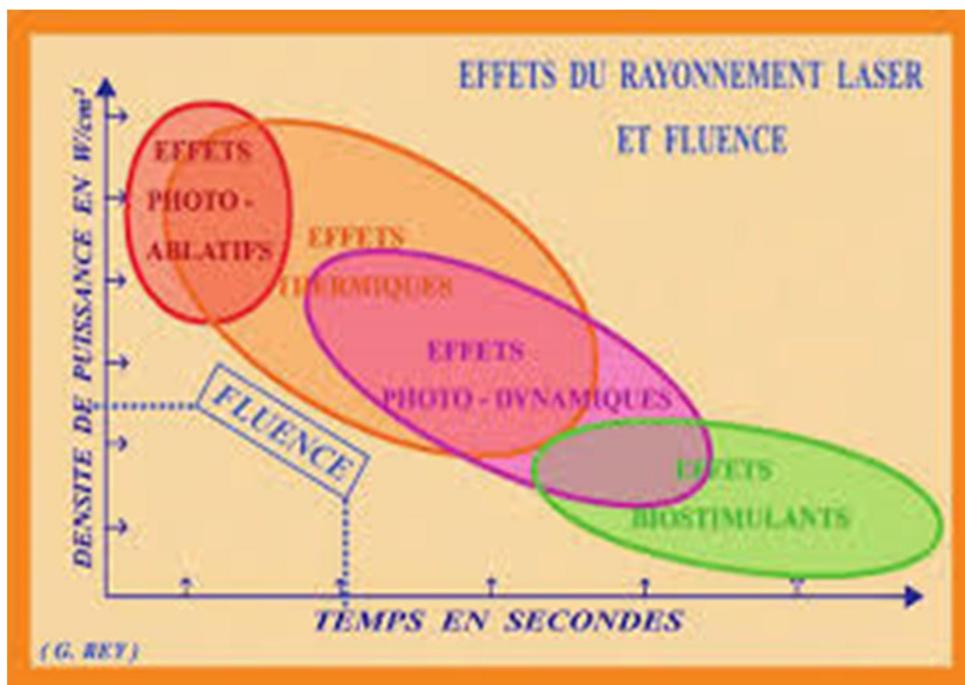


Figure 12: effets des lasers en fonction de la fluence (source internet : <http://www.ppc.com.fr>)

1.6. Effets principaux des lasers

On distingue 7 effets principaux des lasers.

Certains effets seront donc directement vérifiables à l'œil tandis que d'autres se situent sous la limite des effets visibles grâce à l'utilisation de laser plus pénétrants.

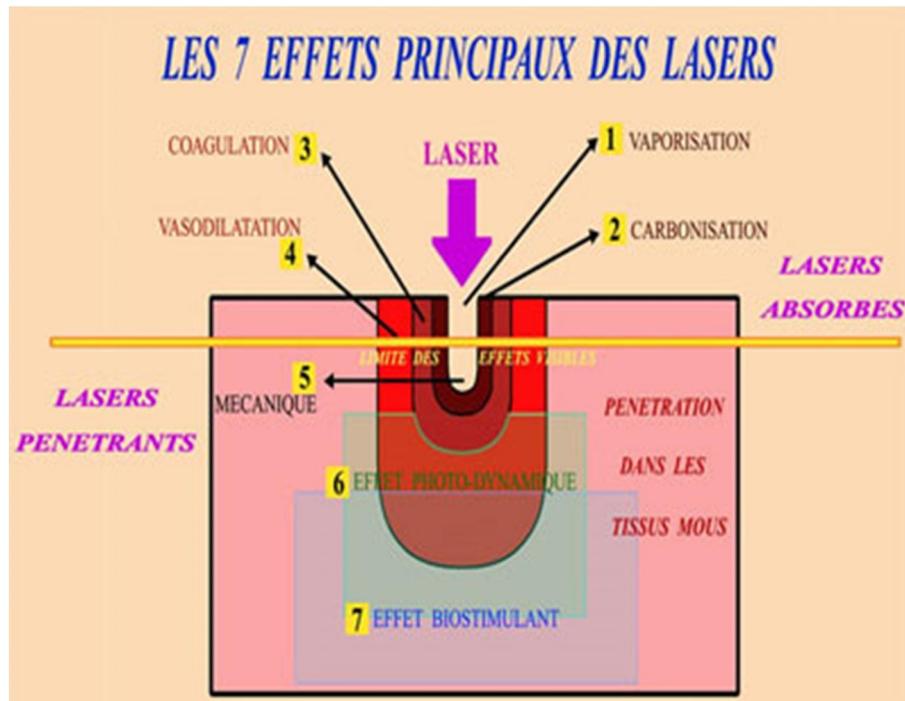


Figure 13: effets principaux des lasers (source internet : <https://www.laserdentaire.net>)

1.6.1. Effet photo-ablatif (vaporisation)

Il s'agit d'une vaporisation des tissus mous sans engendrer de nécrose sur les bords. Cet effet n'est pas en lien direct avec l'apport de chaleur. Il est déterminé par l'absorption dans l'eau de la longueur d'onde du rayonnement laser. Plus le coefficient d'absorption sera grand, plus le seuil d'ablation sera bas.

Le laser Er:YAG possède un coefficient d'absorption dans l'eau élevé, il aura donc de très bons effets photo-ablatifs. Cela lui donne donc des indications pour les actes chirurgicaux permettant une ablation de tissus sans lésion thermique sur les berges.

Cet effet aura lieu pour des puissances élevées appliquées sur de temps courts, séparés par des temps de repos afin d'éviter le risque de nécrose des tissus (12).

Par exemple un frein fibreux peut être traité facilement par vaporisation et ainsi aucun point de suture n'est nécessaire. Une biostimulation peut être effectuée à la suite afin de favoriser la cicatrisation.

1.6.2. Effets thermiques

L'énergie lumineuse va être absorbée et transformée en énergie thermique, entraînant une augmentation de température du tissu ciblé.

En fonction du niveau d'échauffement des tissus on va pouvoir observer différents effets.

EFFETS DE L'ENERGIE THERMIQUE SUR LES TISSUS VIVANTS	
~ 45°C	VASODILATATION SAIGNEMENT PAR VASODILATATION
~ 50°C	PERTURBATION de L'ACTIVITE CELLULAIRE
~ 60°C	COAGULATION DENATURATION des PROTEINES
~ 70°C	DENATURATION du COLLAGENE
~ 80°C	CARBONISATION CARBONISATION et NECROSE TISSULAIRE
~ 100°C	DESHYDRATATION par VAPORISATION de L'EAU
> 100°C	VAPORISATION VOLATILISATION des TISSUS

LIMITE BIOLOGIQUE

Figure 14: effets de l'énergie thermique sur les tissus
(source internet : <https://journal-stomato-implanto.com>)

1.6.2.1. Vasodilatation

Lorsque l'effet thermique du laser est inférieur à 50°C on entraîne un effet de vasodilatation, qui va permettre un saignement des alvéoles ou des sites opératoires lorsque l'on veut un apport de sang et de facteurs de croissance naturels. Au delà de 50°C on engendre une perturbation de l'activité cellulaire.

1.6.2.2. Coagulation

Avec un échauffement des tissus entre 55 et 70°C, on obtient un effet de coagulation.

En effet cela va provoquer la dénaturation des protéines plasmatiques engendrant une augmentation de la viscosité du sang.

Cet effet sera très utile afin de favoriser la cicatrisation en permettant de former un caillot sanguin protecteur dans les alvéoles ou d'arrêter le saignement lors d'actes chirurgicaux.

1.6.2.3. Carbonisation

Entre 75 et 85°C cela va conduire à une rétraction tissulaire et une déshydratation.

La carbonisation entraîne une mort cellulaire irréversible.

1.6.2.4. Vaporisation

Lorsque la température dépasse 100°C, le tissu se transforme en gaz et on observe une nécrose au niveau des berges de la zone vaporisé (5).

Dans le cas des effets thermiques, ils vont pouvoir être utilisés successivement afin d'aider à la cicatrisation :

Prenons l'exemple d'une poche parodontale que l'on aura décontaminé au préalable, on va pouvoir amener un saignement grâce à l'effet de vasodilatation afin d'avoir tous les facteurs de cicatrisation dans cette poche, puis on va augmenter la puissance du laser afin de coaguler le sang dans la poche parodontale et enfin pour carboniser très superficiellement le caillot sans chauffer excessivement l'intérieur

Cette carbonisation superficielle sera remplacée rapidement par de la gencive néoformée et cette protection biologique du caillot facilitera une cicatrisation naturelle rapide.

1.6.3. Effets mécaniques

Ces effets sont spécifiques aux lasers pulsés. Pour cela il leur faut combiner des impulsions extrêmement brèves avec une puissance de crêtes assez élevée. L'expansion rapide de volume lorsque l'eau passe de l'état liquide à gazeux va engendrer une onde de choc.

On va pouvoir créer une déstabilisation des biofilms par vaporisation des molécules d'eau. Les bactéries ne seront donc plus protégées par le biofilm et se retrouvent isolées, cela les rend plus vulnérables au système immunitaire.

Cet effet « canon » va également permettre de propulser le ciment d'obturation et permet donc une application dans les obturations des deltas apicaux en endodontie (13).

On y retrouve le laser Nd:YAP, le laser Nd:YAG mais également le laser Er :YAG

1.6.4. Effets photochimiques ou photodynamiques

On entre désormais dans le domaine sous la limite des effets directement visibles.

Aussi appelé photo-chimiothérapie ou thérapie photodynamique (PDT) cet effet représente l'activation d'une substance par un rayonnement mono ou polychromatique et cela va induire des réactions d'oxydoréduction dont l'accepteur d'énergie est l'oxygène. Le déclenchement de la réaction exige une concentration en oxygène des tissus supérieure à 2%.

Il s'agit donc d'une exposition à la lumière qui entraîne un transfert d'énergie vers l'oxygène qui donne des radicaux libres et de l'oxygène singulet, lequel va entraîner un effet toxique sur les micro-organismes pathogènes.

Ceci permet une action bactéricide sans développement de résistance bactérienne, de phénomène allergique et de contre-indication contrairement à l'utilisation des antibiotiques (14).

Les lasers qui sont le moins absorbés en surface seront donc les plus efficaces pour les effets photodynamiques.

Exemple : Dans le cas de lésion infectieuse parodontale, (après une préparation initiale essentielle) on peut déposer du peroxyde d'hydrogène à 3% dans la lésion puis utiliser un laser (3 à 4W en mode pulsé) afin d'impacter l'oxygène et obtenir ainsi un effet bactéricide.

1.6.5. Effets biostimulants

Le terme biostimulation est utilisé pour décrire l'action du laser sur la modification de l'équilibre cellulaire.

Elle résulte des effets photochimiques, photoélectriques et photothermiques produits par des énergies faibles pendant des temps d'applications plus longs.

On les retrouve également sous le nom de LLLT (pour Low Level Laser Therapy)

Le laser diode est le plus utilisé pour obtenir cet effet.

Un quantum de lumière, constitué par un faisceau de photons, va déclencher des modifications du métabolisme cellulaire.

Les quanta de lumières sont absorbés par la cellule qui réagit par un processus de régulation cellulaire : action sur la chaîne respiratoire mitochondriale et augmentation de l'adénosine triphosphate (ATP).

Le résultat sera une prolifération des macrophages, lymphocytes, fibroblastes, cellules endothéliales et des kératinocytes mais également une libération de facteurs de croissance et la synthèse de collagène.

L'augmentation du nombre de macrophages va permettre une action anti-inflammatoire.

La biostimulation permet également une augmentation de l'activité ostéoblastique et de la vascularisation ce qui va engendrer une augmentation de la formation osseuse.

Ces réactions en chaînes dues à une énergie photonique pénétrante et peu thermique vont permettre de favoriser la guérison avec des suites indolores (17) (18).

Pour obtenir cette biostimulation la fenêtre d'action se fait avec des fluences comprises entre 0,05 et 0,5J/cm² avec des temps d'expositions de 30 à 120 secondes.

En défocalisant la fibre, on augmente la surface concernée et on obtiendra des fluences biostimulatrices. Le déplacement de cette fibre se fera à vitesse moyenne par un mouvement de balayage au-dessus de la zone à stimuler (15).

Conclusion :

- Les effets photo-ablatif ont besoin de puissances élevées sur des temps d'utilisation courts, espacés par des temps de repos.
- Les effets photochimiques nécessitent des puissances moins élevées sur des temps d'application plus longs mais toujours espacés de temps de repos.
- Les effets biostimulants nécessitent des densités de puissance faibles grâce à une plus grande surface d'impact. Les temps d'applications pourront donc être plus longs sans provoquer d'effets thermiques secondaires.
- Les effets thermiques se superposent aux autres effets. Lorsqu'ils ne sont pas souhaitables ils pourront être réduit par les temps de repos, le réglage de la puissance et le déplacement de la fibre.

1.7. Traitement initial des maladies parodontales

1.7.1. Nouvelle classification

En 2017, le consensus des groupes de travail du séminaire international EFP/AAP de Chicago a mis à jour une nouvelle classification des maladies et affections parodontales et péri-implantaires (16).

On distingue dans cette classification 3 changements importants :

- Étendre la classification ARMITAGE de 1999 aux conditions péri-implantaires (17).
- Reconnaître les maladies péri-implantaires.
- La distinction parodontite chronique/agressive est remplacée par un modèle reposant sur le stade et l'importance de la maladie.

Désormais 3 diagnostics sont possibles :

- Parodontite
- Maladie parodontale nécrotique
- Parodontite manifestation clinique d'autres maladies

Elles sont définies par 3 critères :

- L'identification du patient comme un cas de parodontite
- L'identification du type spécifique de parodontite
- La description des signes cliniques et des autres éléments qui peuvent affecter le traitement

Il y a désormais 4 stades et 3 grades

Le stade dépend largement de la gravité de la maladie et de la complexité de son traitement.

Le grade donne des informations supplémentaires sur :

- les aspects biologiques
- la progression passé et future
- le pronostic du traitement
- le risque que la maladie ou son traitement affecte la santé du patient (16).

		Stade 1	Stade 2	Stade 3	Stade 4
Sévérité	Perte d'attache interdentaire *	1 à 2 mm	3 à 4 mm	≥ 5 mm	≥ 5 mm
	Alvéolyse radiographique	Tiers coronaire <15%	Tiers coronaire 15 à 33%	≥ 50%	≥ 50%
	Dents absentes pour raison parodontales	0	0	≤ 4	≥ 5
Complexité	Profondeur de poche	≤ 4 mm	≤ 5 mm	≥ 6 mm	≥ 6 mm
	Alvéolyse radiographique	Horizontale essentiellement	Horizontale essentiellement	Verticale ≥3 mm	Verticale ≥3 mm
	Lésions inter-radiculaires	Non ou classe I	Non ou classe I	Classes II ou III	Classes II ou III
	Défaut crestal	Non ou léger	Non ou léger	Modéré	Sévère
	Besoin en réhabilitation complexe**	Non	Non	Non	Oui

Figure 15: stades de la parodontite (tiré de l'article de Papapanou et al. (16))

* au site le plus atteint

** en raison de dysfonction masticatoire, trauma occlusal secondaire (mobilité ≥ 2), effondrement occlusal, moins de 20 dents résiduelles (10 paires antagonistes), etc

Descripteurs complémentaires :

- (1) distribution : molaires, pm et/ou incisives;
- (2) étendue : localisée < 30% des sites, généralisée ≥ 30% des sites

	Taux de progression	Grade A Lent	Grade B Modéré	Grade C Rapide
Critères	Perte d'attache ou alvéolyse radiographique sur les 5 dernières années	Non	< 2 mm	≥ 2 mm
	Ratio pourcentage d'alvéolyse/âge	< 0,25	0,25 à 1	> 1
	Ratio quantité de plaque/destruction parodontale	Importante/faible	Normal	Faible/importante *
Facteurs modifiants	Consommation quotidienne de cigarettes	Non	< 10	≥ 10
	Diabète	Non	Oui HbA1c < 7,0%	Oui HbA1c ≥ 7,0%

Figure 16: grades de la parodontite (tiré de l'article de Papapanou et al. (16))

* La destruction n'est pas en rapport avec les dépôts de biofilm : le schéma clinique suggère des périodes de progression rapide et/ou de maladie à début précoce (telles que localisations molaires/incisives; absence de réponse à la thérapeutique de contrôle bactérien standard)

1.7.2. Traitement initial d'une parodontite

La parodontite est une maladie infectieuse courante. L'accumulation de bactéries, en particulier les bactéries parodontopathogènes, en biofilms au niveau des dents et de la gencive peut entraîner une inflammation gingivale, des saignements gingivaux, la formation de poches parodontales, une résorption de l'os alvéolaire, la mobilité des dents et à terme la perte des dents.

La parodontite est donc principalement causée par des infections microbiennes sous-gingivales associées à une réponse inflammatoire de l'hôte (18).

Pendant longtemps, le traitement standard des maladies parodontales consistait en une association de détartrage et de surfaçage radiculaire, utilisant une combinaison de curettes manuelles et de détartrateurs à ultrasons, il en résultait des résultats assez bénéfiques (19).

Les instruments soniques et ultra soniques se sont démocratisés grâce au gain de temps pour le praticien comparés aux instruments manuels et à l'amélioration des résultats cliniques mais ils engendrent un contexte désagréable et stressant pour le patient à cause du bruit et des vibrations (20).

Ces traitements conventionnels ont d'autres limites, telles que la difficulté d'accéder aux poches parodontales profondes et autres structures anatomiques complexes et n'aboutit donc pas à l'élimination sous gingivale complète du tartre et du biofilm bactérien (21).

De ce fait le laser a été introduit dans le traitement de parodontite.

Les propriétés des lasers et leurs intérêts ayant été démontrés ci avant, nous allons aborder leurs indications en complément du traitement parodontal initial.

Nous nous intéresserons avant tout sur le laser Er :YAG : grâce son action sur les tissus durs et mous, à sa capacité à enlever le tartre sous gingival, et son action bactéricide favorisant une meilleure cicatrisation et une améliorations des paramètres cliniques (20,22,23).

Le laser Er:YAG étant très fortement absorbé par l'eau il ne fait pas parti des laser pénétrants et n'est pas reconnu pour obtenir d'importants effets de biostimulation, c'est pourquoi nous nous intéresserons également au laser diode pour cet aspect ainsi que pour son pouvoir bactéricide lorsqu'il est associé au peroxyde d'hydrogène (24–26).

1.8. Origine bactérienne des parodontites

Le nombre d'espèces bactériennes sous-gingivales dépasse 500 et les facteurs de l'hôte pouvant être impliqués dans la pathogenèse de la maladie sont également nombreux. Cependant, les méthodes actuelles de diagnostic de la maladie parodontale reposent principalement sur des critères cliniques tels que les paramètres inflammatoires, la profondeur des poches parodontales, le saignement au sondage et la perte d'attachement parodontal, ainsi que la présence de pathologie et de facteurs étiologiques reconnaissables.

En général, les maladies parodontales peuvent être traitées avec succès en détartrant et en effectuant des surfaçages radiculaires, et le maintien du succès du traitement pendant une période prolongée peut être atteint par une hygiène buccale régulière et méticuleuse.

Toutefois, d'une part, les patients où les sites malades, ne répondent pas exclusivement à la thérapie mécanique et continuent à perdre du tissu parodontal, même si le contrôle individuel de la plaque est raisonnable ; d'autre part, des opérations répétées d'instrumentation mécanique peuvent entraîner des dommages aux tissus durs (53).

Un équilibre bactérien est donc nécessaire afin de profiter d'une bonne santé parodontale.

Dans le cas d'une parodontite les bactéries parodontopathogènes ont pris le dessus.

L'étude bactériologique est donc primordiale pour identifier les bactéries en cause et pouvoir les combattre efficacement. Le microscope à contraste de phase est donc un élément très utile au cabinet afin d'analyser facilement ces parasites et bactéries.

L'analyse est faite à partir d'un prélèvement de biofilm sous-gingival qui est placé entre une lame et une lamelle dans une goutte d'eau ou de salive du patient. A l'aide d'un écran, il permet de montrer au patient la présence de ces hôtes indésirables qui nécessitent un traitement particulier et pourront le pousser à améliorer son hygiène bucco-dentaire (27).



Figure 17: microscope à contraste de phase (source internet)

Grâce au microscope on observera principalement :

- des bactéries pathogènes tels que :
 - spirochètes
 - vibrions
 - bâtonnets mobiles
 - fusobactéries

- des parasites impliqués dans un grand nombre de maladies parodontales :
 - amibes
 - trichomonas

D'autres bactéries seront invisibles au microscope à contraste de phase. Une analyse au laboratoire permettra ainsi de mettre en évidence les bactéries présentes et leurs quantités.

Une nouvelle analyse en fin de traitement va permettre de montrer la diminution de la charge bactérienne et donc de conforter l'action du traitement.

On décrit habituellement les bactéries en catégories dans les complexes rouge, orange, vert et jaune.

Bien que le complexe rouge soit le plus pathogène au niveau parodontal, les autres complexes sont également virulents avec des conséquences importantes sur la santé générale.

Parmi le complexe rouge on retrouve :

- **Porphyromonas Gingivalis**

Présente dans 89% des prélèvements des parodontites, c'est une bactérie GRAM(-), elle possède des propriétés d'adhérence importante et produit des enzymes protéolytique.

Elle peut envahir localement les tissus parodontaux et échapper aux mécanismes de défense de l'hôte. Ce faisant, elle utilise un ensemble de facteurs de virulence qui provoquent la dérégulation des réponses immunitaires et inflammatoires (28).

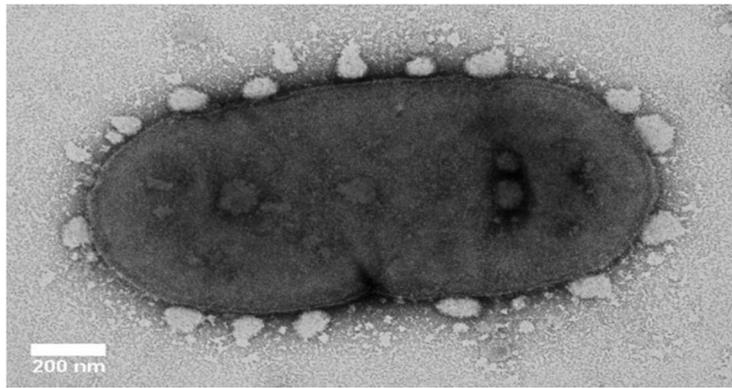


Figure 18: *porphyromonas gingivalis* au MEB (source internet : <https://perioprosthocc.wordpress.com>)

- **Tannerella Forsythia**

Présente dans la totalité des prélèvements, c'est une bactérie GRAM(-) anaérobie.

Elle engendre des destructions osseuses importantes et produit également une enzyme protéolytique : la pseudo trypsine.

T. forsythia est un organisme pathogène qui pourrait jouer un rôle synergique dans l'inflammation avec d'autres agents pathogènes parodontaux.

Cette bactérie a été incriminé dans de nombreuses études de provoquer la progression de la perte d'attachement clinique (27) (29) (30).

De plus, ses protéases pourraient contribuer à la virulence bactérienne de multiples façons. comme par exemple en dégradant les tissus parodontaux de l'hôte, en activant les enzymes de dégradation, en modifiant les protéines de la cellule hôte afin de favoriser la colonisation bactérienne (31).

T. forsythia est composé de glycoprotéines de surface cellulaire, telles que TfsA et TfsB, et est connu pour jouer un rôle dans l'adhérence, l'invasion et la suppression de l'expression des cytokines pro-inflammatoires (32).

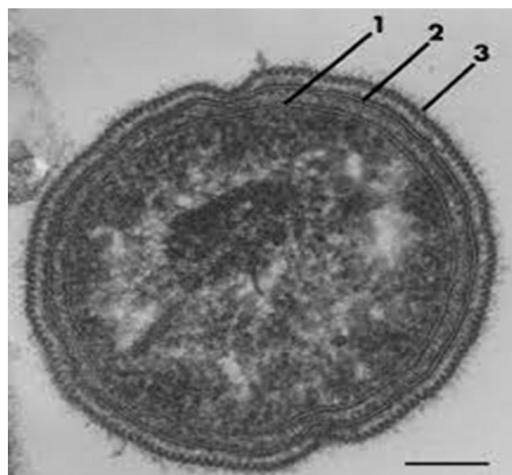


Figure 19: *Tannerella forsythia* au MEB (tiré de l'article de Tanner et al. (29))

- **Treponema Denticola**

Présente dans 84% des prélèvements, c'est un spirochète avec des propriétés d'adhérence à l'émail et de pénétration des tissus, elle produit également des enzymes protéolytiques.

Les spirochètes oraux constituent un faible pourcentage de la population bactérienne dans le fluide gingival d'individus en bonne santé parodontale, par contre ils sont abondants dans les poches parodontales (33).

T. denticola est ainsi retrouvé de manière abondante dans les poches parodontales. Il présente une association intime avec d'autres parodontopathogènes (tels que Porphyromonas gingivalis). Il est fortement retrouvé au niveau de l'interface plaque-tissu, et sa production de protéases est associée aux destructions tissulaires. Tous ces éléments amènent à le considérer comme un des contributeurs principaux des parodontites (34).

T. denticola, produit une protéase nommée dentilisine qui a la capacité d'activer les métallo-protéinases de l'hôte, engendrant une destruction de la matrice extra cellulaire (35).

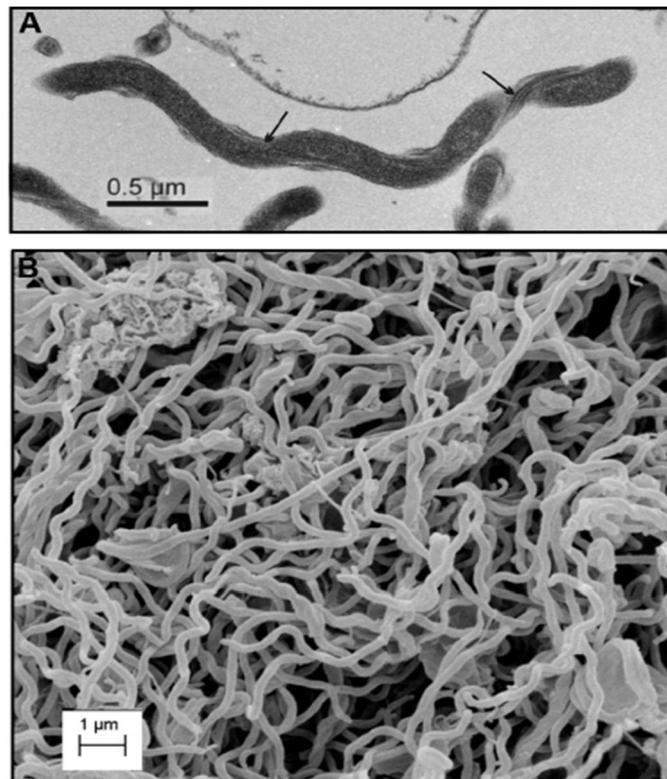


Figure 20: *Treponema denticola* au MEB (source internet : <https://www.researchgate.net>)

Dans le complexe orange on trouve :

- prevotella intermedia
- peptostreptococcus micros
- fusobactérium nucleatum

2. Applications en parodontologie et implantologie

2.1. Apport du laser Er : YAG dans les traitements

Le détartrage et le surfaçage radiculaire forment la méthode traditionnelle pour contrôler la microflore sous gingivale dans les traitements des parodontites.

Les objectifs du débridement sous gingival sont :

- Désorganiser le biofilm bactérien,
- Décontaminer et assainir la cavité buccale,
- Retrouver une flore compatible avec la santé parodontale.

A la fin des années 80, l'efficacité des instruments soniques et ultra soniques comparés aux instruments manuels a été démontré (21).

Pourtant même le détartrage utilisant des instruments ultra soniques a été rapporté comme étant incomplet (36).

On constate que l'anatomie radiculaire rend parfois compliqué l'acquisition d'une surface radiculaire biologiquement compatible. On citera les zones interproximales, les furcations, la jonction émail-cément et les dents pluri-radiculées (20).

En considérant ces difficultés à obtenir un traitement parodontal optimal, le laser Er:YAG a été introduit en tant qu'alternative ou complément aux traitements conventionnels.

Le laser Er :YAG possède une longueur d'onde de 2940nm qui est très absorbé par l'eau et cela va entraîner la vaporisation de l'eau contenue dans le tartre provoquant une augmentation interne de pression à l'origine de micro-explosions. On obtient ainsi une élimination efficace du tartre mais également du tissu cémentaire contaminé sur une fine épaisseur sans causer de dégâts thermiques. L'augmentation de la température intra-pulpaire lors de l'utilisation du laser Er :YAG a été constaté comme étant peu importante et non délétère (37).

Dans cette étude *in vitro*, Aoki et al. (37) ont observé sous microscope électronique à balayage l'efficacité du laser Er :YAG pour enlever le tartre sous gingival, sur 53 dents extraites, avec une énergie autour de 40mJ/pulse sous irrigation, et ont ainsi suggéré son application clinique. Les résultats montrent que ce laser permet un niveau de nettoyage de la surface radiculaire identique à celui des instruments ultra soniques et qu'il permet également de retirer la couche superficielle de cément contaminé.

On observe sur la figure 21 la microrugosité de surface caractéristique du traitement au laser erbium : YAG (a et b) qui contraste bien avec l'aspect assez lisse et recouvert d'une « smear layer » de la racine traitée aux ultrasons (c et d).

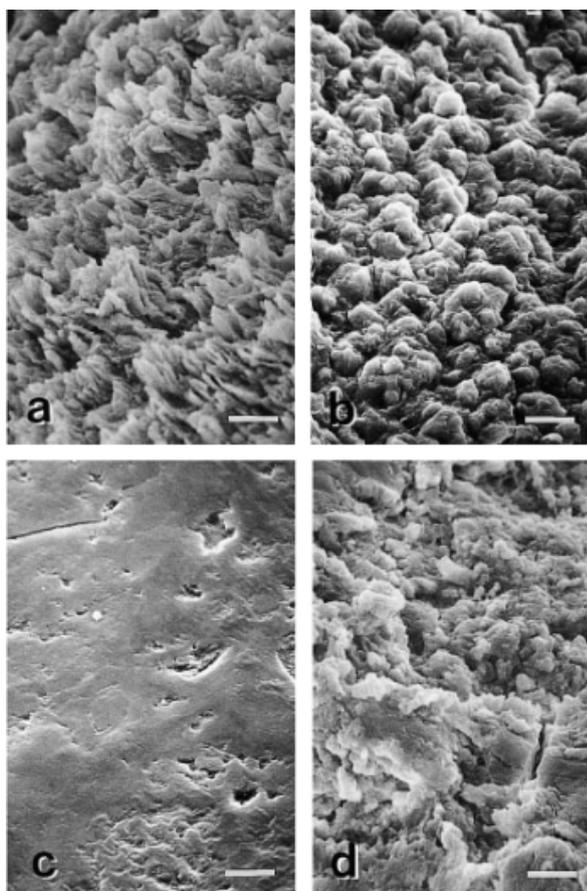


Figure 21: état de surface d'une racine traitée par laser er:YAG (a et b) et par ultrasons (c et d) (tiré de l'étude d'Aoki et al (37))

L'utilisation du laser entraîne l'obtention d'une surface presque absente de résidus de tartre (figure 22 et 23) mais présentant une certaine rugosité tandis que l'utilisation d'instruments manuels entraîne une perte plus importante de tissu radiculaire (figure 24) (38).



Figure 22: élimination du tartre grâce au laser Er:YAG sous irrigation à l'eau (tiré de l'étude de Ishikawa et al (8))

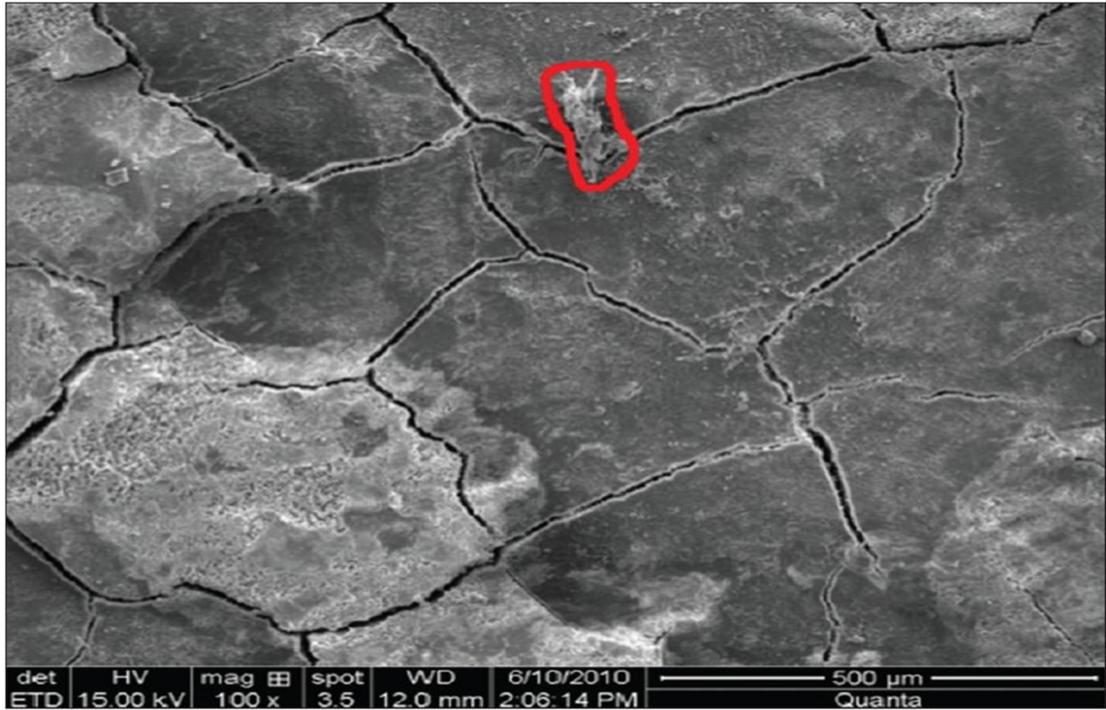


Figure 23: résidus de tartre après instrumentation manuelle + laser Er:YAG (grossissement x100) (tiré de l'étude de Mishra et al (38))

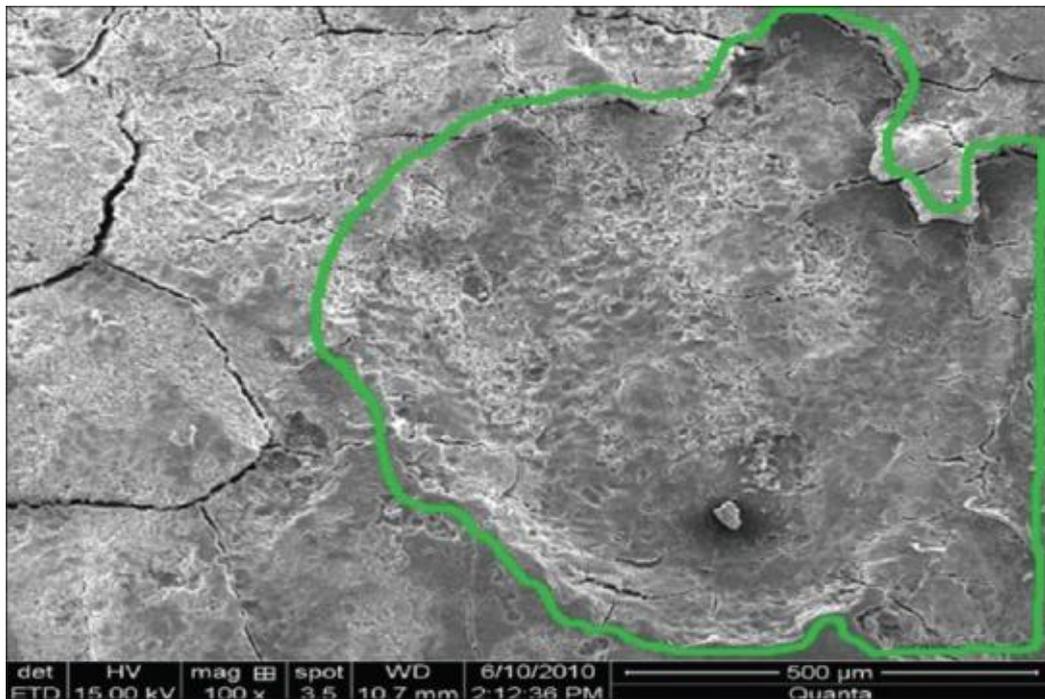


Figure 24: perte de substance après instrumentation manuelle (grossissement x100) (tiré de l'étude de Mishra et al (38))

D'autres études (37) (39) (40) ont voulu démontrer les changements caractéristiques de la surface radiculaire traitée par laser Er:YAG. Pour cela des études histologiques et des examens au microscope électronique à balayage (MEB) ont été effectuées et montrent des pertes partielles de ciment mais pas de fissures ou d'effets thermiques comme des fusions ou des micro fractures (que l'on rencontre habituellement après un traitement par laser CO2 ou Nd:YAG).

Après traitement avec le laser Er :YAG la surface obtenue est rugueuse mais pour autant cette rugosité de surface n'a pas d'influence négative et elle est considérée comme compatible avec la cicatrisation parodontale (38).

Selon d'autres auteurs, cette surface obtenue après utilisation du laser Er :YAG permettrait de promouvoir la colonisation par les fibroblastes (41).

Parmi tous les lasers couramment utilisés dans le domaine dentaire, le laser Er :YAG s'est révélé être le laser le plus prometteur pour le traitement parodontal. Son excellente capacité à éliminer efficacement les tissus durs et le tartre sans production d'effets thermiques secondaires importants sur les tissus adjacents a été démontrée dans de nombreuses études (42) (43).

Plusieurs études cliniques ont rapporté l'application du laser Er: YAG au traitement parodontal :

- Une étude de Gaspirc et al. (43) réalisée sur 60 échantillons de racine a permis de montrer que le laser Er :YAG modifie la morphologie et le processus de diffusion au niveau de la surface des racines sans causer de dégâts thermiques, alors que le Nd: YAG va modifier la structure chimique des protéines de la racine entraînant une réduction de la biocompatibilité.
- Watanabe et al. (44) ont réalisé une étude comprenant 91 patients au total, les résultats démontrent une élimination efficace du tartre sous-gingival sans effets secondaires et une réduction des poches après utilisation du laser Er: YAG. Ils observent également moins de saignement au sondage et une amélioration de la cicatrisation après traitement au laser.
- Une étude de Schwarz et al. (45) comportant 20 patients atteints de parodontite rapporte que le traitement des poches parodontales au laser Er :YAG, par rapport au débridement mécanique classique, permet d'obtenir des résultats égaux ou supérieurs six mois après le traitement. Il entraîne également une réduction significative du saignement lors du sondage (de 56% initialement à 13% après 6 mois) et une amélioration du niveau d'attachement clinique. Une diminution du nombre de spirochètes a également été observé.

- Dans une autre étude de Schwarz et al. (46) contenant également 20 patients, il a été démontré qu'un traitement parodontal non chirurgical avec le laser Er: YAG permet une amélioration significative des paramètres cliniques (indice de plaque, saignement au sondage, profondeur de poche, récession gingivale et niveau d'attachement clinique) 12 mois après le traitement. On peut donc constater une stabilité des résultats dans le temps.

Les résultats de ces essais cliniques contrôlés et de ces études de cas cliniques permettent de penser que l'utilisation du laser Er: YAG pour le traitement parodontal non chirurgical peut être sans danger, car ce dispositif peu invasif permet l'instrumentation de poches très profondes sans traumatisme majeur des tissus durs et mous. Il entraîne une amélioration significative des signes cliniques (diminution du saignement au sondage, réduction de la profondeur de poches, gain du niveau d'attachement clinique, diminution des récessions gingivales) par rapport au traitement « classique » (29,31).

2.2. Propriétés bactéricides du laser Er:YAG

Un des points fondamentaux des traitements parodontaux est l'élimination des bactéries parodontopathogènes afin de rétablir une flore compatible avec la santé parodontale. Or le laser Er:YAG a été rapporté comme présentant de fortes propriétés bactéricides (23).

Le laser Er:YAG étant très fortement absorbé par l'eau cela lui confère une capacité d'ablation des tissus par le mécanisme de micro-explosion expliqué précédemment, il en va de même pour les bactéries contenant une grande quantité d'eau.

Bien que les traitements parodontaux mécaniques seuls permettent d'améliorer les conditions cliniques, ils ne sont pas tous aussi efficaces dans l'élimination des différents types de bactéries.

Actinobacillus actinomycetemcomitans, qui est un parodontopathogène important dans le développement des parodontites, par exemple est connu pour être difficile à éliminer avec les moyens mécaniques classiques (47).

Ces limitations ont conduit à passer d'une approche purement mécanique à d'autres méthodes, ce qui inclut l'utilisation de procédures antimicrobiennes complémentaires tels que le laser. Or, l'effet bactéricide du laser Er:YAG contre les bactéries parodontopathogènes a été démontré dans une étude de Ando et al. (22). Ils ont cultivé *P. gingivalis* et *A. Actinomycetemcomitans* sur des plaques d'agar et les ont ensuite exposé au rayonnement du laser Er:YAG. Les résultats montrent que le nombre de bactéries survivantes a significativement diminué suite à l'application du laser.

Il a également été démontré que cet effet bactéricide pouvait être utilisé dans les canaux radiculaire et sur les surfaces implantaires (23,48).

De plus, ce laser permet non seulement d'éliminer les bactéries, mais aussi d'inactiver les toxines bactériennes présentes dans le ciment contaminé de la racine (49).

Dans une autre étude, Yamaguchi et al. (50) utilisent 15 dents pour leur expérience et montrent que l'irradiation au laser Er:YAG élimine efficacement la plupart des lipopolysaccharides présents sur les surfaces radiculaires (jusqu'à 83% d'élimination dans leur expérience) et pourrait ainsi être utile pour permettre le conditionnement des racines.

A l'inverse du détartrage et du surfaçage radiculaire, après lesquels une « smear layer » (ou boue cémentaire) est souvent observée (51), il a été mis en évidence dans cette autre étude qu'elle n'était pas produite sur la surface traitée avec laser Er:YAG (42). Ceci suggère un avantage possible du laser dans le traitement parodontal, car la présence de cette boue serait néfaste pour la cicatrisation du tissu parodontal en inhibant potentiellement ou ralentissant le ré-attachement des cellules aux surfaces radiculaires.

De plus, le ciment et la dentine traités avec le laser Er:YAG (sous irrigation à l'eau) sont exempts de sous-produits toxiques tels que le cyanate (NCO) et le cyanamide (NCN-2), qui sont observés sur des surfaces traitées par un laser CO₂ (52).

Ces substances toxiques pourraient empêcher la ré-adhésion et la migration des fibroblastes. On note également que les températures extrêmement élevées, telles que signalées pendant l'irradiation au laser CO₂, ne se produisent pas lors de l'irradiation au laser Er: YAG avec irrigation à l'eau (52).

Dans l'étude de Schwarz et al. (45) des prélèvements sont effectués à 0, 3 et 6 mois après traitement au laser Er :YAG ou avec des instruments manuels. Le but étant de déterminer la concentration de spirochètes et de coccis. A 3 mois on observe une diminution des spirochètes et une augmentation des coccis sans différence significative entre les 2 groupes. Les sites sains sont associés à une faible quantité de spirochètes et un fort pourcentage de coccis tandis que les poches parodontale présente une relation inverse (53). Ainsi cette recolonisation à 3 mois témoigne d'un assainissement des poches traitées.

Folwaczny et al. (54) réalisent une étude *in vitro* dans laquelle ils utilisent le laser Er :YAG sur des surfaces radiculaires contaminées par différentes bactéries parodontopathogènes. Le but étant de vérifier l'efficacité bactéricide de ce laser et d'établir le lien entre le temps d'irradiation et la diminution de la charge bactérienne. 125 dents sont utilisées dans cette expérience et réparties en 5 groupes :

- Groupe A : 40 dents avec la présence de *Escherichia coli*
- Groupe B : 40 dents avec *Staphylococcus aureus*
- Groupe C : 15 dents avec *Aggregatibacter actinomycetemcomitens*
- Groupe D : 15 dents avec *Eikenella corrodens*
- Groupe E : 15 dents avec *Peptostreptococcus micros*

Les groupes A et B vont être testé avec 55, 75 et 105 pulses de 250us à 60mJ alors que les groupes C, D et E sont testés avec 55 et 75 pulses

Dans le groupe A on constate une diminution de la charge bactérienne de 67.8% avec 55 pulses, et de 85.8% avec 75 pulses. Avec les 105 pulses il ne reste que 5,5% des bactéries vivantes (fig 25).

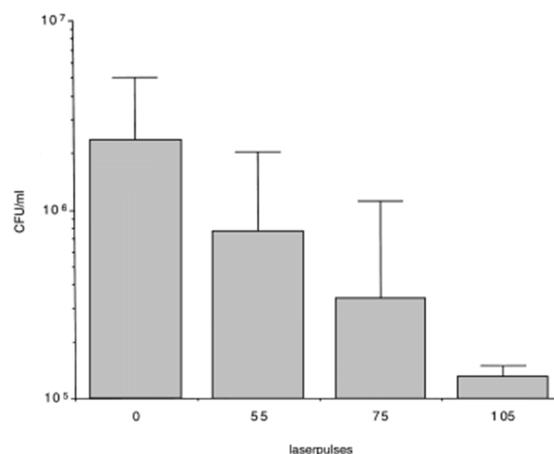


Figure 25: réduction d'*E. coli* en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))

Dans le groupe B, le nombre de *S. aureus* descend à 43,4% après 55 pulses, 21,9% après 75 pulses et jusqu'à 15,1% au bout de 105 pulses (ce qui correspond à une diminution de 84,9% de la charge bactérienne initiale) (fig 26).

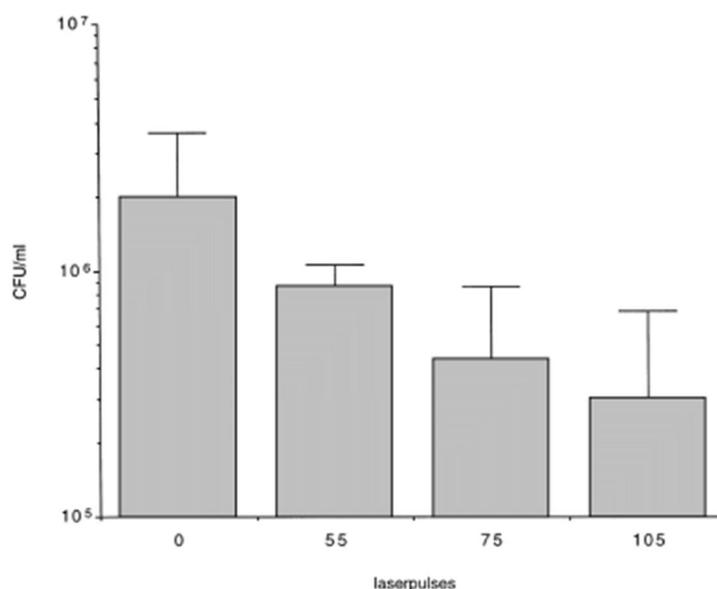


Figure 26: réduction de *S. aureus* en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))

Dans le groupe C, on obtient une réduction de la concentration de *A. actinomycetemcomitens* de 69,4% avec 55 pulses et de 91,7% après 75 pulses (fig 27).

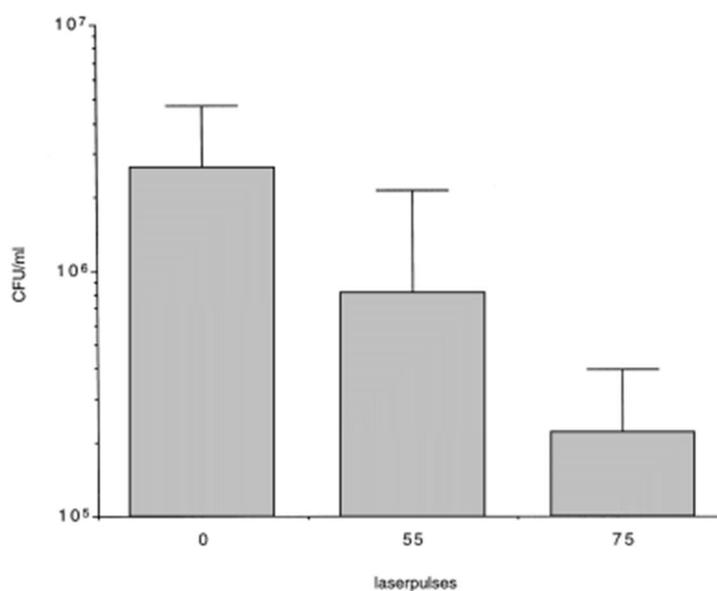


Figure 27: réduction d'*A. actinomycetemcomitens* en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))

Dans le groupe D, la réduction d'E. corrodens atteint 98,5% pour 55 pulses et 97% pour 75 pulses (fig 28).

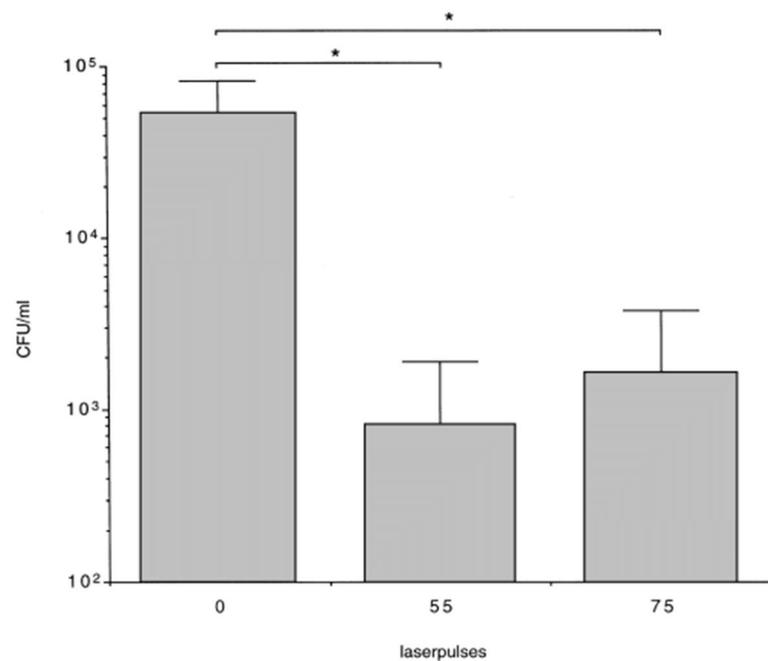


Figure 28: réduction d'E. corrodens en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))

Enfin dans le groupe D, la concentration restante de P. micros est de 14,4% après 55 pulses et de 22% après 75 pulses (fig 29).

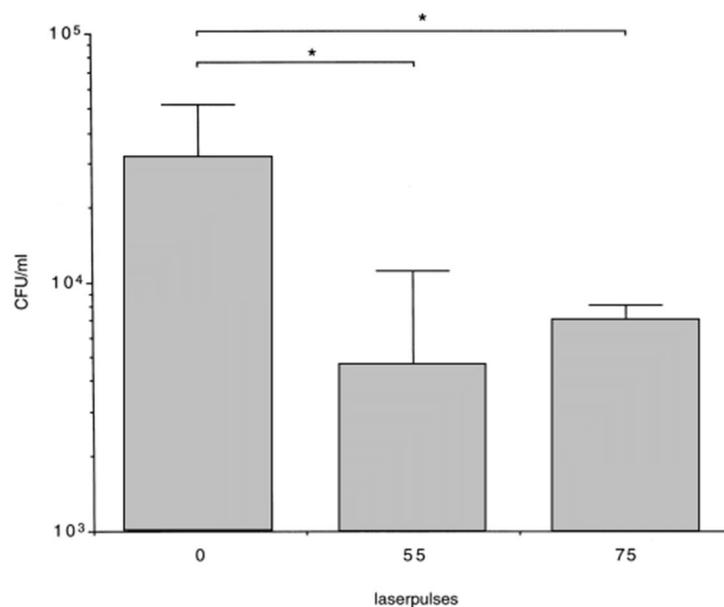


Figure 29: réduction de P. micros en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))

Les résultats de cette étude nous montrent une réduction évidente de la charge bactérienne quelle que soit l'espèce considérée. Bien que les auteurs émettent la possibilité d'une influence de la chaleur occasionnée lors de l'irradiation laser, on peut considérer que la diminution bactérienne est essentiellement liée à l'effet bactéricide du Er :YAG. Cela est conforté par les résultats de l'étude précédente de Ando et al. (22) sur l'élimination de P. gingivalis et A. actinomycetemcomitans.

Grace à son fort coefficient d'absorption dans l'eau, le laser Er :YAG possède un pouvoir bactéricide sur de nombreuses bactéries parodontopathogènes, y compris celles du complexe rouge. Les résultats d'études mettent en avant sa capacité à réduire la charge bactérienne.

2.3. Effets sur le tissu osseux

L'utilisation du laser Er :YAG pour le traitements des tissus durs en chirurgie dentaire a été approuvée par la US Food and Drugs Administration depuis 1997 (8).

Du fait de la forte absorption de sa longueur d'onde par l'eau le laser Er :YAG entraine moins de dégénération tissulaire avec une surface d'interaction très peu profonde.

Le rayonnement de ce laser étant très fortement absorbé par l'eau (et donc également par les éléments contenant de l'eau), le tissu cible va absorber l'énergie du laser, causant une augmentation rapide de la température, cela va former une « vapeur » entrainant une pression interne jusqu'à créer une destruction de la substance inorganique avant que le point de fusion ne soit atteint. Cela explique que les effets du laser Er :YAG ne sont pas liés qu'à des effets thermiques mais également par les micro explosions associées à l'évaporation de l'eau dans les tissus durs (55).

Dans une étude de Zeitouni et al. (56) ils ont cherché si il existait une différence entre une surface osseuse préparée avec un laser Er:YAG et celle préparée avec une instrumentation rotative classique ou un foret.

Après avoir été préparés, les échantillons d'os ont ensuite été décalcifiés, inclus en paraffine et soumis à une analyse histologique.

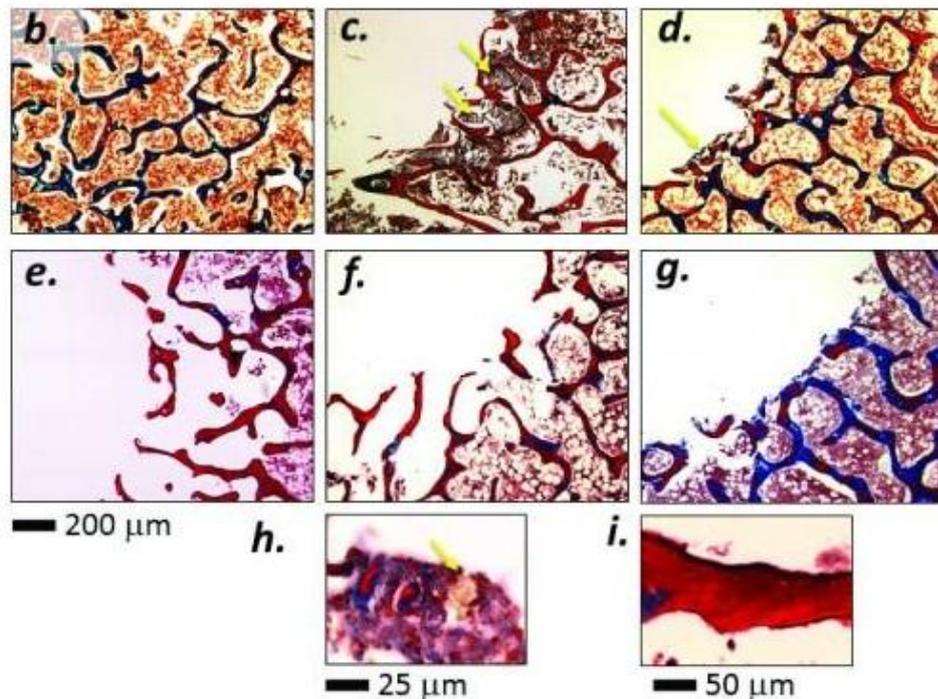


Figure 30: effets des différents instruments sur l'os (tiré de l'étude de Zeitouni et al (56))

Les trous percés avec le foret indiquaient des signes distincts d'effondrement trabéculaire au niveau des bords, avec des marques de carbonisation sévère sur le tissu osseux (figure c) ainsi que dans les cavités médullaires adjacentes au site de coupe.

Une carbonisation localisée a également été détectée sur l'échantillon utilisant une fraise dentaire conventionnelle, mais de manière moins importante (Figure d). Lorsque l'on augmente le grossissement, on observe des amas de cellules carbonisées et de débris carbonisés (figure h).

Les trous effectués au laser ne présentaient pas de signes importants de carbonisation et, lorsqu'ils en présentaient, ils étaient minimales (figures f et g).

Les résultats de cette étude indiquent que la carbonisation semblait augmenter avec l'augmentation de la puissance du laser, mais même au réglage le plus élevé, la carbonisation n'était pas aussi importante qu'avec le foret ou la fraise.

Ainsi on peut en conclure que le laser Er :YAG permet de préserver la structure trabéculaire lors de la coupe alors que les autres instruments entraînent un compactage trabéculaire lié aux dommages thermiques et abrasifs. On observe de cette manière une plus grande porosité au niveau des berges des trous formés par le laser permettant une meilleure cicatrisation. Cela se confirme sur le graphique (fig 31) comparant la porosité des différents échantillons (56).

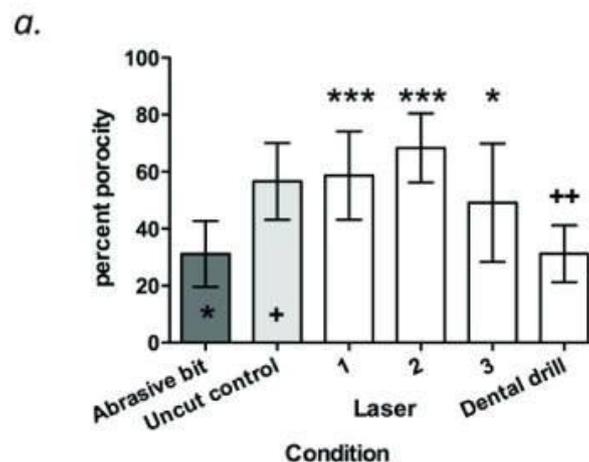


Figure 31: comparaison de la porosité de l'os en fonction de l'instrumentation (tiré de l'étude de zeitouni et al (56))

Une étude de Mizutani et al. (57) a voulu rechercher l'efficacité du laser Er :YAG à promouvoir la cicatrisation des tissus parodontaux après un lambeau d'accès (en comparaison avec l'utilisation classique de curettes). Les résultats de cette étude réalisée sur des chiens montrent d'une part que le retrait du tissu de granulation et le surfaçage ont été réalisés efficacement et plus rapidement avec le laser et d'autre part que la quantité d'os néoformé était plus importante dans le groupe du laser.

Ainsi on en conclut que le laser Er :YAG peut être utilisé de manière sûre et efficace pour les lambeau parodontaux et le traitement des tissus osseux sans créer de nécrose, tout en favorisant la néoformation osseuse (43).

2.4. Intérêt en implantologie

2.4.1. Situation initiale

Les implants constituent un traitement de réadaptation prothétique de plus en plus choisi par les patients présentant des dents absentes (58). Cependant, des études rapportent que jusqu'à 56% des patients implantés et 43% des sites d'implant peuvent être impliqués par le processus inflammatoire péri-implantaire, appelé péri-implantite (59).

La péri-implantite est décrite comme une infection autour d'un implant, associée à une inflammation et à une perte osseuse (59).

L'étiologie de la péri-implantite est multiple mais il semblerait qu'elle apparaisse plus souvent chez des patients fumeurs ou avec des antécédents de parodontite (60,61).

Les principes actuels du traitement de la péri-implantite sont basés sur les résultats des traitements parodontaux et peuvent être séparés en traitements mécaniques et/ou chimiques (62).

Selon Mombelli et al. (63) le traitement de la péri-implantite passe par l'acquisition d'une bonne hygiène buccale, la décontamination de la surface implantaire et la réduction ou suppression des poches parodontales permettant une ré-ostéointégration.

L'objectif principal des méthodes mécaniques est d'éliminer le biofilm des surfaces des implants. Cependant, ces méthodes peuvent endommager cette surface (visible en microscopie électronique à balayage) sans aboutir à une décontamination suffisante ou permettre une réduction significative de la profondeur de la poche (64).

En plus des moyens mécaniques, divers agents antimicrobiens chimiques systémiques et locaux (acide citrique, chlorhexidine, peroxyde d'hydrogène) et des antibiotiques ont été testés pour le traitement de la péri-implantite (62) (63) (65).

Ces agents ont pour but de compléter le traitement mécanique et permettent une élimination plus importante des parodontopathogènes. Néanmoins, les traitements antibiotiques ne sont pas sans présenter d'inconvénients et peuvent entraîner une augmentation des parodontopathogènes résistants aux antibiotiques, des réactions systémiques négatives et une immunosuppression chez les patients (63). De leurs côtés, les agents chimiques peuvent provoquer une irritation ou des lésions des tissus (66).

Afin d'éviter ce genre de complications le laser a été proposé comme traitement antimicrobien alternatif.

Le rayonnement du laser cible les parodontopathogènes localement et n'engendre pas de réaction systémique. Comme on a pu le voir précédemment, le laser Er :YAG a l'avantage d'éliminer des bactéries mais aussi des toxines bactériennes et des lipopolysaccharides (LPS) (49).

Actuellement, un certain nombre de lasers peuvent être utilisés en tant que techniques thérapeutiques innovantes permettant la réduction des saignements, de l'inflammation et de la douleur (67) (68) mais les plus utilisés sont le laser Er: YAG et le laser diode. Ils trouvent de nombreuses applications dans les procédures chirurgicales et non chirurgicales (68).

2.4.2. Intérêt dans la maintenance implantaire

Le laser Er :YAG a été proposé pour la maintenance des implants, tirant parti de son effet bactéricide, de sa simplicité technique et de l'absence de douleur et d'œdème postopératoires (69).

Une infection péri-implantaire engendre une inflammation des tissus mous environnants et peut provoquer une dégradation de l'os supportant l'implant. On y retrouve la présence d'une microflore sous-gingivale, presque identique à celle présente dans les poches parodontales et contenant une grande variété de bactéries anaérobies à Gram négatif (70).

Dans une étude in vitro Kreisler et al. testant 72 échantillons de titanes, ils ont pu mettre en avant le potentiel bactéricide élevé du laser Er : YAG sur des implants en titane possédant différentes caractéristiques de surface (23).

De plus, ils ont mené une autre étude où ils constatent une décontamination efficace des surfaces implantaires sans création de chaleur excessive (qui serait néfaste pour le pronostic de l'implant) (71).

Cela est confirmé par une expérience in vivo réalisée sur 8 implants par Schwarz et al. (72).

Mais aussi par une étude in vitro réalisée sur 60 échantillons de titanes analysés par thermographie infrarouge (73).

On s'est également intéressé à l'état de surface de l'implant après le traitement au laser Er :YAG (30-200mJ/pulse) sur 10 échantillons analysés ensuite par stéréomicroscope et microscope électronique à balayage, il en résulte une absence de perturbation de cette surface (73).

Dans une autre étude in vitro de 2017 réalisée par Eick et al. (74) un biofilm a été créé sur des disques de titanes et différentes méthodes ont été comparées pour l'élimination des bactéries présentes : technique manuelle (cur), thérapie photodynamique (pdt), laser erbium (er), et un échantillon test non contaminé (con)

Les résultats du test sur les disques de titane permettent d'observer que les valeurs les plus faibles de bactéries restantes ont été obtenues avec le laser Er: YAG. On note une diminution significative de *P. gingivalis*, et *T. forsythia* qui font partie du complexe rouge mais également de *F. nucleatum* qui appartient au complexe orange.

Ainsi il s'est avéré être le plus efficace pour réduire le nombre de bactéries dans les biofilms sur titane (figure 32).

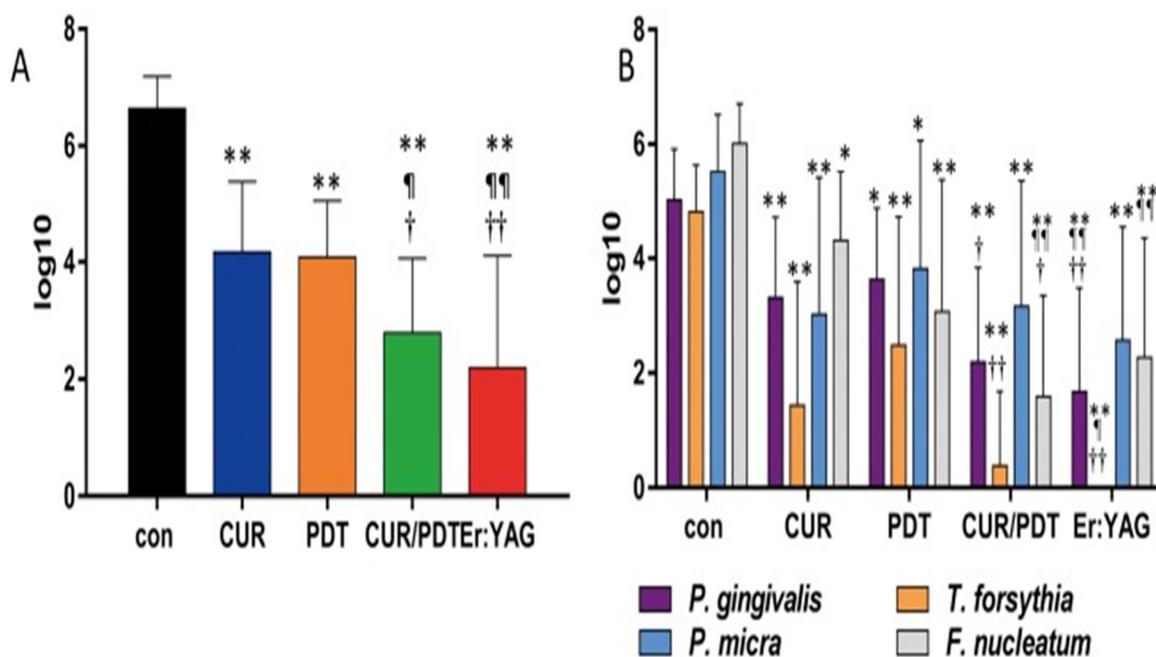


Figure 32: diminution du biofilm sur disques de titane (tiré de l'étude de Eick et al. (74))
 A=numération totale de toutes les bactéries, B=numération par type de bactérie

Cette étude a également permis d'observer un important taux d'adhésion des cellules ostéoblastiques sur les surfaces en titane traité par le laser Er: YAG, qui était même supérieur à celui observé sur des échantillons de contrôle (ne contenant pas de bactérie). Cette découverte confirme les résultats d'une autre étude sur la bonne adhésion des cellules ostéoblastique après décontamination de la surface de titane en utilisant le laser Er: YAG (75).

L'étude réalisé par Schvvarz et al. conclut que le laser Er: YAG permet une élimination plus efficace de la plaque précoce présente sur le titane que les curettes combinées à un rinçage à la chlorhexidine ou que les ultrasons (76).

Le laser Er: YAG a également été testé in vitro pour l'élimination d'un biofilm dans l'étude de Sennhenn et al. Les résultats indiquent qu'il a permis de diminuer significativement la viabilité du biofilm de *Candida albicans* (utilisation à 100 mJ, 10pulses/s et durée d'irradiation de 80s) et a montré une efficacité supérieure à celle du laser diode (77).

L'ablation élevée des biofilms par le laser Er: YAG lui permet de revêtir une importance particulière, car in vivo, les niches formées par la vis du pilier sont difficiles à atteindre à l'aide d'instruments manuels.

L'adhésion des cellules hôtes est inversement corrélée au nombre de bactéries restant à la surface après le traitement. Lorsque le biofilm n'est pas perturbé, il en résulte une quantité très faible de cellules épithéliales. Au contraire, si le biofilm a été fortement éliminé on obtient une augmentation du nombre de cellules épithéliales pouvant adhérer à nouveau.

Dans l'étude de Chen et al. bien que les bactéries aient été inactivées pour arrêter leur multiplication, des facteurs de virulence étaient toujours présents. On retrouve par exemple, des protéases de *P. gingivalis* qui ont le pouvoir de dégrader certaines molécules d'adhésion cellulaire et provoquer ainsi le détachement et l'apoptose des cellules épithéliales (78).

Après traitement des surfaces en titane avec le laser Er: YAG, aucune différence dans la fixation des fibroblastes gingivaux n'a été observée par rapport aux surfaces de contrôle exempts de bactéries.

Ceci confirme une autre étude in vitro de Kresler et al. où la décontamination d'un biofilm spécifique de *P. gingivalis* par le laser Er: YAG avec une énergie de pulsation de 60 mJ et à une fréquence de 10 pps n'a pas perturbé la croissance des fibroblastes gingivaux. (79).

Enfin dans une étude sur les marqueurs biochimiques, on a prélevé le fluide gingival péri implantaire après traitement au laser Er:YAG et on a constaté une diminution significative de la metalloprotéinase (MMP)-9 (qui est une enzyme impliqué dans la dégradation de la matrice extra-cellulaire) (80).

Le laser Er :YAG permet donc de décontaminer les surfaces implantaires en désorganisant le biofilm présent sans altérer la surface ni créer de dommages thermiques. Il a également la capacité de volatiliser les tissus nécrotiques. Son action bactéricide permet de réduire la charge bactérienne ainsi que certaines toxines et enzymes nocives. Cela favorise la recolonisation par les cellules épithéliales et ostéoblastiques et entraîne une meilleure cicatrisation.

2.5. Traitement de tissu de granulation

La possibilité d'utiliser le laser Er :YAG pour enlever le tissu de granulation lors de lambeau d'accès a été introduite par Sasaki et al. en 2002. Il permet une élimination efficace sans léser la surface radiculaire (81).

On peut observer nettement la différence d'aspect après traitement (fig 33)

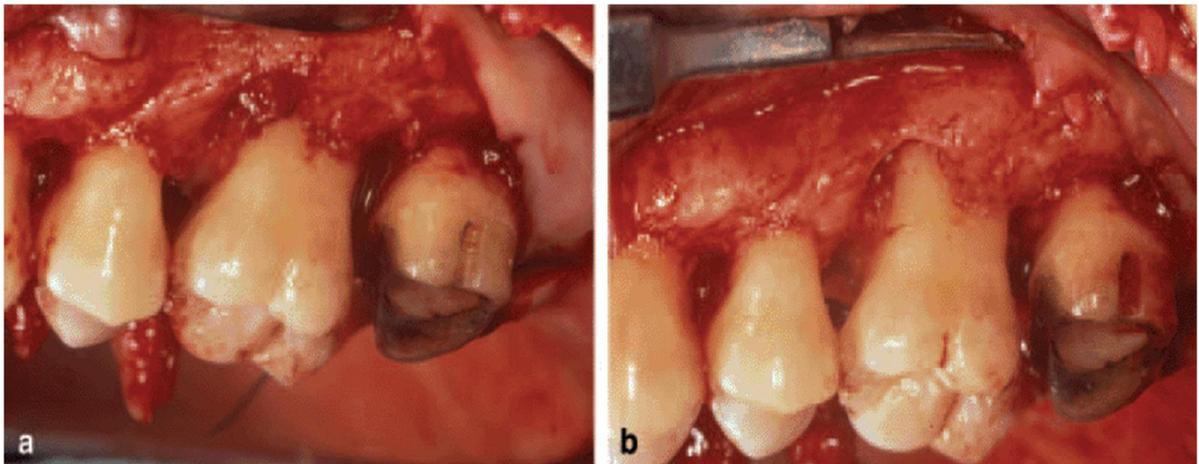


Figure 33: retrait du tissu de granulation à l'aide d'un laser Er:YAG (tiré du cas clinique de Sasaki et al. (81))

Le laser Er :YAG peut aussi être utilisé directement sur la surface implantaire et permet d'enlever le tissu de granulation qui reste imbriqué au contact du titane contaminé. Son effet décontaminant sur l'os exposé ainsi que sa capacité à préserver la structure trabéculaire et à augmenter la quantité d'os néoformé vont permettre de favoriser la cicatrisation de la lésion osseuse liée à l'infection péri-implantaire (10).

Une autre étude menée par Lu et al. (82) nous rapporte l'utilisation conjointe d'un laser Er :YAG et d'un laser diode illustré par un cas clinique d'extraction / réimplantation.

Le laser erbium est utilisé pour la dégranulation et la désinfection de la dent extraite et du site d'extraction.

Le laser diode est utilisé pour la biostimulation du site avant extraction et après la réimplantation.

Les résultats indiquent une absence de douleur post-opératoire, une cicatrisation sans incidents et une excellente régénération osseuse. Ils en concluent que le laser Er :YAG couplé au laser diode permet d'améliorer la réimplantation, ils préserveraient plus de cellules vivantes et favoriseraient la régénération osseuse (82).

2.6. Expansion de crêtes osseuses

Grâce à ses propriétés sur les tissus durs et mous le laser Er :YAG a été proposé pour réaliser des expansions de crêtes.

Il est intéressant car il va permettre l'activation du métabolisme osseux et ainsi une intégration rapide et sécurisante des implants tout en réduisant le risque de fracture et de nécrose de l'os exposé. Ce laser peut être utilisé dans un premier temps pour effectuer l'incision muqueuse puis au niveau crestal afin de réaliser une fine séparation de la crête.

L'étude réalisée par Stübinger et al. rapporte une efficacité de coupe satisfaisante avec un risque minimal de léser les tissus adjacents. La cicatrisation obtenue n'a pas été altérée et aucun signe de carbonisation n'a été retrouvé, l'échauffement de l'os est nettement diminué par rapport aux autres techniques (rotatif, piezochirurgie) (83).

La réalisation d'ostéotomie avec le laser Er :YAG a été prouvée comme présentant une plus grande précision et permet une meilleure cicatrisation osseuse par rapport à l'utilisation d'instruments mécaniques conventionnels (84).

Le laser Er :YAG s'inscrit donc comme une technique intéressante que ce soit lors de la pose d'un implant ou dans les étapes de maintenance grâce à sa capacité d'améliorer la cicatrisation osseuse.

2.7. Dépigmentation gingivale

La mélanine et l'hémoglobine sont les pigments les plus courants permettant la couleur « normale » de la gencive, c'est-à-dire rose. On peut retrouver des colorations gingivales physiologiques ou ethniques, elles ne sont pas considérées comme des problèmes médicaux mais plutôt esthétiques. Pourtant ces colorations peuvent être gênantes, d'autant plus dans le cas de sourire gingival (85).

Il existe de nombreuses techniques afin de procéder à cette dépigmentation (abrasion, cryothérapie, électro chirurgie, gingivectomie, lambeau, etc...) (85).

Grâce à ses capacités d'ablation des tissus mous, le laser Er :YAG a été introduit comme alternative dans le traitement de ses pigmentations gingivales.

Une étude menée par le service de parodontologie de l'université de Tel Aviv, a testé l'efficacité du laser Er :YAG (réglage 500 mJ/pulse et 10 pulses/s) pour le traitement des hyper pigmentations sur 10 patients. Ils en concluent que l'utilisation en mode défocalisé représente une méthode sûre et efficace dans les traitements des colorations mélaniques, permettant l'obtention de résultats esthétiques satisfaisants et une guérison sans événements indésirables. Il semble ainsi être le laser le plus indiqué pour ce genre de procédures (86).

Dans les résultats d'une autre étude incluant 140 sites traités, on constate que la préférence des patients et l'indice de douleur sont favorables au traitement par le laser Er :YAG (87).

De plus, ce laser peut également être utilisé dans l'ablation de colorations anormales de la gencive tels que les colorations métalliques (provenant de restaurations conservatrices ou prothétiques) (88).



Figure 34: dépigmentation au laser Er:YAG (tiré du cas clinique de Sato et al. (88))

2.8. Risques et inconvénients du laser Er:YAG

Lors de l'utilisation du laser Er: YAG, l'opérateur doit être conscient des risques possibles et la précaution doit être de mise pour minimiser ces risques. L'utilisation de réglages de puissance inappropriés, notamment une énergie trop élevée, pour le traitement des racines constitue un risque majeur. Lors de l'utilisation d'un laser, les réglages de la puissance mais également du temps d'application jouent un rôle primordial et doivent être réglés de manière appropriée afin d'éviter des effets secondaires sur le tissu traité (89).

Cela se confirme par une étude *in vitro* démontrant que les surfaces traitées avec le laser Er: YAG à 100 mJ/impulsion manifestaient un retard de croissance et d'adhésion des cellules gingivales par rapport aux surfaces traitées avec 60 mJ/impulsion (90).

L'étude histologique de Frentzen impliquant deux embouts laser différents a montré au MEB une augmentation de l'incidence et de la profondeur des cratères créés sur les surfaces des racines exposées en fonction de la puissance utilisée (89).

Cependant, la densité d'énergie calculée à l'extrémité de la sonde de contact utilisée dans cette étude était relativement élevée et inappropriée pour les surfaces radiculaires.

Il convient de souligner que l'efficacité du surfaçage au laser pourrait être améliorée en utilisant différents paramètres, tels que les taux de répétition et la durée des impulsions, et pas uniquement en augmentant l'énergie délivrée. L'angulation oblique de la pièce à main permet également de réduire l'impact sur les racines et de réduire le risque de cratérisation.

Un autre facteur limitant le taux d'ablation des tissus durs est le risque d'accumulation excessive de chaleur dans la dent et les tissus adjacents car une augmentation de température trop importante peut entraîner des dommages indésirables au niveau de la pulpe et de la surface radiculaire (91).

Un certain degré de chaleur est inévitable lors de l'utilisation du laser erbium, mais la majorité des études proposent l'utilisation d'eau comme agent de refroidissement pendant l'utilisation du laser Er: YAG afin de diminuer les effets thermiques et d'éviter tout effet nocif sur les tissus cibles (42) (52) (92).

Des intervalles plus longs entre les impulsions permet réduire l'effet thermique en évitant le transfert de chaleur vers les tissus environnants (91).

Du fait de sa longueur d'onde, le laser Er :YAG est très absorbé en surface et ne possède pas les effets de biostimulation que l'on peut retrouver avec des lasers pénétrants (tel que le laser diode). Certains auteurs évoquent donc la possibilité d'associer un laser pénétrant avec un laser absorbé afin de combiner les effets et d'améliorer les facteurs cliniques.

2.9. Biostimulation au laser diode

La biostimulation laser a été introduite en 1966 par Endre Mester, un professeur de chirurgie de Budapest.

On la retrouve également sous les termes synonymes de « low power laser therapy », « low level laser therapy », « low intensity laser irradiation », « low energy laser irradiation », « photobiomodulation », « non-thermal laser », « cold laser », et « soft laser », comprenant une puissance de sortie du laser entre 0,005 et 0,5W

De plus grands effets thermiques, incluant la thérapie photo dynamique (PDT) s'applique pour des puissances supérieures à 1W.

L'irradiation laser avec une puissance comprise entre 5 et 50mW a démontré qu'elle stimulait la guérison des plaies. Un faisceau défocalisé pouvant aller jusqu'à 500mW permet d'accélérer le traitement.

La densité d'énergie incidente de 1 à 4 J/cm² a été identifié comme la plus efficace et favorise la réduction de l'inflammation et de la douleur dans des tissus plus profonds (comme les nerfs, les récepteurs de la douleur...) (93).

L'utilisation de la biostimulation repose principalement sur la capacité de l'énergie laser de faible intensité à une longueur d'onde donnée, de modifier les activités cellulaires (en augmentant le métabolisme cellulaire et la prolifération des fibroblastes et des kératinocytes) (24).

Des études *in vitro* et *in vivo* ont permis de démontrer la capacité de l'énergie laser à stimuler les fibroblastes, les cellules immunitaires et épithéliales mais aussi la libération de facteurs de croissance. Elle permet également de favoriser une meilleure angiogenèse et une réduction des douleurs post- opératoires. Tout cela conduit à une amélioration de la cicatrisation (25) (94).

Dans une étude *in vitro* de Bozkurt et al. réalisé en 2017 (95) le but était d'évaluer les effets de la biostimulation par laser diode sur les cémentoblastes.

Une augmentation statistiquement significative des expressions d'ARNm d'Ibsp (Integrin Binding Sialoprotein), Bglap (Bone Gamma Carboxyglutamata protein) et BMP-2,3,6,7 (Bone Morphogenetic protein) a été notée dans le groupes traité par laser par rapport au groupe de contrôle non traité. Ces sont des gènes impliqués dans le développement et le remodelage osseux.

L'irradiation au laser a induit la formation de nodules minéralisés de cémentoblastes. Les résultats de cette étude révèlent que la biostimulation du laser diode module le comportement des cémentoblastes en induisant l'expressions d'ARNm et des gènes associés aux tissus minéralisés. Par conséquent, la biostimulation peut être utilisée lors de thérapies parodontales régénératives pour cibler des cellules avec capacité de fixation parodontale.

Dans l'étude de Lingameni et al. (24) le but était d'évaluer l'intérêt de la biostimulation dans la guérison gingivale après réalisation d'une gingivectomie.

10 patients nécessitant une gingivectomie bilatérale ont été inclus dans l'étude. Après l'opération, un site reçoit une biostimulation avec un laser diode tandis que l'autre ne reçoit pas de traitement et sert de contrôle. Les résultats montrent qu'aucune différence statistiquement significative n'a été observée dans l'épithélialisation de surface entre les deux groupes les 3ème et 7ème jours postopératoires, mais des différences hautement significatives ont été observées le 14ème jour (figure 35).

Le laser diode permet donc de favoriser la cicatrisation en accélérant l'épithélialisation de surface grâce à son action de biostimulation.

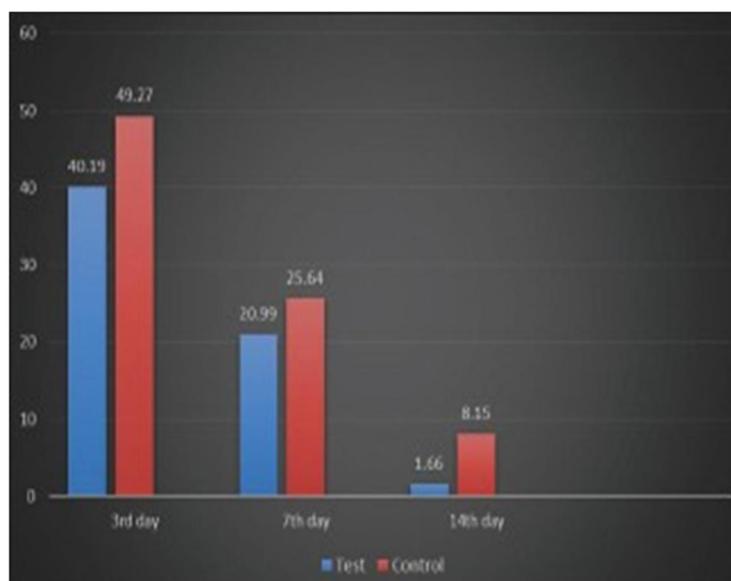


Figure 35: épithélialisation de surface à 3, 7, et 14 jours post-opératoires (tiré de l'étude de Lingameni et al (24))

2.10. Protocole laser diode + H₂O₂ (thérapie photodynamique)

Bien que la rigueur de l'hygiène bucco-dentaire du patient soit primordiale, l'élimination incomplète des agents pathogènes, en particulier au niveau de la racine, doit être considérée comme la raison biologique des résultats insatisfaisants du traitement ou de la récurrence de la maladie.

Pourtant l'élimination complète des agents pathogènes de l'écosystème buccale semble impossible.

La thérapie photodynamique (PDT) utilise un colorant non toxique, appelé photosensibilisant ou photosensibilisateur (PS), et une énergie laser de faible intensité qui, en présence d'oxygène, se combinent pour produire des espèces cytotoxiques.

Elle a d'abord été utilisée in vitro pour tuer des micro-organismes pathogènes.

On sait que les bactéries Gram(-) sont résistantes à la PDT avec de nombreux photosensibilisants qui sont pourtant phototoxiques chez les espèces Gram (+). On peut ajouter qu'un photosensibilisant portant une charge cationique augmentera l'efficacité de la destruction des organismes Gram(-). Il en va de même avec l'utilisation d'agents augmentant la perméabilité de la membrane externe.

Dans cette étude de Caccianiga et al. (26) le photo-sensibilisant utilisé est le peroxyde d'hydrogène. Le but de cette recherche est de démontrer la relation entre la quantité de radicaux hydroxyles générés par la photolyse du peroxyde d'hydrogène et l'activité bactéricide.

On a activé de l'eau oxygénée avec une laser diode pour générer des radicaux hydroxyles. Les résultats de l'analyse ont montré que la quantité de radicaux hydroxyles est dépendante du temps d'irradiation. Et il a été montré que l'activité bactéricide dépendait de la quantité de radicaux hydroxyles générés.

Quatre espèces de bactéries buccales parodontopathogènes ont été étudiées dans un test bactéricide. (*Staphylococcus aureus*, *A. actinomycetemcomitans*, *Streptococcus mutans* et *Enterococcus faecalis*). *S. mutans* a également été examiné dans un modèle de biofilm.

L'irradiation au laser des suspensions dans 1mL de H₂O₂ a entraîné une réduction > 99,99% de chacune des espèces testées dans les 3 minutes de traitement.

Le traitement du biofilm de *S. mutans* a obtenu une réduction > 99,999% en moins de 3 minutes.

Les tests microbiologiques ont montré l'efficacité importante de la PDT sur toutes les espèces bactériennes citées précédemment (*S. aureus*, *A. actinomycetemcomitans*, *S. mutans* et *E. faecalis*).

Les cultures microbiologiques montrent que le laser diode n'a pas d'action significative sur les bactéries testées s'il n'est pas associé au peroxyde d'hydrogène. En particulier dans le cas de *Prevotella Intermedia* et *Fusobacterium nucleatum*, où la seule utilisation de peroxyde d'hydrogène à 3% a donné de meilleurs résultats que l'irradiation au laser, alors que l'association des deux traitements a donné d'excellents résultats (26).

L'apparition de nouveaux lasers à diodes, avec la possibilité de contrôler plus facilement les effets thermiques et la combinaison avec une très haute fréquence, qui est nécessaire pour activer peroxyde d'hydrogène jusqu'à 10 000 fois par seconde, offre une nouvelle approche du traitement parodontal. Avec ces nouveaux modèles, il est possible d'utiliser de l'énergie jusqu'à 3 Watts, capable d'éradiquer différentes bactéries présentes dans les parodontites, sans causer d'effets thermiques délétères (96).

Le Dr G. Rey a été le premier à élaborer un protocole qui inclut l'utilisation conjointe du laser diode et du peroxyde d'hydrogène, puissant agent antibactérien actif sur les bactéries gram (+), gram(-), spores et virus.

Le protocole prévoit :

1. Débridement supra-gingival et instrument ultrasonore sous-gingivale, sous-irrigation avec des substances à base de polyvinyl-iode
2. Utilisation du Prophy-jet sur la surface de la racine, avec le jet de bicarbonate, qui va permettre de détoxifier le ciment et ouvrir les tubules dentinaires (qui deviennent donc plus accessibles à l'action du laser).
3. Irrigation des poches parodontales avec le peroxyde d'hydrogène 10 volumes.
4. Rayonnement laser avec une fibre optique d'un diamètre de 400 um.

La fibre est insérée parallèlement à la surface de la racine jusqu'au fond de la poche et elle est constamment déplacée avec un mouvement relativement uniforme.

L'étude de Eick et al. (74) recherche l'efficacité de différentes méthodes dans la diminution de bactéries insérées sur des disques de dentine. Les résultats montrent une diminution de toutes les bactéries après traitement au laser Er :YAG, toutefois sans différence significative avec l'instrumentation manuelle. Le traitement associant traitement mécanique et thérapie photodynamique obtient les meilleurs résultats en présentant une réduction significative du nombre de bactéries par rapport aux autres traitements (fig 36).

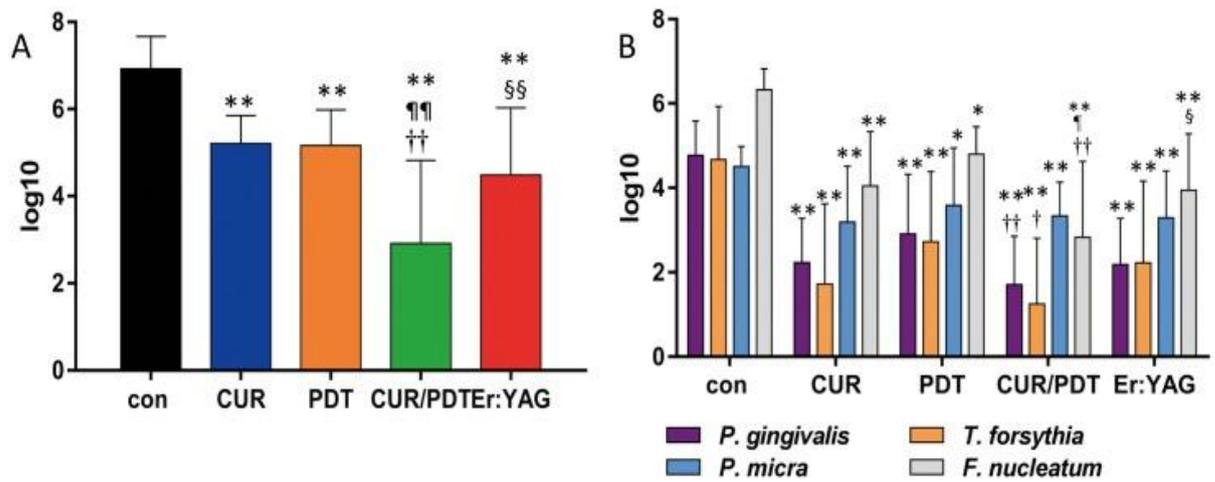


Figure 36: diminution du biofilm sur disque de titane (tiré de l'étude de Eick et al (74))

A=numération totale de toutes les bactéries, B=numération par type de bactéries

Selon les dernières recommandations le traitement parodontal initial n'étant pas substituable, le thérapie photodynamique se positionne en tant que complément. On constate dans les résultats de cette étude que la désorganisation préalable des biofilms par l'instrumentation manuelle a permis d'augmenter l'efficacité bactéricide de la PDT.

L'utilisation conjointe du laser diode et du peroxyde d'hydrogène a montré un pouvoir bactéricide très important. Ainsi les propriétés du laser Er :YAG associées à celles de la PDT pourrait permettre d'obtenir des résultats très intéressants. Des études sur leur association sont toutefois nécessaires pour obtenir un niveau de preuve suffisant.

3. Applications dans un cas clinique

Madame M. âgée de 56 ans ne présente pas d'antécédents médicaux.

A l'examen clinique on constate la présence d'une inflammation gingivale généralisé avec des poches parodontales +/- profondes associées à un saignement généralisé au sondage.

Un bilan bactérien ainsi qu'un sondage parodontal sont effectués afin d'analyser la situation initiale.

On peut observer sur la radiographie panoramique une alvéolyse généralisé avec des pertes osseuses horizontales mais également quelques pertes verticales localisées.

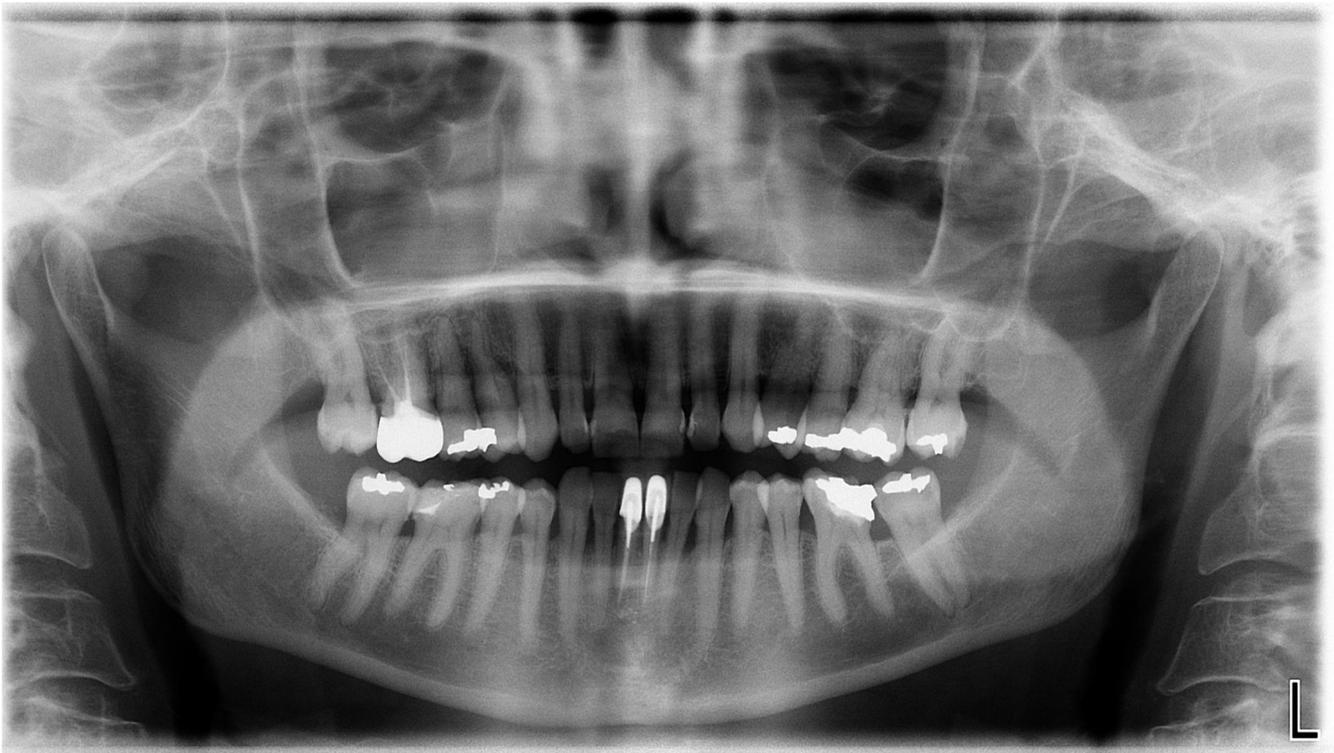


Figure 37 : panoramique dentaire initiale (source personnelle)

Les résultats du laboratoire d'analyse (fig 38) nous montrent la présence importante du complexe rouge, en particulier porphyromonas gingivalis (pg) et tannerella forsythia (tf) mais également tannerela denticola (td). On retrouve aussi eubacterium nucleatum qui fait partie du complexe orange associé.

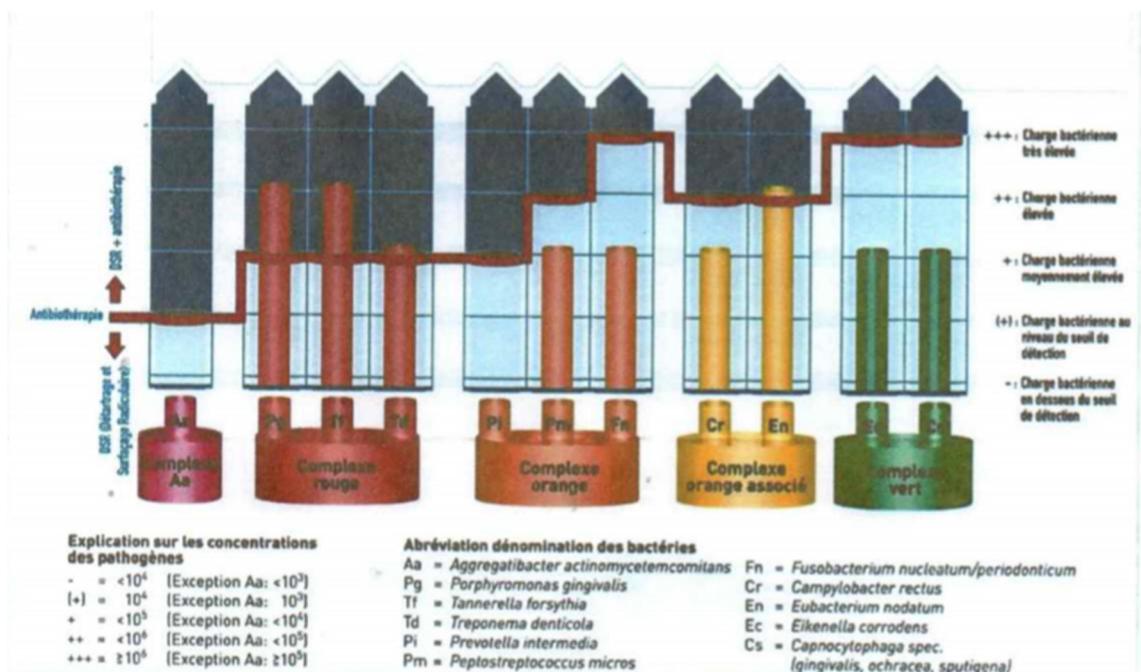


Figure 38 : résultats du prélèvement bactérien (source personnelle)

On s'intéressera au traitement du secteur 2 avec l'aide du laser erbium : YAG ainsi que du laser diode.

Les résultats du sondage montrent des poches allant de 4 à 8mm dans le secteur 2, notamment au niveau palatin de 26 et 27 les poches ont atteint 7-8mm.

Une mobilité ARPA 2 est observé au niveau des dents 26 et 27

On observe également une inflammation gingivale mesuré avec le gingival index à 2.

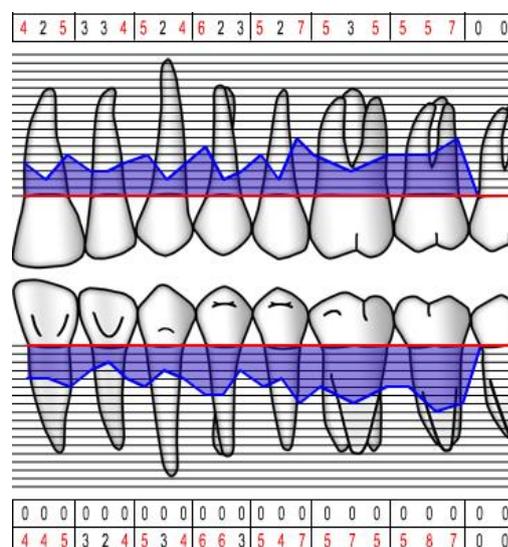


Figure 39: sondage parodontal du secteur 2 avant le traitement (source personnelle)

Le laser diode utilisé dans ce cas est le WISER de la marque « doctor smile ».

Longueur d'onde : 980 nm

Puissance maximale : 14 W

Fréquence : jusqu'à 25 kHz



Figure 40: laser diode « wiser » (source internet)

Le laser erbium utilisé est le PLUSER de la même marque (doctor smile).

Longueur d'onde : 2980 nm

Puissance maximale : 12 W

Fréquence : jusqu'à 100 Hz



Figure 41: laser erbium YAG "pluser" (source internet)

La première étape du traitement est un débridement sous gingivale minutieux effectué aux ultrasons et complété par le laser erbium afin d'enlever le tartre, d'obtenir une décontamination des surfaces radiculaires, de diminuer la charge bactérienne et de favoriser l'amélioration des paramètres cliniques.



Figure 42: utilisation du laser Er :YAG (source personnelle)

On va ensuite compléter par une thérapie photo dynamique ; Pour cela on dépose de l'eau oxygénée à 10 volumes dans les poches de manière à renforcer l'effet bactéricide, elle permet également d'oxygéner les tissus et va interagir avec le laser diode par la suite.



Figure 43: dépôt de l'eau oxygénée sur les zones traitées (source personnelle)

On utilise cette fois le laser diode avec des mouvements de va et vient afin d'activer le peroxyde d'hydrogène et d'entraîner un fort pouvoir bactéricide. Une biostimulation avec un tips défocalisé est également effectué à la suite.



Figure 44: utilisation du laser diode pour activer l'eau oxygénée (source personnelle)



Figure 45: sondage de contrôle à j+20 (source personnelle)

La patiente est revue à j+20 en contrôle et on observe cliniquement une réduction de l'inflammation, le gingival index est de 0.

Un sondage est effectué à nouveau afin de contrôler la profondeur des poches, on notera l'absence de saignement au cours de celui-ci

On observe la disparition des mobilités observées sur 26 et 27

La profondeur de poche est devenue inférieure à 4mm, ce qui correspond à une parodontite traitée dans la nouvelle classification.

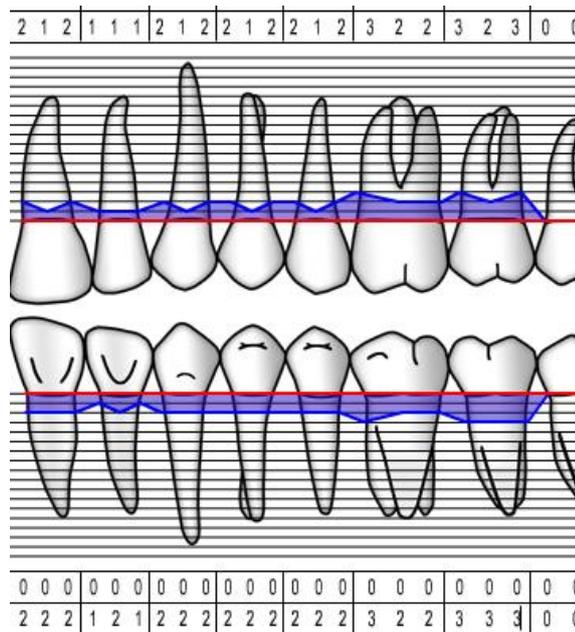


Figure 46: sondage parodontal secteur 2 à j+20 après traitement (source personnelle)

Une nouvelle radio panoramique est également réalisée et on peut observer une diminution de l'alvéolyse du secteur 2.



Figure 47: radiographie panoramique après traitement (source personnelle)

Un bilan bactérien est également réalisé afin de comparer la quantité de bactéries présentes à j+20 après le traitement. Les résultats ne montrent pas de diminution significative de la charge bactérienne. (Un test bactérien immédiatement après traitement aurait certainement permis de mettre en avant la diminution de la charge bactérienne. On peut émettre l'hypothèse d'un manque de régularité de l'hygiène bucco-dentaire de la patiente.)

Malgré cela, l'ensemble des paramètres cliniques a été amélioré suite au traitement :

La profondeur des poches a nettement diminué, le niveau d'attache clinique a augmenté, on note une forte réduction du saignement au sondage, la mobilité de 26 et 27 a diminué, l'inflammation gingivale a été réduite et le gingival index s'est donc amélioré.

4. Conclusion

Les objectifs du traitement des parodontites et des péri implantites sont l'amélioration des paramètres cliniques ainsi que la cicatrisation des lésions. Bien que les traitements conventionnels permettent d'obtenir des résultats satisfaisants, certaines limites existent encore. De manière à améliorer et pérenniser les résultats dans le temps, des alternatives et compléments ont été recherchées. Grâce à la démocratisation des lasers et à l'élargissement de leurs champs d'applications de nombreux auteurs ont proposé l'utilisation de laser en remplacement ou en complément afin d'améliorer les thérapeutiques.

De nombreux lasers existent actuellement et leurs caractéristiques sont très variables. Leur longueur d'onde détermine leur absorption différentielle dans les tissus et les effets qui en découlent.

Le laser Er :YAG se présente comme le plus prometteur pour le traitement des tissus durs comme des tissus mous en chirurgie dentaire. Sa longueur d'onde de 2940nm étant fortement absorbé par l'eau il agit avec les tissus sur une très faible épaisseur. L'irrigation à l'eau et l'utilisation de réglages appropriés permettent d'éviter les dommages thermiques. Il présente de propriétés de détoxification utiles ainsi que de bonnes propriétés bactéricide que ce soit sur une surface radiculaire ou implantaire. Il possède la capacité d'éliminer le tartre sans provoquer d'effets secondaires nocifs et permet également de supprimer le ciment contaminé. Son action ablatrice permet l'élimination du tissu de granulation sans léser la surface de la racine ou de l'implant. Il favorise ainsi la croissance et la recolonisation des fibroblastes et permet une amélioration des paramètres cliniques (saignement au sondage, profondeur de poche, indice gingival...).

L'avis des patients suggère également un meilleur confort avec le laser comparé à l'utilisation d'instruments classiques.

Le confort ergonomique pour le praticien ainsi que la diminution de l'inconfort du traitement pour le patient sont des avantages indéniables.

De plus il permet de retoucher les tissus gingivaux présentant des colorations et obtient de très bons résultats.

Son utilisation chirurgicale sur les tissus durs et mous a été constaté comme étant d'une grande précision sans provoquer de nécrose des tissus adjacents et s'avère donc intéressant dans différents actes chirurgicaux.

Malgré cela, lorsque l'on considère lorsque l'on considère la diversité des conditions cliniques pouvant se présenter au quotidien, on comprend assez bien qu'un seul laser ne suffit pas. Afin de bénéficier des autres effets lasers (photodynamique, biostimulation...) dans les différents traitements il faut envisager l'utilisation conjointe de plusieurs lasers.

L'association de différentes longueurs d'ondes (tels Er :YAG + diode) permettent de profiter du caractère pénétrant de l'un et non pénétrant de l'autre afin d'accroître l'efficacité des traitements. Des études sont nécessaires afin de vérifier la supériorité de cette association par rapport à une utilisation seule.

Cependant, il faut garder à l'esprit que selon les dernière recommandations le traitement initial parodontal n'est pas substituable, et que le laser reste à ce jour un complément de traitement. Grace à ce travail, on a pu démontrer que c'est une aide efficace au traitement traditionnel.

5. Références bibliographiques

1. Histoire et principe de fonctionnement du MASER et du LASER — CultureSciences-Physique - Ressources scientifiques pour l'enseignement des sciences physiques [Internet]. [cité 25 oct 2019]. Disponible sur: <http://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/histoire-laser-Cagnac.xml>
2. Le laser, histoire d'une découverte lumineuse [Internet]. CNRS Le journal. [cité 25 oct 2019]. Disponible sur: <https://lejournal.cnrs.fr/articles/le-laser-histoire-dune-decouverte-lumineuse>
3. Schwob C, Julien L. Le laser : principe de fonctionnement. *Reflète phys.* oct 2010;(21):12-6.
4. Le principe du Laser | Dentiste Dr Gérard Rey [Internet]. [cité 24 oct 2019]. Disponible sur: <https://dr-rey-gerard.chirurgiens-dentistes.fr/content/le-principe-du-laser>
5. Rey G, Missika P. Les lasers et la chirurgie dentaire: Innovations et stratégies cliniques. Cahiers de prothèses éditions; 2010. 217 p.
6. Rayonnements optiques. Rayonnement Laser - Risques - INRS [Internet]. [cité 24 oct 2019]. Disponible sur: <http://www.inrs.fr/risques/rayonnements-optiques/rayonnement-laser.html>
7. Rey G. L'APPORT DES LASERS DIODE EN IMPLANTOLOGIE. *LS.* 2008;4-18.
8. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. *Journal of Periodontal Research.* 2004;39(4):275-85.
9. Diaci J, Gaspirc B. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers used in dentistry. *J laser health Acad.* 2012;1(1):1-13.
10. Rey G, Missika P. Traitements parodontaux et lasers en omnipratique dentaire. Masson. 2010. 200 p.
11. Rocca JP. Memento. Les lasers en odontologie. CdP. 2008. 96 p.
12. 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):34030.
13. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A. [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* (1993). oct 2001;18(3-4):21-8, 107-8.
14. Featherstone JD, Nelson DG. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res.* oct 1987;1(1):21-6.

15. Chung H, Dai T, Sharma SK, Huang Y-Y, Carroll JD, Hamblin MR. The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. *Ann Biomed Eng.* févr 2012;40(2):516-33.
16. Papapanou PN, Sanz M, Buduneli N, Dietrich T, Feres M, Fine DH, et al. Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol.* 2018;89 Suppl 1:S173-82.
17. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. *J Periodontol.* 2018;89 Suppl 1:S1-8.
18. Sanz M, van Winkelhoff AJ, Working Group 1 of Seventh European Workshop on Periodontology. Periodontal infections: understanding the complexity--consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol.* mars 2011;38 Suppl 11:3-6.
19. Arabaci T, Çiçek Y, Canakçı CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg.* févr 2007;5(1):2-12.
20. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2004;36:59-97.
21. Sherman PR, Hutchens LH, Jewson LG. The effectiveness of subgingival scaling and root planing. II. Clinical responses related to residual calculus. *J Periodontol.* janv 1990;61(1):9-15.
22. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med.* 1996;19(2):190-200.
23. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Götz H, Duschner H, Jansen B, et al. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *J Periodontol.* nov 2002;73(11):1292-8.
24. Lingamaneni S, Mandadi LR, Pathakota KR. Assessment of healing following low-level laser irradiation after gingivectomy operations using a novel soft tissue healing index: A randomized, double-blind, split-mouth clinical pilot study. *J Indian Soc Periodontol.* 2019;23(1):53-7.
25. Hopkins JT, McLoda TA, Seegmiller JG, David Baxter G. Low-Level Laser Therapy Facilitates Superficial Wound Healing in Humans: A Triple-Blind, Sham-Controlled Study. *J Athl Train.* sept 2004;39(3):223-9.
26. Caccianiga G, Rey G, Fumagalli T, Cambini A, Denotti G, Giacomello MS. Photodynamic Therapy (Association Diode Laser/Hydrogen Peroxide): Evaluation of Bactericidal Effects on Periodontopathy Bacteria: An in Vitro Study. *Eur J Inflamm.* mai 2012;10(2_suppl):101-6.
27. Tanner A, Maiden MF, Macuch PJ, Murray LL, Kent RL. Microbiota of health, gingivitis, and initial periodontitis. *J Clin Periodontol.* févr 1998;25(2):85-98.
28. Mysak J, Podzimek S, Sommerova P, Lyuya-Mi Y, Bartova J, Janatova T, et al. *Porphyromonas gingivalis*: major periodontopathic pathogen overview. *J Immunol*

Res. 2014;2014:476068.

29. Tanner ACR, Izard J. *Tannerella forsythia*, a periodontal pathogen entering the genomic era. *Periodontology* 2000. 2006;42(1):88-113.
30. Grossi SG, Genco RJ, Machtei EE, Ho AW, Koch G, Dunford R, et al. Assessment of risk for periodontal disease. II. Risk indicators for alveolar bone loss. *J Periodontol.* janv 1995;66(1):23-9.
31. Sharma A. Virulence mechanisms of *Tannerella forsythia*. *Periodontol* 2000. oct 2010;54(1):106-16.
32. Shimotahira N, Oogai Y, Kawada-Matsuo M, Yamada S, Fukutsuji K, Nagano K, et al. The Surface Layer of *Tannerella forsythia* Contributes to Serum Resistance and Oral Bacterial Coaggregation. *Infection and Immunity.* 1 avr 2013;81(4):1198-206.
33. Dewhirst FE, Tamer MA, Ericson RE, Lau CN, Levanos VA, Boches SK, et al. The diversity of periodontal spirochetes by 16S rRNA analysis. *Oral Microbiol Immunol.* juin 2000;15(3):196-202.
34. Holt SC, Ebersole JL. *Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola*, and *Tannerella forsythia*: the « red complex », a prototype polybacterial pathogenic consortium in periodontitis. *Periodontol* 2000. 2005;38:72-122.
35. Frederick JR, Sarkar J, McDowell JV, Marconi RT. Molecular signaling mechanisms of the periopathogen, *Treponema denticola*. *J Dent Res.* oct 2011;90(10):1155-63.
36. Yukna RA, Scott JB, Aichelmann-Reidy ME, LeBlanc DM, Mayer ET. Clinical evaluation of the speed and effectiveness of subgingival calculus removal on single-rooted teeth with diamond-coated ultrasonic tips. *J Periodontol.* mai 1997;68(5):436-42.
37. Aoki A, Miura M, Akiyama F, Nakagawa N, Tanaka J, Oda S, et al. In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. *J Periodont Res.* oct 2000;35(5):266-77.
38. Mishra MK, Prakash S. A comparative scanning electron microscopy study between hand instrument, ultrasonic scaling and erbium doped:Yttrium aluminum garnet laser on root surface: A morphological and thermal analysis. *Contemp Clin Dent.* avr 2013;4(2):198-205.
39. Eberhard J, Ehlers H, Falk W, Açil Y, Albers H-K, Jepsen S. Efficacy of subgingival calculus removal with Er:YAG laser compared to mechanical debridement: an in situ study. *J Clin Periodontol.* juin 2003;30(6):511-8.
40. Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol.* sept 1997;24(9 Pt 1):595-602.
41. Schwarz F, Pütz N, Georg T, Reich E. Effect of an Er:YAG laser on periodontally involved root surfaces: an in vivo and in vitro SEM comparison. *Lasers Surg Med.* 2001;29(4):328-35.
42. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Morphological analysis of cementum and

- root dentin after Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med.* 2002;31(2):79-85.
43. Gaspirc B, Skaleric U. Morphology, chemical structure and diffusion processes of root surface after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation. *J Clin Periodontol.* juin 2001;28(6):508-16.
 44. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg.* avr 1996;14(2):67-75.
 45. Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er: YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J Periodontol.* mars 2001;72(3):361-7.
 46. Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Georg T, Reich E, Becker J. Clinical evaluation of an Er:YAG laser combined with scaling and root planing for non-surgical periodontal treatment. A controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol.* janv 2003;30(1):26-34.
 47. Takamatsu N, Yano K, He T, Umeda M, Ishikawa I. Effect of initial periodontal therapy on the frequency of detecting *Bacteroides forsythus*, *Porphyromonas gingivalis*, and *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. *J Periodontol.* juin 1999;70(6):574-80.
 48. Jurič IB, Anić I. The Use of Lasers in Disinfection and Cleanliness of Root Canals: a Review. *Acta Stomatol Croat.* mars 2014;48(1):6-15.
 49. Folwaczny M, Aggstaller H, Mehl A, Hickel R. Removal of bacterial endotoxin from root surface with Er:YAG laser. *Am J Dent.* févr 2003;16(1):3-5.
 50. Yamaguchi H, Kobayashi K, Osada R, Sakuraba E, Nomura T, Arai T, et al. Effects of irradiation of an erbium:YAG laser on root surfaces. *J Periodontol.* déc 1997;68(12):1151-5.
 51. Polson AM, Frederick GT, Ladenheim S, Hanes PJ. The production of a root surface smear layer by instrumentation and its removal by citric acid. *J Periodontol.* août 1984;55(8):443-6.
 52. Sasaki KM, Aoki A, Masuno H, Ichinose S, Yamada S, Ishikawa I. Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO₂ laser and intact roots using Fourier transformed infrared spectroscopy. *J Periodont Res.* févr 2002;37(1):50-9.
 53. Bercy P, Tenenbaum H. *Parodontologie du diagnostic à la pratique.* De Boeck. 1996. 296 p.
 54. Folwaczny M, Mehl A, Aggstaller H, Hickel R. Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study. *J Clin Periodontol.* janv 2002;29(1):73-8.
 55. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser. *Lasers Surg Med.* 2002;31(5):322-32.
 56. Zeitouni J, Clough B, Zeitouni S, Saleem M, Al Aisami K, Gregory C. The effects of

the Er:YAG laser on trabecular bone micro-architecture: Comparison with conventional dental drilling by micro-computed tomographic and histological techniques. *F1000Res.* 2017;6:1133.

57. Mizutani K, Aoki A, Takasaki AA, Kinoshita A, Hayashi C, Oda S, et al. Periodontal tissue healing following flap surgery using an Er:YAG laser in dogs. *Lasers in Surgery and Medicine.* 2006;38(4):314-24.
58. Matys J, Dominiak M. Assessment of Pain When Uncovering Implants with Er:YAG Laser or Scalpel for Second Stage Surgery. *Adv Clin Exp Med.* déc 2016;25(6):1179-84.
59. Matys J, Botzenhart U, Gedrange T, Dominiak M. Thermodynamic effects after Diode and Er:YAG laser irradiation of grade IV and V titanium implants placed in bone - an ex vivo study. Preliminary report. *Biomed Tech (Berl).* 1 oct 2016;61(5):499-507.
60. Aglietta M, Siciliano VI, Rasperini G, Cafiero C, Lang NP, Salvi GE. A 10-year retrospective analysis of marginal bone-level changes around implants in periodontally healthy and periodontally compromised tobacco smokers. *Clin Oral Implants Res.* janv 2011;22(1):47-53.
61. Rocuzzo M, Bonino F, Aglietta M, Dalmaso P. Ten-year results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 2: clinical results. *Clin Oral Implants Res.* avr 2012;23(4):389-95.
62. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:146-55.
63. Yeh H-C, Lu J-J, Chang S-C, Ge M-C. Identification of microbiota in peri-implantitis pockets by matrix-assisted laser desorption/ionization time-of-flight mass spectrometry. *Sci Rep.* 28 janv 2019;9(1):774.
64. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol.* août 1998;69(8):857-64.
65. Bassetti M, Schär D, Wicki B, Eick S, Ramseier CA, Arweiler NB, et al. Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: 12-month outcomes of a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* mars 2014;25(3):279-87.
66. Gosau M, Hahnel S, Schwarz F, Gerlach T, Reichert TE, Bürgers R. Effect of six different peri-implantitis disinfection methods on in vivo human oral biofilm. *Clin Oral Implants Res.* août 2010;21(8):866-72.
67. Matys J, Dominiak M, Flieger R. Energy and Power Density: A Key Factor in Lasers Studies. *J Clin Diagn Res.* déc 2015;9(12):ZL01-02.
68. Grzech-Leśniak K, Matys J, Jurczyszyn K, Ziółkowski P, Dominiak M, Brugnera Junior A, et al. Histological and Thermometric Examination of Soft Tissue De-Epithelialization Using Digitally Controlled Er:YAG Laser Handpiece: An Ex Vivo Study. *Photomed Laser Surg.* juin 2018;36(6):313-9.
69. Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C, Lang NP. Maintenance of implants: an in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the

application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Implants Res.* mars 1996;7(1):64-72.

70. Sanz M, Newman MG, Nachnani S, Holt R, Stewart R, Flemmig T. Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal sapphire dental implants in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(3):247-53.
71. Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B. Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. *Int J Prosthodont.* déc 2002;15(6):582-7.
72. Schwarz F, Rothamel D, Becker J. [Influence of an Er:YAG laser on the surface structure of titanium implants]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2003;113(6):660-71.
73. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg.* févr 2003;21(1):7-17.
74. Eick S, Meier I, Spoerlé F, Bender P, Aoki A, Izumi Y, et al. In Vitro-Activity of Er:YAG Laser in Comparison with other Treatment Modalities on Biofilm Ablation from Implant and Tooth Surfaces. *PLoS ONE.* 2017;12(1):e0171086.
75. Friedmann A, Antic L, Bernimoulin J-P, Purucker P. In vitro attachment of osteoblasts on contaminated rough titanium surfaces treated by Er:YAG laser. *J Biomed Mater Res A.* oct 2006;79(1):53-60.
76. Schwarz F, Sculean A, Romanos G, Herten M, Horn N, Scherbaum W, et al. Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. *Clin Oral Investig.* juin 2005;9(2):111-7.
77. Sennhenn-Kirchner S, Schwarz P, Schliephake H, Konietschke F, Brunner E, Borg-von Zepelin M. Decontamination efficacy of erbium:yttrium-aluminium-garnet and diode laser light on oral *Candida albicans* isolates of a 5-day in vitro biofilm model. *Lasers Med Sci.* mai 2009;24(3):313-20.
78. Chen Z, Casiano CA, Fletcher HM. Protease-active extracellular protein preparations from *Porphyromonas gingivalis* W83 induce N-cadherin proteolysis, loss of cell adhesion, and apoptosis in human epithelial cells. *J Periodontol.* mai 2001;72(5):641-50.
79. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers A-B, Götz H, Jansen B, Duschner H, et al. In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er:YAG laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res.* févr 2005;16(1):36-43.
80. Wang Y, Li W, Shi L, Zhang F, Zheng S. Comparison of clinical parameters, microbiological effects and calprotectin counts in gingival crevicular fluid between Er:YAG laser and conventional periodontal therapies: A split-mouth, single-blinded, randomized controlled trial. *Medicine (Baltimore).* déc 2017;96(51):e9367.
81. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S, Yoshino T, Yamada S, Ishikawa I. Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO2 lasers. *J Periodontol.* juin 2002;73(6):643-52.

82. Lu CH, Lu HC, KE JH, Lan WH. Laser assisted tooth replantation case report. *Laser Ther.* 2011;20(4):273-7.
83. Stübinger S, Landes C, Seitz O, Sader R. Er:YAG laser osteotomy for intraoral bone grafting procedures: a case series with a fiber-optic delivery system. *J Periodontol.* déc 2007;78(12):2389-94.
84. Baek K-W, Deibel W, Marinov D, Griessen M, Dard M, Bruno A, et al. A comparative investigation of bone surface after cutting with mechanical tools and Er:YAG laser. *Lasers Surg Med.* juill 2015;47(5):426-32.
85. Parwani S, Parwani R. Achieving better esthetics by gingival de-pigmentation: report of three cases with a review of the literature. *J Mich Dent Assoc.* févr 2013;95(2):52-8, 78.
86. Tal H, Oegiesser D, Tal M. Gingival depigmentation by erbium:YAG laser: clinical observations and patient responses. *J Periodontol.* nov 2003;74(11):1660-7.
87. Hegde R, Padhye A, Sumanth S, Jain AS, Thukral N. Comparison of surgical stripping; erbium-doped:yttrium, aluminum, and garnet laser; and carbon dioxide laser techniques for gingival depigmentation: a clinical and histologic study. *J Periodontol.* juin 2013;84(6):738-48.
88. Sato A, Ukon S, Hamano M, Miyoshi S. Gingival pigmentation due to prolonged retention of metal fragments. *Japanese Journal of Oral Biology.* 1997;39(5):565-71.
89. Frentzen M, Braun A, Aniol D. Er:YAG laser scaling of diseased root surfaces. *J Periodontol.* mai 2002;73(5):524-30.
90. Feist IS, De Micheli G, Carneiro SRS, Eduardo CP, Miyagi S, Marques MM. Adhesion and growth of cultured human gingival fibroblasts on periodontally involved root surfaces treated by Er:YAG laser. *J Periodontol.* sept 2003;74(9):1368-75.
91. Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Städtler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* juin 1998;16(3):153-7.
92. Theodoro LH, Haypek P, Bachmann L, Garcia VG, Sampaio JEC, Zezell DM, et al. Effect of ER:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. *J Periodontol.* juin 2003;74(6):838-43.
93. Mester A. Laser biostimulation. *Photomed Laser Surg.* juin 2013;31(6):237-9.
94. Posten W, Wrone DA, Dover JS, Arndt KA, Silapunt S, Alam M. Low-level laser therapy for wound healing: mechanism and efficacy. *Dermatol Surg.* mars 2005;31(3):334-40.
95. Bozkurt SB, Hakki EE, Kayis SA, Dundar N, Hakki SS. Biostimulation with diode laser positively regulates cementoblast functions, in vitro. *Lasers Med Sci.* mai 2017;32(4):911-9.
96. Komiyama EY, Ribeiro PM, Junqueira JC, Koga-Ito CY, Jorge AOC. Prevalence of yeasts in the oral cavity of children treated with inhaled corticosteroids. *Brazilian Oral Research.* sept 2004;18(3):197-201.

TABLE DE ILLUSTRATIONS

Figure 1: spectre électromagnétique (source internet : http://pionfrance.fr)	17
Figure 2: différence cohérence laser / lumière ordinaire (source internet)	18
Figure 3: schéma de l'absorption d'un photon (source internet : https://www.maxicours.com)	19
Figure 4: schéma de l'émission spontanée (source internet : https://www.maxicours.com)	19
Figure 5: schéma de l'émission stimulée (source internet : https://www.maxicours.com)	20
Figure 6 : schéma de la source de rayonnement laser (source internet : http://buthod-adrien.e-monsite.com)	21
Figure 7: schéma mode continu et découpé (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))	21
Figure 8: schéma mode pulsé (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))	22
Figure 9: schéma différentiel des puissances (tiré de l'ouvrage de G.Rey (5))	23
Figure 10: absorption des rayonnements lasers dans les tissus cibles (source internet : https://journal-stomato-implanto.com)	30
Figure 11: pénétration relative des différents lasers dans les tissus mous (source internet : https://scm-chateaubriand-chirurgiens-dentistes.fr)	31
Figure 12: effets des lasers en fonction de la fluence (source internet : http://www.ppcom.fr)	33
Figure 13: effets principaux des lasers (source internet : https://www.laserdentaire.net)	34
Figure 14: effets de l'énergie thermique sur les tissus (source internet : https://journal-stomato-implanto.com)	35
Figure 15: stades de la parodontite (tiré de l'article de Papapanou et al. (16))	40
Figure 16: grades de la parodontite (tiré de l'article de Papapanou et al. (16))	40
Figure 17: microscope à contraste de phase (source internet)	42
Figure 18: porphyromonas gingivalis au MEB (source internet : https://perioprosthoce.wordpress.com)	44
Figure 19: Tannerella forsythia au MEB (tiré de l'article de Tanner et al. (29))	44
Figure 20: Treponema denticola au MEB (source internet : https://www.researchgate.net)	45
Figure 21: état de surface d'une racine traitée par laser Er:YAG (a et b) et par ultrasons (c et d) (tiré de l'étude d'Aoki et al (37))	47
Figure 22: élimination du tartre grâce au laser Er:YAG sous irrigation à l'eau (tiré de l'étude de Ishikawa et al (8))	47
Figure 23: résidus de tartre après instrumentation manuelle + laser Er:YAG (grossissement x100) (tiré de l'étude de Mishra et al (38))	48
Figure 24: perte de substance après instrumentation manuelle (grossissement x100) (tiré de l'étude de Mishra et al (38))	48
Figure 25: réduction d'E. coli en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))	52
Figure 26: réduction de S. auréus en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))	53
Figure 27: réduction d'A. actinomycetemcomitens en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))	53
Figure 28: réduction d'E. corrodens en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))	54
Figure 29: réduction de P. micros en fonction du nombre de pulses (tiré de l'étude de Folwaczny et al. (54))	54
Figure 30: effets des différents instruments sur l'os (tiré de l'étude de Zeitouni et al (56))	56

Figure 31: comparaison de la porosité de l'os en fonction de l'instrumentation (tiré de l'étude de zeitouni et al (56))	57
Figure 32: diminution du biofilm sur disques de titane (tiré de l'étude de Eick et al. (74))	61
Figure 33: retrait du tissu de granulation à l'aide d'un laser Er:YAG (tiré du cas clinique de Sasaki et al. (81))	63
Figure 34: dépigmentation au laser Er:YAG (tiré du cas clinique de Sato et al. (88))	65
Figure 35: épithélialisation de surface à 3, 7, et 14 jours post-opératoires (tiré de l'étude de Lingameni et al (24))	68
Figure 36: diminution du biofilm sur disque de titane (tiré de l'étude de Eick et al (74)) ..	71
Figure 37 : panoramique dentaire initiale (source personnelle).....	72
Figure 38 : résultats du prélèvement bactérien (source personnelle).....	73
Figure 39: sondage parodontal du secteur 2 avant le traitement (source personnelle)	73
Figure 40: laser diode « wiser » (source internet).....	74
Figure 41: laser erbium YAG "pluser" (source internet).....	74
Figure 42: utilisation du laser Er :YAG (source personnelle).....	75
Figure 43: dépôt de l'eau oxygénée sur les zones traitées (source personnelle).....	75
Figure 44: utilisation du laser diode pour activer l'eau oxygénée (source personnelle)	76
Figure 45: sondage de contrôle à j+20 (source personnelle)	76
Figure 46: sondage parodontal secteur 2 à j+20 après traitement (source personnelle)	77
Figure 47: radiographie panoramique après traitement (source personnelle).....	77

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2019] – N°:

Apport du laser Erbium :YAG en parodontologie et implantologie / **LE LAN Alex.** -
p. 90 : ill. 47 ; réf. 96.

Domaines : Parodontologie ; Implantologie

Mots clés Rameau: Erbium ; Lasers ; Parodontopathies – Thérapeutique ; Tissu
Mou ; Tissu Osseux

Mots clés FMeSH: Lasers ; Parodontie ; Peri implantite – Thérapeutique

Mots clés libre : Erbium :YAG ; Traitement Laser ;

Résumé de la thèse :

L'évolution technologique entraîne l'apparition de nouvelles techniques innovantes dans les différents domaines de la dentisterie. Les lasers ont fait leur apparition depuis plusieurs années et se développent de plus en plus.

Le traitement mécanique des parodontites et péri-implantites présente certaines limites. Des recherches ont été effectuées afin de rechercher l'apport des lasers dans le traitement des tissus durs et mous.

Actuellement le laser erbium YAG semble être le plus prometteur grâce à sa longueur d'onde extrêmement bien absorbé par l'eau. Cela lui confère des propriétés intéressantes pour agir sur les différents tissus sans créer de dégâts thermiques.

De par sa forte pénétration dans les tissus, le laser diode possède également des propriétés de biostimulation qui peuvent s'avérer utiles pour favoriser la cicatrisation.

Nous allons aborder à travers cette thèse l'intérêt du Laser en parodontologie et en implantologie en traitement seul ou en complément de traitement.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Assesseurs : Monsieur le Docteur François BOSCHIN

Madame le Docteur Cécile OLEJNIK

Monsieur le Docteur Romain DEGAEY