



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2010

n° 3215

THESE

pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Julien KUHN

Né le 30 Juillet 1982 à Laxou (Meurthe et Moselle)

LES INDICATIONS DES LASERS EN MEDECINE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 2 Avril 2010

Examinateurs de la thèse :

Pr. P.AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
<u>Pr. P.MAHLER</u>	Professeur des Universités	Juge
<u>Dr. P.BRAVETTI</u>	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr. J.BEMER	Assistante Hospitalier	Juge

Président : Professeur J.P. FINANCE

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraire : Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAU - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

<p>Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique</p>	<p>Mme <u>DROZ Dominique (Desprez)</u> M. PREVOST Jacques M. BOCQUEL Julien Mme PHULPIN Bérengère M. SABATIER Antoine</p>	<p>Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale</p>	<p>Mme <u>FILLEUL Marie Pierryle</u> M. BOLENDER Yves Mme PY Catherine M. REDON Nicolas</p>	<p>Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale</p>	<p>M. <u>Par intérim ARTIS Jean Paul</u> Mme JANTZEN OSSOLA Caroline</p>	<p>Professeur 1^{er} grade Assistant</p>
<p>Sous-section 57-01 Parodontologie</p>	<p>M. <u>AMBROSINI Pascal</u> Mme BOUTELLIEZ Catherine (Bisson) M. MILLER Neal M. PENAUD Jacques M. GALLINA Sébastien M. JOSEPH David</p>	<p>Professeur des Universités* Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation</p>	<p>M. <u>BRAVETTI Pierre</u> M. ARTIS Jean-Paul M. VIENNET Daniel M. WANG Christian M. BALLY Julien M. CURIEN Rémi Mme SOURDOT Alexandra</p>	<p>Maître de Conférences Professeur 1^{er} grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistante</p>
<p>Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)</p>	<p>M. <u>WESTPHAL Alain</u> M. MARTRETTE Jean-Marc Mme ERBRECH Aude</p>	<p>Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistante Associée au 01/10/2007</p>
<p>Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie</p>	<p>M. <u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> M. AMORY Christophe M. MORTIER Eric M. CUNY Pierre M. HESS Stephan Mme PECHOUX Sophie</p>	<p>Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante</p>
<p>Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)</p>	<p>M. <u>SCHOUVER Jacques</u> M. LOUIS Jean-Paul M. ARCHIEN Claude M. DE MARCH Pascal M. BARONE Serge Mme BEMER Julie Mme RIFFAULT Amélie Mme MONDON Hélène M. SIMON Franck</p>	<p>Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante Assistant Assistant</p>
<p>Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie</p>	<p>Mme <u>STRAZIELLE Catherine</u> M. RAPIN Christophe (Section 33) Mme MOBY Vanessa (Stutzmann) M. SALOMON Jean-Pierre Mme JAVELOT Cécile (Jacquelin)</p>	<p>Professeur des Universités* Professeur des Universités Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée au 01/01/2009</p>

souligné : responsable de la sous-section

*temps plein

Mis à jour le 01.02.2010

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaure a rrêté que
les opignions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées commes propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni imrobation.*

A Monsieur le Professeur AMBROSINI Pascal,

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières

Habilité à diriger des Recherches

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section : Parodontologie

Qui a m'a fait l'honneur de prendre la présidence de ce jury.

Qu'il accepte mes remerciements.

A Monsieur le professeur Patrick MAHLER

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Professeur des universités

Praticien hospitalier

Responsable du pôle d'Odontologie du CHU de Nice

Qui m'a dirigé dans la réalisation de ce travail et qui a accepté de faire partie du jury de cette thèse.

En témoignage de ma profonde reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Pierre BRAVETTI

Docteur en chirurgie dentaire

Doyen de la faculté d'odontologie de l'Université
Henri Poincaré, Nancy-1

Docteur de l'Université René Descartes de Paris V

Maître de conférences des Universités

Responsable de la Sous-section : Chirurgie buccale,
Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et
Réanimation

*Qui m'a fait confiance dans le choix de ce
sujet de thèse*

*En témoignage de mon respect et de ma
reconnaissance.*

A Mademoiselle Julie BEMER

Docteur en chirurgie dentaire

Assistante hospitalier universitaire

Sous-section : Prothèses

Qui m'a guidé dans la réalisation de ce travail,

et que je remercie pour ses conseils et son écoute.

A mon épouse Aurore, qui me donne tant de bonheur, je t'aime.

A mes deux enfants Lyade, le soleil de ma vie, et Sacha, le bonheur de mon cœur.

A mon frère Florian KUHN mon assistant et informaticien personnel sans qui je n'aurais jamais accompli si vite un tel travail.

A mes parents, Laurent KUHN hébergeur officiel de thésard et Nadine BENOIT pour son soutien moral.

A mes beaux parents, Dominique et Barbara DIDELOT.

A mes chères belles-sœurs Elodie, Lisa et Sarah DIDELOT et leur cousin Jonathan.

A mon parrain Claude BENOIT et sa famille Mireille et Julie, et à ma marraine Catherine BENOIT et sa famille Damien, Emmanuelle et Thomas.

A mes amis Frenz et Vince, mes fidèles compagnons de toujours.

Aux copains du lycée qui se reconnaîtront.

A Polo et Thomas mes compagnons de route.

A la famille Jungels.

A tous les copains de fac.

Au Dr FATTET grâce à qui j'ai eu l'opportunité de débuter mon exercice dans des conditions privilégiées, je te remercie.

Au Dr LAPLACE, au Dr REYNETTE et au Dr RUSSCASSIE.

Sommaire :

- 1. Principe de fonctionnement des lasers**
- 2. Les indications des lasers médicaux dans la sphère oro-faciale.**
- 3. Utilisation du laser ; applications cliniques**
- 4. Evolution**
- 5. Conclusion**

1. Principes de fonctionnement des lasers

« Au commencement, Dieu créa le ciel et la terre.

La terre était solitude et chaos ; des ténèbres couvraient la face de l'abîme, et l'esprit de Dieu planait sur la face des eaux.

Dieu dit : « que la lumière soit ! ». Et la lumière fut.

Dieu vit que la lumière était bonne, et il sépara la lumière des ténèbres.

Dieu appela la lumière Jour, et les ténèbres, il les appela Nuit.

Il fut soir, il fut matin — jour un. » *Genèse*, chapitre I, verset I.

1.1. Historique

Le mot LASER est l'acronyme de « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation », c'est-à-dire « Amplification de Lumière par Emission Stimulée de Rayonnement ». Nous écrirons cet acronyme comme substantif « laser » dans la suite de cette thèse et utiliserons son pluriel « lasers » afin de faciliter la lecture.

L'histoire du laser est récente. En effet c'est en 1900 que Max Planck pose que des échanges d'énergie existent entre la lumière et la matière, il quantifie ces énergies et établit que l'énergie échangée est inversement proportionnelle à la longueur d'onde émise ou absorbée. C'est ensuite Albert Einstein qui en 1917 à l'âge de 26 ans dans son célèbre article « l'éther n'existe pas » introduit pour la première fois l'idée que la lumière est constituée de « paquets d'énergie » qu'il nomme « quanta » d'énergie et qui seront par la suite appelés photons en 1923. Il donne alors naissance à cette grande querelle scientifique sur la nature de la lumière, entre la physique de l'optique qui prétend que la lumière est une onde strictement immatérielle ($\lambda=cT$) et la physique quantique qui, elle, pose l'hypothèse de corpuscules d'énergie qui possèdent une masse ($E=mc^2$). Ces batailles n'empêcheront pas le physicien de poser l'hypothèse selon laquelle un atome excité peut émettre un photon d'énergie possédant une longueur d'onde et une direction propre. Il introduira les notions d'émission stimulée (ou induite) et d'amplification de la lumière que nous détaillerons par la suite. Ce sont ces bases théoriques qui donneront naissance au concept de L.A.S.E.R. (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). En effet, la théorie de la physique

quantique voit le jour grâce à ses pères, Niels Bohr, Erwin Schrödinger, Paul Dirac et Louis de Broglie. S'opposant à la loi de la continuité, la physique quantique établi des bases grâce auxquelles en 1950 Alfred Kastler fera une découverte décisive : le pompage optique ou l'inversion de population qui rend possible la conception du laser. C'est Theodore Maiman en 1960 qui conçoit aux Etats Unis le premier laser (laser à rubis), événement qui va créer une révolution dans le milieu scientifique de l'époque. Enfin le prix Nobel de physique est accordé à Nicolay Basov, Aleksandr Prokhorov et Charles Townes pour l'invention du laser et du maser en 1964.

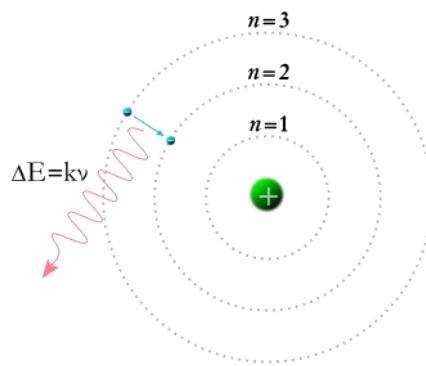


Figure 1. Schéma de Bohr (k est la constante de Planck, ν est la fréquence de l'onde et ΔE l'énergie du photon libérée)

1.2. Fonctionnement du laser

1.2.1. Rappels de physique

1.2.1.1. Nature et propriétés de la lumière

1.2.1.1.1. Définitions

- La lumière :

D'après les principes modernes de la physique, la nature de la lumière est double ; elle possède une propriété ondulatoire et une propriété corpusculaire (44). Elle est composée d'ondes électromagnétiques caractérisées par leur longueur d'onde (λ). L'ensemble des ondes émises par un corps est nommé spectre électromagnétique.

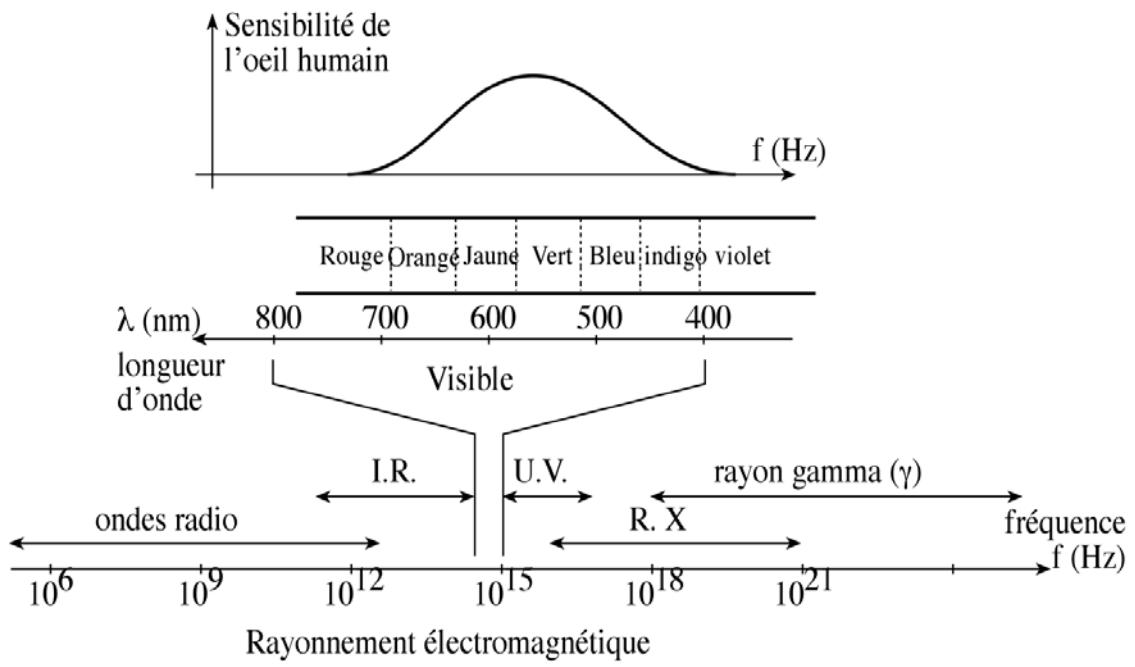


Figure 2. Spectre électromagnétique et décomposition de la lumière blanche

- L'Onde électromagnétique :

C'est la superposition entre un champ électrique \vec{E} et un champ magnétique \vec{B} , ces deux champs sont orthogonaux et se propagent dans la même direction. (44)

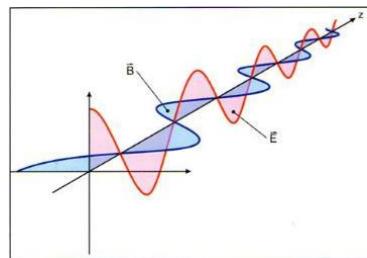


Figure 3. Schéma de l'onde électromagnétique (44)

- Relation fondamentale (44) :

$c = 300\ 000 \text{ km.s}^{-1} = 3\ 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ (célérité de la lumière dans le vide)

λ : longueur d'onde (m)

$$\lambda = cT = \frac{c}{f}$$

T : période (s)

f : fréquence (Hz)

1.2.1.1.2. La lumière visible

La lumière visible par l'œil humain ne représente qu'une infime partie du spectre électromagnétique du soleil. En effet seules les longueurs d'ondes comprises entre 400 et 800nm forment la lumière blanche. L'ensemble de ces longueurs d'ondes peut être décomposé en passant dans un prisme, ainsi chaque longueur d'onde isolée correspond à une couleur. Ces longueurs d'ondes isolées sont dites monochromatiques. C'est ce que l'on peut observer lorsqu'on regarde un arc en ciel.
(39)



Figure 4. Passage de la lumière au travers d'un prisme.

1.2.1.1.3. La lumière laser

La lumière utilisée dans les lasers est une lumière monochromatique, c'est-à-dire qu'elle n'est composée que d'une seule longueur d'onde (λ en m) ou fréquence (f en Hz). C'est entre autre grâce à cette longueur d'onde que chaque laser se caractérise comme on le verra par la suite (1.5, Tableau récapitulatif des lasers et de leurs principales caractéristiques.).

1.2.1.1.4. Propriétés de la lumière laser

- Propagation : dans un milieu homogène, la lumière se propage en ligne droite. C'est aussi vrai dans le cas de la lumière laser. (39)
- Monochromatique : la lumière laser émet une seule longueur d'onde qui est spécifique de son milieu actif (cf. 1.2.1.3Rappel de physique). (50)
- Divergence : à la différence du soleil qui émet dans toutes les directions la divergence de la lumière du laser est très faible elle est d'environ 3mrd ; cela signifie qu'à un mètre de la source le rayon n'a augmenté que de 0.3mm. (50)

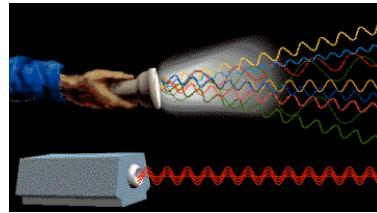


Figure 5. Propagation de la lumière depuis une source omnidirectionnelle (lampe classique) ou une source cohérente (lumière laser).

- **Cohérence spatiale** : Si à chaque instant, la lumière possède une phase constante tout au long de son front d'onde on dit qu'elle est spatialement cohérente (39). Cette cohérence est permise par la spécificité de l'émission du laser, à savoir l'émission stimulée provoquée dans un milieu actif chargé et au sein d'une cavité résonnante, nous détaillerons ces trois notions plus loin dans 1.2.2.1 Principe de fonctionnement.
- **Cohérence temporelle** : Si la phase, à un instant donné le long d'un front d'onde en mouvement, est identique à celle que possède l'onde après avoir traversé une distance L en un temps t , quelque soit L , alors le champ est considéré comme complètement cohérent temporellement (39). Alors que pour une source classique la cohérence est d'environ 1mm pendant lequel les photons peuvent être en phase, dans le cas du laser la cohérence peut atteindre des centaines de centimètres voire le kilomètre. (50)

C'est l'ensemble de ces propriétés qui expliquent que le laser peut produire des énergies extrêmement importantes focalisées à des surfaces extrêmement réduites (plusieurs gigawatts pendant quelques nanosecondes)

1.2.1.1.5. Unités de mesures des lasers

Les énergies engendrées se mesurent couramment par ces unités :

- **La puissance** : mesurée en Watt (W), un Watt est la puissance d'un système énergétique dans lequel est transférée uniformément une énergie de 1 joule pendant 1 seconde ($W=J.s^{-1}$). (50)
- **L'énergie** : elle caractérise le travail produit par un système et qui va produire soit de la lumière soit de la chaleur soit un mouvement. Elle s'exprime en Joules

(J) 1 joule correspond à l'exposition à une puissance de 1 watt pendant 1 seconde. (50)

- La fluence : c'est la puissance reçue par une surface en 1 seconde (W.s.m^{-2}) ou encore l'énergie reçue par une surface, on l'exprime en J/cm^2 . (50)

1.2.1.2. Principe de l'optique

1.2.1.2.1. Rappel

- Plan d'incidence : plan formé par le rayon incident S_1I et la normale N_1N_2 à la surface au point d'incidence I . (75)
- Dioptre : surface de séparation des deux milieux transparents, à travers laquelle la lumière peut se réfrakter. (75)
- Indice de réfraction n : caractéristique d'un milieu défini par le rapport de la vitesse de la lumière dans le vide par sa vitesse dans le milieu considéré. (75)

$$n = \frac{c}{v}$$

c et v en m.s^{-1}

$n_{\text{vide}} = 1$

n sans dimension

$n_{\text{milieu non vide}} > 1$

Quelques indices de réfraction (75):

$n_{\text{air}} = 1,003$

$n_{\text{eau}} = 1,333$

$n_{\text{Plexiglas}} = 1,49$

$n_{\text{quartz}} = 1,544$

$n_{\text{verre crow}} = 1,51$

$n_{\text{verre flint}} = 1,75$

$n_{\text{diamant}} = 2,417$

1.2.1.2.2. Réflexion et réfraction de la lumière

- **Les Lois de Snell-Descartes (75):**

Un faisceau arrivant sur la surface de séparation entre deux milieux subit une déviation en deux faisceaux distincts ; l'un est réfléchi, l'autre est réfracté.

- **Lois de la réflexion :**

- **loi du plan** : le rayon réfléchi appartient au plan d'incidence.
- **Loi des angles** : les angles d'incidence i_1 et de réflexion r sont égaux :

$$r = i_1$$

- **Lois de la réfraction :**

- **loi du plan** : le rayon réfracté appartient au plan d'incidence.
- **Loi des angles** : l'angle d'incidence i_1 et l'angle de réfraction i_2 vérifient la relation : $n_1 \sin i_1 = n_2 \sin i_2$ (n_1 et n_2 sont les indices de réfraction des deux milieux)

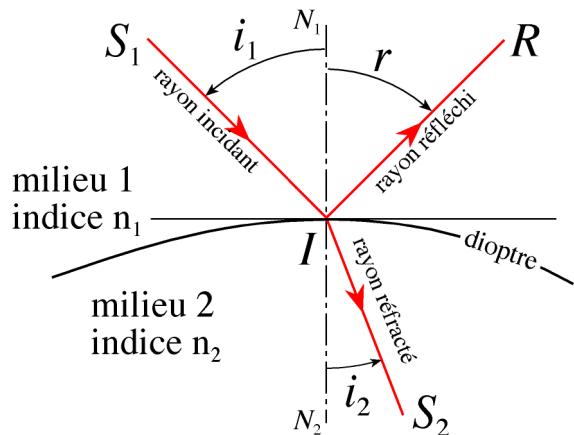


Figure 6. Schéma récapitulatif des lois de Snell-Descartes.

Remarque : la réflexion sur un miroir obéit aux lois de la réflexion citées ci-dessus.

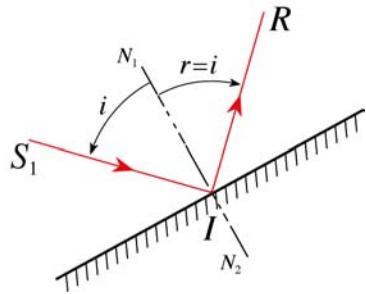


Figure 7. Schéma illustrant le cas particulier de la réflexion

1.2.1.2.3. Angle limite de réfraction

Si l'indice n_1 du milieu d'incidence est plus grand que l'indice n_2 du milieu dans lequel pénètre le rayon, alors il existe un angle d'incidence limite au-delà duquel le faisceau incident est totalement réfléchi. (75)

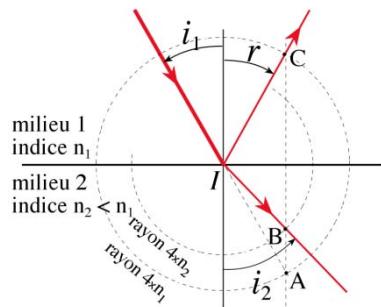


Figure 8.

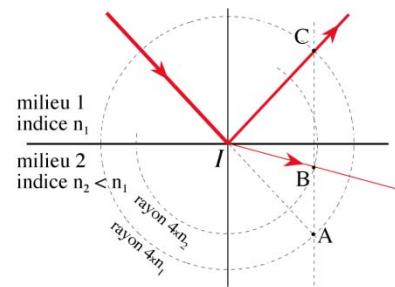


Figure 9.

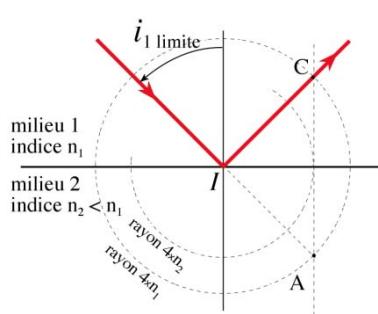


Figure 10.

La limite est atteinte lorsque $i_2 = 90^\circ$

$$\text{Alors : } \sin i_{1\text{limite}} = \frac{n_2}{n_1}$$

Application : La fibre optique

La fibre optique utilise ce principe. L'indice du milieu extérieur est plus grand que celui du milieu intérieur. Le faisceau lumineux, arrivant avec un grand angle d'incidence dans le milieu de la fibre, est totalement réfléchi sur la surface de séparation des deux milieux. De réflexion en réflexion, la lumière se propage alors sans perte jusqu'à l'autre extrémité de la fibre. Mais attention si le rayon de courbure de la fibre optique est trop important, le rayon laser ne peut plus être réfléchi, il sort de la fibre et se propage vers le milieu extérieur, en ce point la fibre est alors cassée nette.

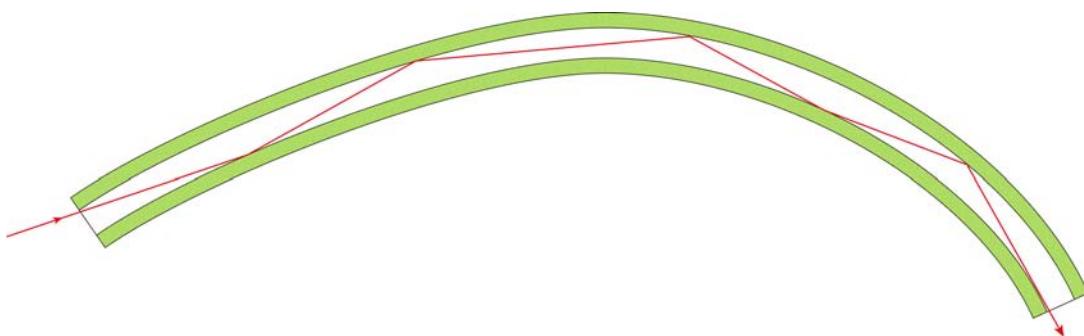


Figure 11. Trajet lumineux dans une fibre optique à saut d'indice.

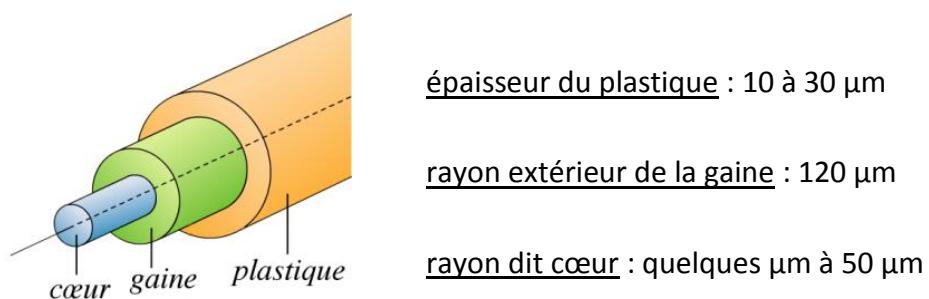


Figure 12. section de la fibre optique

Remarque : la fibre optique est utilisée par plusieurs types de lasers que nous détaillerons ci-après.

En résumé :

- La lumière est une onde électromagnétique qui obéit à la relation fondamentale : $\lambda=c\cdot T$
- L'ensemble de ces ondes définissent le spectre électromagnétique.
- Les propriétés de la lumière laser : propagation unidirectionnelle, monochromatisme, divergence faible, cohérence spatiale, cohérence temporelle.
- Unités de mesure des lasers : puissance (W ou J.s), fluence (J/cm^2).
- Principe de l'optique : réflexion, réfraction, application au laser : la réflexion sur un miroir et la fibre optique.

1.2.1.3. Rappel de physique quantique

1.2.1.3.1. Notions de base

- Etat fondamental : On appelle l'état fondamental celui qui correspond à l'énergie minimale. (39)
- Etat excité : Les autres états, à énergie supérieure à celle du fondamental, sont des états « excités ». Le passage de l'énergie fondamentale à l'état excité se traduit par l'absorption d'une énergie extérieure à l'atome. Cette énergie d'excitation peut être cinétique (choc de particules, d'atomes, de molécules) ou électromagnétique. Dans ce dernier cas le rayon arrivant sur l'atome sera partiellement ou totalement absorbé (39). On sait que l'énergie E (en Joules) transportée par un photon est $E = hf$, où f (en Hz) est la fréquence du rayonnement électromagnétique associée à ce photon, et h la constante de Planck ($h=6,62 \cdot 10^{-34} J.s$).
- Couche énergétique : les électrons gravitant autour du noyau d'un atome peuvent occuper des orbites différentes de positions bien connues. Le passage d'un électron d'une orbite à une autre par éloignement du noyau correspond à une augmentation de l'énergie interne de l'atome.

- La raie spectrale : la probabilité qu'un groupe d'atomes puissent interagir par absorption ou émission stimulée avec un champ électro magnétique, ou la probabilité de produire un champ par émission spontanée sur une largeur dv sont notées $g(v)dv$, la fonction $g(v)$ étant appelée profil de raie : cette fonction incorpore tous les mécanismes d'élargissement de la transition. Autour de la fréquence centrale v_0 de la raie, la fonction $g(v)$ est étalée sur une largeur de l'ordre de Δv .

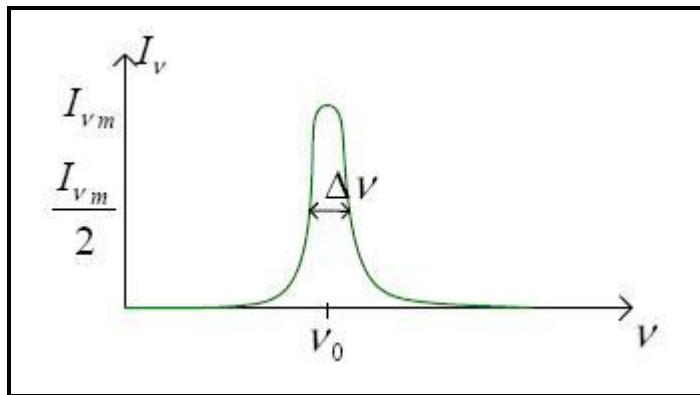


Figure 13. profil de la raie spectrale.

- Milieu actif: C'est un milieu qui possède une structure appropriée de niveaux d'énergie capable d'être facilement excités et possédant la capacité de stocker l'énergie reçue de l'extérieur.(39)

1.2.1.3.2. Absorption ou pompage

C'est le passage d'un électron d'une couche énergétique(E_1) proche du noyau vers une couche énergétique(E_2) plus périphérique par absorption d'un photon d'énergie. L'atome passe d'un état stable à un état excité. L'absorption d'énergie électromagnétique par un atome obéit donc par la relation $E_2 - E_1 = hf$. (39)

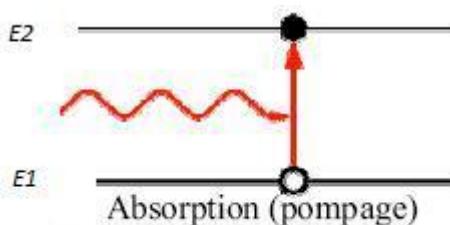


Figure 14. (44)

Un atome excité se trouve dans un état dit « métastable » cela signifie qu'il va naturellement tendre à revenir dans son état stable, soit spontanément, soit grâce à une stimulation extérieure.

1.2.1.3.3. Principe d'émission spontanée

C'est l'émission d'un photon d'énergie due à la désexcitation d'un électron d'une couche périphérique (E_2) d'un atome excité pour retourner vers un état stable. Cette libération d'énergie est provoquée par le passage de l'électron vers une couche énergétique (E_1) plus proche du noyau. Cette perte d'énergie obéit à la même relation que dans le cas de l'absorption : $\Delta E = hf$, ΔE représentant l'énergie perdue par l'atome et f la fréquence du rayonnement émis. Cette émission spontanée, ou fluorescence, n'a pas lieu simultanément pour tous les centres excités. Le nombre d'atomes restant excités au bout d'un temps t est proportionnel à : $e^{-t/\tau}$. La constante τ , variable suivant les atomes et la longueur d'onde émise, est appelée durée de vie de l'état excité. Elle peut varier entre quelques secondes et une fraction de nanosecondes. L'émission spontanée est incohérente : Chaque atome émettant indépendamment des autres, à un instant quelconque, et pendant une durée très brève, il n'y a pas de relation de phase, de direction, de polarisation entre toutes ces émissions, et le rayonnement est omnidirectionnel. Seule la fréquence est fixée par l'intervalle de niveaux d'énergie entre lesquels s'effectue la retombée. Cette valeur est d'ailleurs légèrement modifiée par effet Doppler ; le mouvement désordonné de l'émission liée à l'agitation thermique, provoque un élargissement de la raie spectrale (c'est la largeur Doppler, elle dépend des conditions de températures et de pressions). (39)

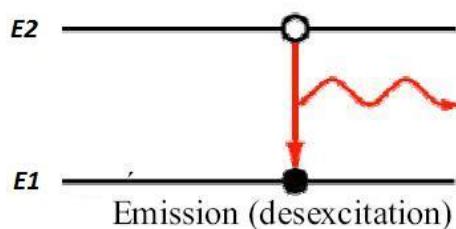


Figure 15. (44)

1.2.1.3.4. Principe d'émission stimulée

Ce phénomène est découvert par Einstein en 1917. Lors de l'émission stimulée, un premier photon, en rencontrant un électron excité, provoquera sa désexcitation et le forcera à émettre un second photon. La lumière laser est dite cohérente parce que ces deux photons sont de même fréquence et de même phase. La fréquence du rayonnement est toujours donnée par la relation $E_2 - E_1 = hf$. Mais cette émission n'est plus spontanée. Elle est provoquée par l'arrivée d'un photon, de même énergie que celle susceptible d'être libérée par l'atome retombant au niveau inférieur. Cette émission stimulée possède des propriétés remarquables : les rayonnements inducteurs et induits ont la même phase, la même direction et la même polarisation. Il n'y a donc aucune discrimination physique possible entre le photon inducteur et le photon induit et tout se passe comme si il y avait une véritable « Amplification de lumière par émission stimulée de rayonnement ». Voilà donc l'explication du terme "L.A.S.E.R.".

(39)

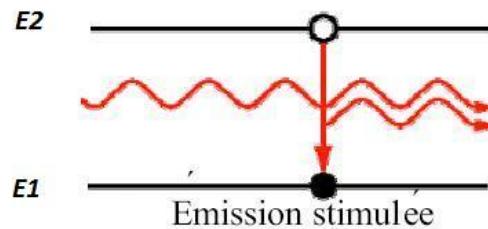


Figure 16. (44)

1.2.1.3.5. Principe d'amplification ou inversion de population

Dans un corps à l'équilibre thermique à température ambiante il n'y a pratiquement pas d'atomes à l'état excité. Ainsi un rayonnement incident a une probabilité très voisine de zéro de provoquer une émission stimulée, et une probabilité très voisine de un d'être absorbé. Donc pour avoir une émission stimulée importante, il faut que la population d'atomes excités (N_2) du corps stimulé soit supérieure à la population d'atomes à l'état fondamental (N_1) c'est à dire $N_2 > N_1$. Ceci sera réalisé, hors de l'équilibre thermique, par une excitation appelée « pompage », c'est le principe d'amplification qui produit l'inversion de population. (39)

Exemple du laser à rubis : premier laser, conçu par Maiman en 1960

C'est un laser à solide, il s'agit d'un cristal d'alumine contenant des ions de chrome trivalent dans une proportion de l'ordre de 0.05%. ce sont les ions Cr³⁺, substitués à des ions Al³⁺ (par dopage) qui sont les ions actifs au sens de l'émission stimulée.

C'est un système à trois niveaux, le pompage produit ici une inversion de population entre le niveau fondamental 1 et le niveau excité 3. Puis le niveau 3 se dépeuple vers le niveau 2 par une transition non radiative (échauffement) qui se produit dans un laps de temps très court (10^{-7} s). Enfin les atomes excités sont dans leur état métastable (niveau 2) et leur retour à l'état fondamental donnera un rayonnement par émission stimulée d'ondes de 694nm (monochromatisme). Voici cet exemple illustré dans la figure suivante :

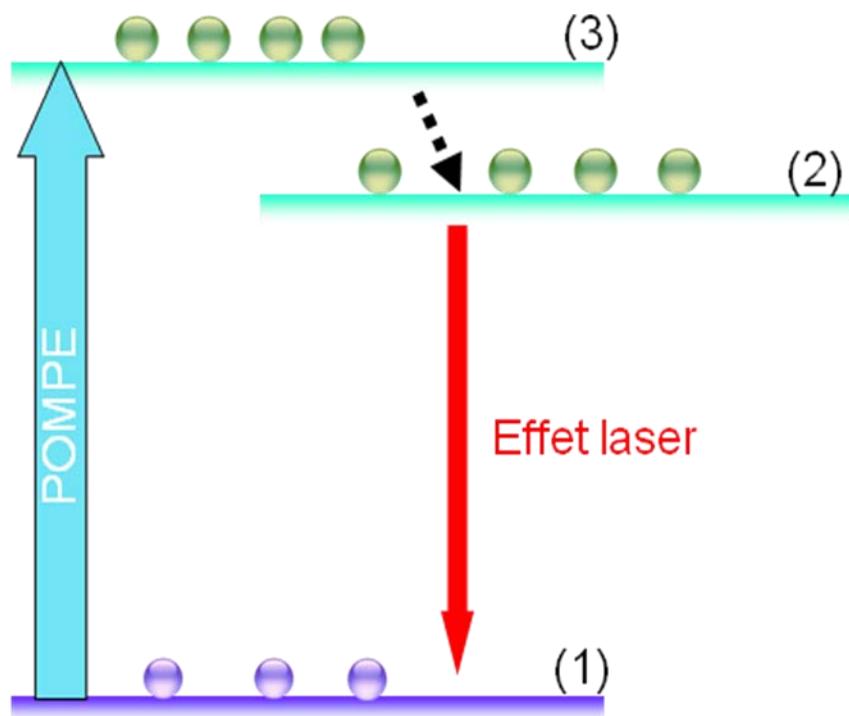


Figure 17. schéma du laser à trois niveaux

Rubis : ion Cr³⁺ en substitution de Al³⁺ dans matrice d'alumine

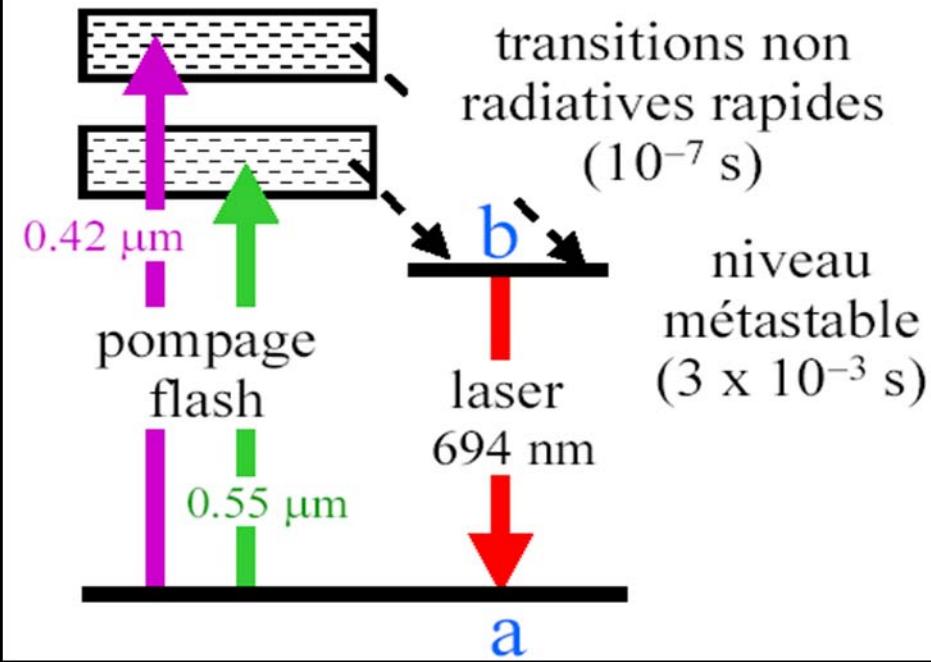


Figure 18. schéma de fonctionnement du laser à rubis

En résumé :

- Notions de physique quantique : état fondamental, état excité, couche énergétique, raie spectrale, milieu actif.
- Principe utilisé dans les lasers : absorption, émission spontanée, émission stimulée.
- Application : le laser à trois niveaux, exemple du laser à rubis.

1.2.2. Principe et schéma de fonctionnement du laser

1.2.2.1. Principe de fonctionnement

On effectue une inversion de population dans un milieu actif par pompage au sein d'une cavité résonnante. La cavité résonnante est constituée de deux miroirs parallèles, l'un est totalement réfléchissant (100%), l'autre est semi-transparent (90% de réflexion) de façon à permettre la sortie du rayonnement généré. Ce rayonnement dans son trajet formé de multiples réflexions entre les miroirs s'amplifie par émission stimulée à chaque passage dans le milieu actif. Au niveau du miroir semi transparent, une certaine fraction du champ traverse le miroir pour constituer le faisceau laser tandis que la fraction réfléchie effectue un trajet inverse le long de l'axe, résultant en un accroissement de l'intensité dans la cavité. Cette réaction en chaîne produit la libération de l'énergie stockée dans le niveau supérieur de la transition de manière extrêmement rapide, convertissant cette énergie en une onde électromagnétique de très forte intensité. La source de pompage est constituée par exemple d'une lampe à éclairs amplifiée par un réflecteur ou par des impulsions électriques (comme dans le cas des lasers à gaz). Une fois le pompage effectué, un faisceau de lumière monochromatique de longueur d'onde(λ) appropriée (ex : 694nm dans le cas du rubis) arrive dans le milieu actif qui va amplifier le rayonnement laser par émission stimulée.

1.2.2.2. Schéma du laser

Les trois éléments fondamentaux qui composent le laser sont le milieu actif, le système de pompage et la cavité résonnante (ou cavité de Perot-Fabry).

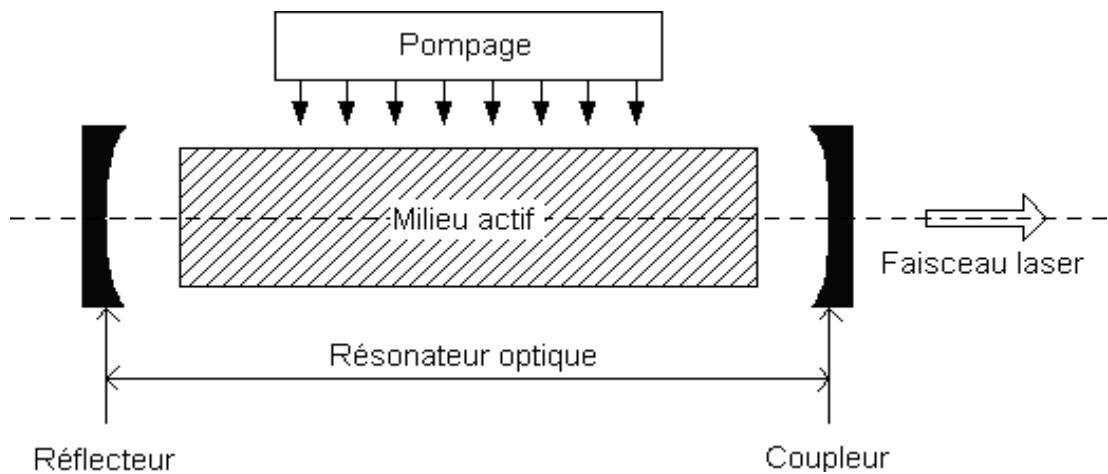


Figure 19. représentation schématique du laser (44)

1.2.2.3. Mode d'émission des lasers

Deux types principaux d'émission laser coexistent, ils dépendent directement du milieu actif utilisé par le laser. Ce sont le mode impulsionnel et le mode continu.

1.2.2.3.1. Mode impulsionnel

L'émission impulsionnelle correspond à des pics de libération de lumière laser très brefs mais de puissance élevée, appelés pics de puissance crête. Cette émission peut être relaxée ou déclenchée.

- Mode relaxé :

Aussi appelé le mode "pulsed" en référence à la langue anglaise, il se caractérise par une succession d'impulsion de 10^{-7} à 5.10^{-7} s par pulse (44), la variation de durée du pulse est permise par le système de pompage, par exemple s'il s'agit d'un pompage optique, c'est en modulant la décharge d'une lampe flash que l'on fait varier la durée de l'impulsion.

Si les impulsions prennent un rythme régulier, le type d'émission est dit "auto-oscillant". (5)

- Mode déclenché :

Dans ce mode d'impulsion le pic de puissance crête est considérablement plus élevé et alterne avec un temps de repos, la durée est de 10^{-15} (femto seconde) à 10^{-7} s par pulse (44) et la puissance peut atteindre 10^9 W soit 1 Gigawatt ! Ce mode d'émission est appelé "impulsion géante" en Français (5), mais on utilise plus couramment le terme "superpulse" ou mode "Q-switched". C'est l'effet recherché des lasers CO₂, Nd:YAG, Er:YAG.

1.2.2.3.2. Mode continu

Le mode continu a pour principe de conserver la puissance du rayonnement constante tout au long du temps de l'émission. Mais en réalité l'émission n'est pas continue à proprement parler, en effet elle est constituée d'une succession d'impulsions individuellement si longues qu'elles se chevauchent. Elles sont donc intriquées les unes dans les autres dans le temps. Fondamentalement ce mode d'émission correspond au mode relaxé, mais en pratique on obtient un rayonnement continu qui va pouvoir durer des heures sans interruption et sans variation sensible de puissance. (5)

Quand la longueur d'onde se situe entre 315nm et 1400nm alors la durée du pulse est de 0.1s et quand λ est supérieur à 1400nm alors la durée du pulse est supérieur à 0.5 ms. (44)

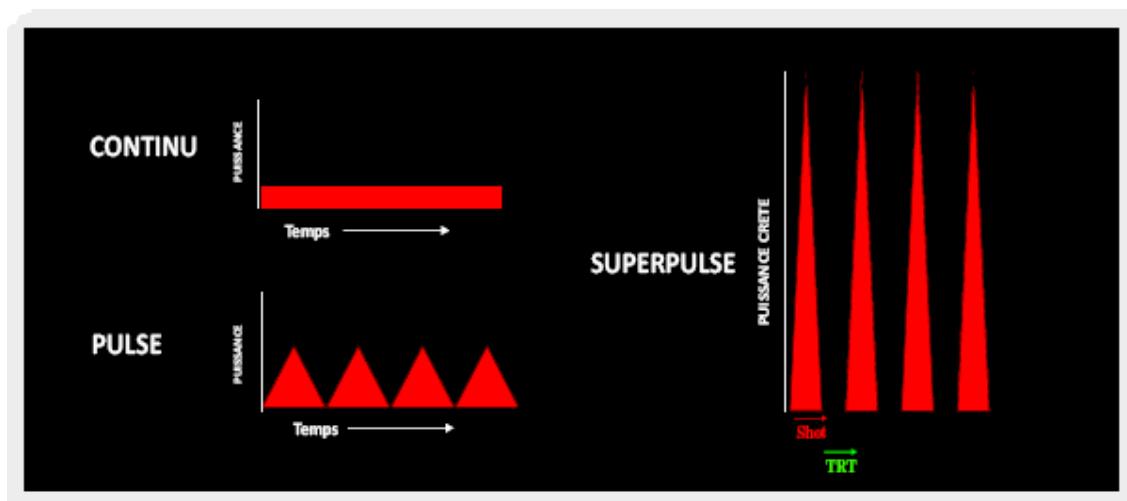


Figure 20. Schéma illustrant les différents modes d'émission laser.

1.2.2.3.3. Autre mode d'émission

Le mode scanner : Le mode « Scan » ou « Scanner » est un ancillaire disponible sur certains lasers CO₂. C'est un système de balayage qui permet, lors de traitement de moyennes ou grandes surfaces, de répartir de manière homogène l'énergie laser sur le tissu cible. L'usage le plus répandu est le traitement des angiomes.

En résumé :

- Fonctionnement du laser : la cavité résonnante (cavité de Perot-Fabry), le pompage, le milieu actif.
- Les modes d'émission des lasers : mode impulsif (pulsed, Q-switched), mode continu, mode scanner.

1.3. Interactions entre le laser et le tissu vivant et précautions d'usage en pratique courante.

Primum non nocere, lorsque l'on utilise un laser dans sa pratique courante il faut savoir quel effet on recherche et sur quel type de tissu on veut travailler pour ne pas occasionner de dommages dus à une utilisation non consciente de son matériel. Il faut donc à la fois connaître les propriétés physiques et optiques du laser que l'on désire utiliser mais aussi celles du tissu ou des tissus qui seront la cible des tirs. En effet chaque laser possède sa propre longueur d'onde qui va définir son champ d'application clinique en fonction de l'effet qu'il est capable de produire sur un tissu donné.

1.3.1. La lumière laser dans les tissus

1.3.1.1. Réflexion

Le phénomène de réflexion sur une surface résulte du changement de direction du rayon lumineux due à son interaction lors de sa rencontre avec cette surface. Lors de la réflexion, la longueur d'onde et l'énergie du photon lumineux réfléchi ne sont pas modifiées ; comme nous l'avons vu dans notre rappel sur l'optique sa direction est opposée à celle du photon incident. (11)

1.3.1.2. Transmission

C'est la pénétration du rayon laser au travers du tissu, dans ce cas la nature de la matière n'a pas d'influence sur la longueur d'onde du rayon. Lors du phénomène de transmission, l'énergie, la collimation et la direction du rayon sont inchangés. (11)

1.3.1.3. Diffusion

La diffusion c'est le changement de direction du rayon lumineux lors de son interaction avec une particule de petite taille ou dans un milieu inhomogène ou trouble. La

diffusion de la lumière peut provoquer un changement énergétique dans le rayon incident se traduisant par plusieurs effets possibles tels que ; l'absorption, la réflexion diffusée ou encore la transmission diffusée. L'angle ou la quantité de rayonnement diffusé est dépendant de l'importance relative entre la longueur d'onde du rayon lumineux et la taille de la particule. (11) Pour un milieu donné on pourra définir un coefficient de diffusion noté μ_s .

1.3.1.4. Absorption

Dans ce cas l'énergie du rayon laser est absorbée par la cible puis convertie, le plus souvent en chaleur mais elle peut aussi être réémise avec une longueur d'onde différente, c'est la fluorescence. (11) Pour un milieu donné on pourra définir un coefficient d'absorption noté μ_a .

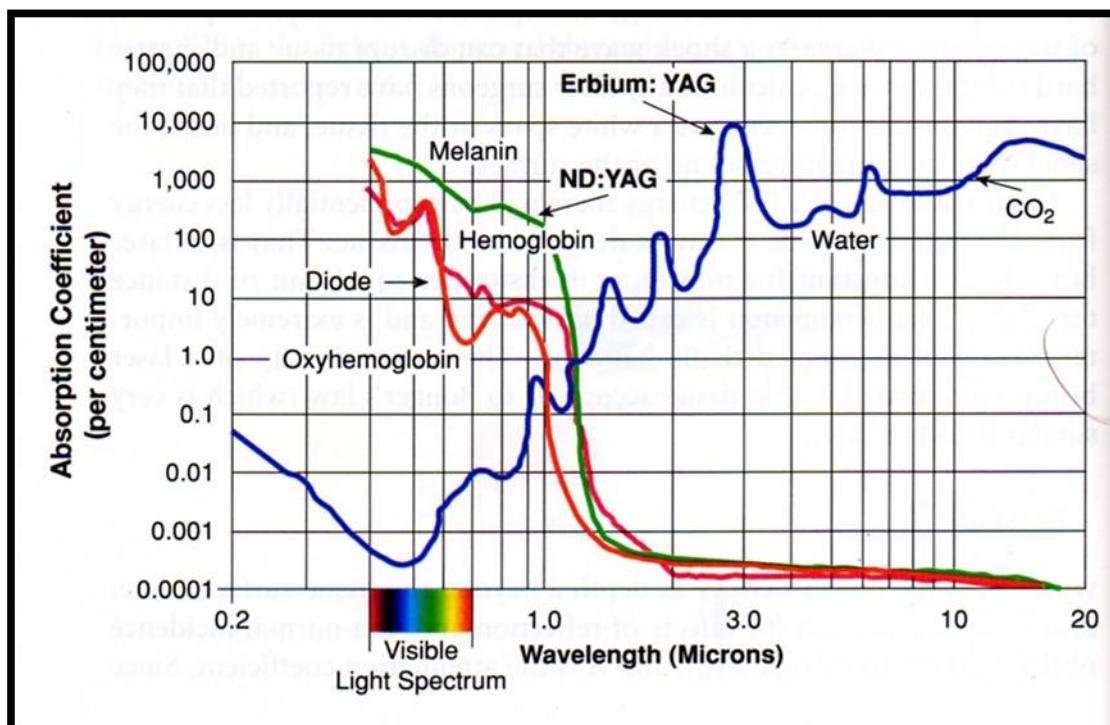


Figure 21. Coefficient d'absorption μ_a de différents constituants biologiques en fonction de la longueur d'onde λ . (L'hémoglobine est à une concentration sanguine normale de 150gHb/L) (11)

Pour conclure sur cette partie portant sur la lumière dans les tissus il faut rappeler que chacun de ces paramètres pris séparément (réflexion, transmission, diffusion et absorption) est spécifique d'un tissu donné, il en découle un comportement spécifique du rayon lumineux qui le traverse déterminé par le facteur d'anisotropie (g) du milieu,

de son indice de réfraction et du coefficient d'absorption (μ_t) de la lumière propre à chaque tissu (ce dernier est la somme des coefficients d'absorption (μ_a) et de diffusion (μ_s) du tissu : $\mu_t = \mu_a + \mu_s$). (11)

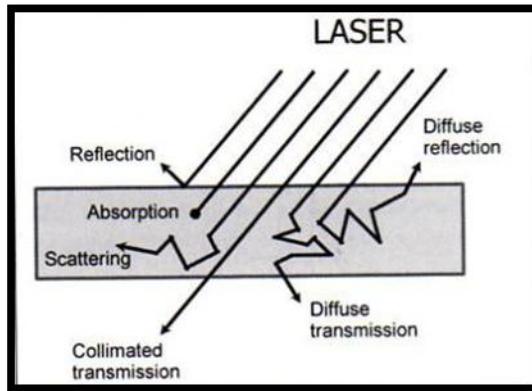


Figure 22. interaction de la lumière dans un milieu anisotrope (11)

1.3.2. Effets des lasers sur les tissus vivants

L'effet des lasers sur le vivant dépend d'une part des caractéristiques propres au laser utilisé mais dépend bien sûr du tissu cible et de ses caractéristiques ; longueurs d'onde absorbées par ses constituants, transmission aux couches sous-jacentes, diffusion dans chaque couche, qualité du tissu (tissu dur, tissu mou). Ces éléments vont ensuite permettre de déterminer un volume tissulaire d'action et non pas seulement une surface d'action. Détaillons maintenant les effets connus des lasers sur les tissus biologiques.

1.3.2.1. La biostimulation

C'est la capacité du rayon laser à agir sur le vivant sans l'altérer, en effet la lumière laser à la propriété de modifier l'activité enzymatique des cellules, voir d'induire des proliférations cellulaires, c'est ce que nous verrons en détail dans la partie consacrée à la LLLT (Low Laser Level Therapy cf. 2.3.12)

1.3.2.2. Effet thermique

C'est le principal effet du rayonnement laser utilisé en thérapeutique. Il résulte de l'absorption par les tissus de l'énergie transportée par le faisceau laser et de sa dégradation locale en chaleur. Ainsi la quantité surfacique d'énergie ou fluence (J/cm^2)

définit l'échauffement des tissus en fonction de cette densité surfacique d'énergie. Suivant son importance on peut observer une coagulation, une carbonisation ou une volatilisation des tissus. Par ailleurs le spectre d'absorption des différents tissus en fonction de la longueur d'onde révèle des variations notables du pourcentage d'énergie absorbée. Sur le plan clinique on s'intéressera à la notion de volume interactif dans lequel se produit la dégradation énergétique en chaleur puisqu'il faut tenir compte à la fois de la densité surfacique d'énergie, mais aussi de la profondeur tissulaire atteinte par le rayonnement. Il existe par exemple entre le laser CO₂ et le laser Nd : YAG un rapport de pénétration de l'ordre de 1 pour 16. L'analyse de l'interaction rayonnement/tissu permet de conclure que lorsque l'on veut volatiliser un tissu dans le but d'effectuer une coupe franche ou la destruction d'une tumeur par exemple il faut que le volume interactif soit le plus faible possible, pour obtenir une élévation thermique rapide ainsi qu'un faisceau focalisé donnant un impact de surface (spot) le plus réduit possible et un rayonnement peu pénétrant, c'est le laser à CO₂ qui sera dans cette situation le plus indiqué. (39)

A l'inverse lorsque l'on veut coaguler un tissu pour assurer son hémostase ou détruire in situ de petites tumeurs, la température locale doit être comprise entre la température nécessaire à la coagulation des protéines et celle entraînant une carbonisation. (39)

Les différents effets thermiques tissulaires (39) :

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

- La température de 42°C, constitue la température critique au delà de laquelle les effets de l'hyperthermie apparaissent.
- Entre 42°C et 54°C, l'hyperthermie n'entraîne aucune modification irréversible.
- Entre 58°C et 99°C, on observe une coagulation des protéines associées à une rétraction des fibres de collagène (à partir de 80°C).
- A partir de 100°C c'est la vaporisation ablative ; elle se caractérise par l'évaporation de l'eau tissulaire et la carbonisation des chaînes protéiques. Cette réaction est exothermique et s'ajoute à l'énergie apportée par le faisceau laser.

Le volume interactif dans lequel se produit la dégradation thermique est fonction de la profondeur de pénétration du rayonnement et de la profondeur de la dénaturation. Les dommages thermiques tissulaires doivent être envisagés comme une double lésion entraînant d'une part, un dommage primaire dû soit à la destruction par la brûlure (tissus mous) soit à la fusion (tissus durs), et d'autre part un dommage secondaire dû à la dénaturation des protéines et enzymes du tissu sous-jacent, consécutif à la conduction de chaleur en profondeur, dans le tissu qui se nécrose pour des températures supérieures à 58°C. (39)

1.3.2.3. Effet photochimique

Dans certains cas, l'effet thermogène, comme nous l'avons décrit ci-dessus, l'absorption énergétique globale peut être beaucoup plus sélective n'intéressant alors qu'une seule des substances constitutantes cellulaires. On sait que certains constituants cellulaires absorbent électivement une ou plusieurs longueurs d'ondes du spectre électromagnétique. Par conséquent si on irradie ces constituants à l'aide d'un faisceau laser de longueur d'onde correspondant au(x) pic(s) d'absorption(s), ils absorberont de façon singulière la plus grande partie de l'énergie qui les atteindra. Ainsi peut être obtenue une dénaturation voire une destruction *in vivo* d'un constituant cellulaire donné, sans pour cela entraîner une apoptose cellulaire. Sur le plan pratique deux grandes applications sont en cours d'étude. Premièrement, la photo-activation ou la photo-inhibition des couples enzymes-substrats, qui sont à la base de toute physiologie cellulaire. Ils permettraient d'intervenir électivement sur un métabolisme particulier. D'autres parts l'effet photochimique a une application qui pourrait se révéler très prometteuse en cancérologie par l'utilisation de produits photo sensibilisant. Utilisés sous formes d'injections, les dérivés de l'hématoporphyrine (HPD) créent un gradient cellulaire par fixation préférentielle à certains composants lipidiques de la membrane cellulaire, qui dans le cas de cellules saines seront éliminées en 24h à 48h tandis que les cellules cancéreuses les présenteront toujours à leur surface après 48 heures. Si on les irradie avec une lumière rouge de 635nm alors on décompose l'HPD *in situ* générant ainsi un composé cytotoxique qui va détruire la cellule cancéreuse. Cette technique présente deux inconvénients majeurs ; la photosensibilisation du patient, et la faible pénétration tissulaire du rayonnement. Ces

applications concernent les lasers fortement absorbés dans les colorants (KTP, diode).

(39)

1.3.2.4. Effet électromagnétique

L'un des autres effets du rayonnement laser sur les tissus biologiques réside dans le champ électrique qui accompagne le réseau. En effet d'après Einstein, dans la théorie électromagnétique de la lumière, on décompose le faisceau en un photon lumineux et une onde électromagnétique sinusoïdale ; formée d'un champ électrique et d'un champ magnétique. D'après la propriété de cohérence spatiale de la lumière laser, tous les photons d'un faisceau laser sont en phases, il y a donc sommation de la valeur des champs électrique et magnétique de chaque photon en chaque point du faisceau. En conséquence le champ électrique lié au faisceau peut atteindre des valeurs de l'ordre de 10^7 à 10^{12} V.m⁻¹. Par ailleurs on sait que les champs électriques qui règnent entre électrons et noyaux des atomes sont de l'ordre de 10^8 à 10^{12} V.m⁻¹. On conçoit donc aisément que des tirs lasers puissent détruire toute organisation moléculaire, et entraîner à la fois des ionisations, des ruptures de liaisons et des radicaux libres. Ils peuvent aussi interagir avec les constantes physiques des milieux traversé, tel la conductivité et la constante diélectrique des tissus ou encore la polarisation membranaire des cellules, entraînant des désordres dans les échanges ioniques transmembranaires. Cet effet électromagnétique est celui utilisé dans les lasers à impulsions ultracourtes (nano ou picosecondes) : le champ électrique crée un point de focalisation qui atteint une valeur telle qu'un véritable micro plasma est créé au milieu duquel la température et surtout la pression sont extrêmement importantes. L'expansion de ce plasma dans le milieu va créer une onde de choc très puissante capable de dilacérer mécaniquement les tissus. Cet effet peut être atteint avec des lasers CO₂, Nd:YAG, Er:YAG lorsqu'ils sont utilisés en mode superpulsé. (39)

1.3.2.5. Effet mécanique ou photo ablatif

On sait que les protéines, les amides et les peptides absorbent de façon intense les UV "B" et "C". Donc l'effet d'un laser à UV avec une énergie de l'ordre de 10⁸ W/cm² sera la photo dissociation des chaînes polymérisées constituant la matière organique avec répulsion de type électronique des fragments. Il s'en suit une section tissulaire

athermique de 3 à 5 μ m, sans zones de nécrose de coagulation adjacente. On abouti donc à un effet de coupe très fin qui sera utilisé en microchirurgie, il s'avère que la cicatrisation est excellente grâce à ce mode de coupe. C'est l'effet des lasers Ho:YAG utilisé pour la lithotritie. Les lasers excimers avec leurs courtes longueurs d'onde, 193 et 248 nm, et des durées d'impulsion inférieures à 10^{-7} secondes, parviennent à dissocier avec précision les liaisons chimiques entre les molécules cellulaires, sans entraîner de dommages thermiques importants. Le laser Excimère est surtout utilisé en ophtalmologie où sa précision permet de pratiquer des photokératotomies axiales. (39)

1.3.2.6. Effet non linéaire ou multi-photonique

Dans certaines conditions et avec certains milieux la longueur d'onde du réseau peu changer : ainsi, un faisceau infrarouge peut engendrer un faisceau vert, qui lui-même peut engendrer un faisceau ultraviolet : c'est le doublement ou quadruplement de fréquences. De même il existe des additions, des soustractions ou des décalages de fréquences. De là va naître l'effet multiphotonique ou non linéaire, c'est-à-dire la possibilité pour plusieurs photons de sommer leurs énergie pour aboutir à un effet physico-chimique. Cet effet tératogène bien que statistiquement présent est quantitativement pratiquement inexistant.

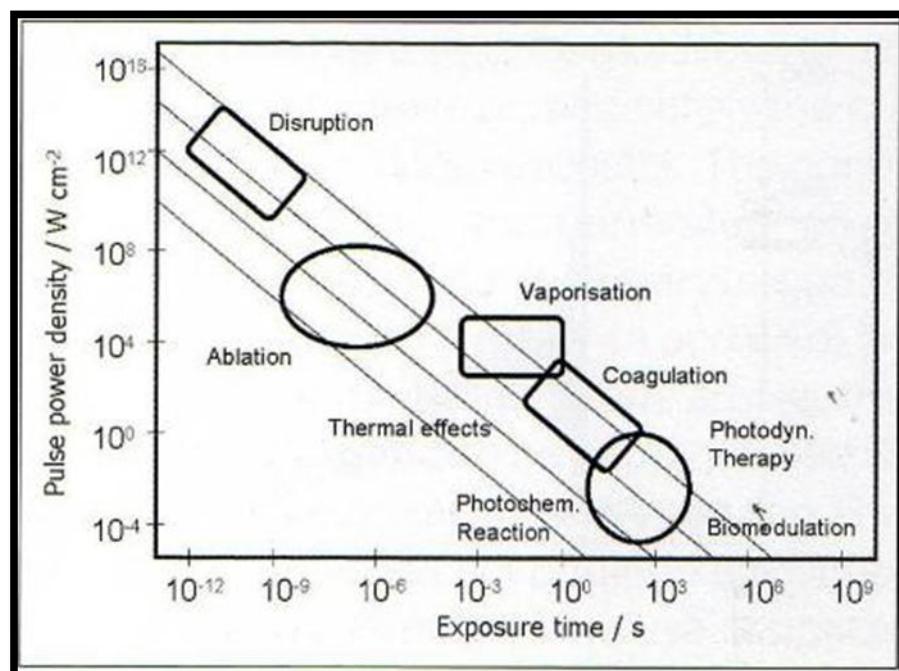


Figure 23. Diagramme représentant les effets tissulaires des lasers dans les tissus en fonction du temps d'exposition et de la densité de puissance du tir. (11)

Réactions photochimiques	Réaction photothermique	Effet non linéaire
biostimulation	Coagulation	photoablation
Photothérapie dynamique (PDT)	Vaporisation	Photodisruption (formation d'un plasma)

Tableau 1 Les trois processus majeurs d'interaction tissu/laser. (11)

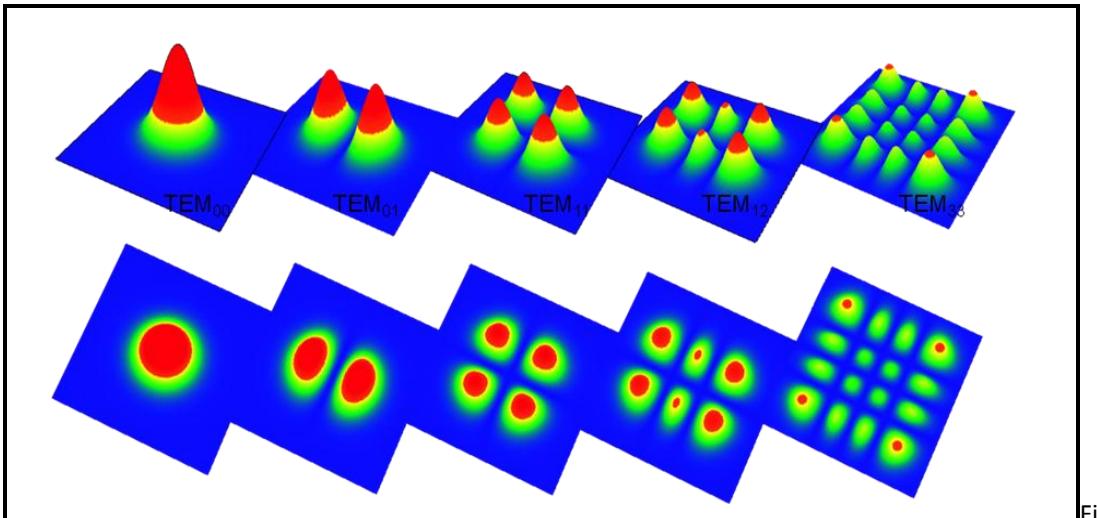
1.3.2.7. Les caractéristiques du tir laser

- Durée du pulse :

Aussi appelé « temporal beam profil » en langue anglaise, elle est fondamentale, elle est limité par un point de départ et d'arrivée situé dans le FWHM (Full Width At Half Maximum). Ainsi elle peut varier de l'ordre du femtoseconde à plusieurs centaines de microsecondes. Elle fait toute la différence entre le mode Q-switched et le mode pulsé. (11) (44)

- Profil du tir dans l'espace :

En anglais « spatial beam profil » ou encore « TEM modes » c'est la structure du tir, on peut la représenter (à l'inverse de la durée du pulse) graphiquement puisque l'on peut obtenir son emprunte spatiale en tirant dans du papier thermosensible. Cette structure dépend en fait de la cavité du résonateur du laser, plus précisément de sa géométrie. Les appareils optiques (miroirs, lentilles) traversés par le rayon laser n'ont aucune influence sur le profil du tir, à l'exception de la fibre optique lorsqu'elle conduit le rayon sur une distance d'au moins 0.5m. Dans le cas précédent la structure du rayon est détruite. Le profil du tir n'a pas d'influence sur le calcul de la dose, néanmoins la répartition spatiale permet d'expliquer qu'en un point (par exemple le centre pour le mode T_{00}) du tir l'énergie soit plus de deux fois supérieure à celle d'un autre point du même tir. (11) (44)



Figur

e 24.Exemple de TEM modes pour un résonateur à miroirs rectangulaire (11).

- Les paramètres du tir laser : (11) (44)

En résumé les paramètres que l'opérateur devrait connaître sur sa machine pour en maîtriser parfaitement les effets sont ;

- Pour les lasers opérant en continu :

La longueur d'onde (λ), la puissance (W), le temps d'irradiation (s), la surface d'irradiation du spot (cm^2), le débit du spray air/eau ($\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}$), l'irradiance (W/cm^2).

- Pour les lasers opérant en mode impulsionnel :

La longueur d'onde (λ), l'énergie délivrée par le tir (J), la durée du pulse (s), la fréquence du pulse (Hz), le temps d'irradiation (s), la surface d'irradiation du spot (cm^2), le débit du spray air/eau ($\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}$), la fluence (J/cm^2).

1.3.2.8. Effet des lasers sur les tissus durs

Tous les lasers ne sont pas prédisposés au travail des tissus durs en effet dans ce domaine seuls les lasers à Erbium (Er-YAG et Er-Cr YSGG), sont, en 2010, utilisés de manière efficace et sans risque de provoquer de dommages collatéraux. Ainsi c'est grâce à la très forte absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite de leurs longueurs d'onde infrarouges (Er-YAG : 2940nm Er-Cr YSGG : 2780nm) que l'ablation d'émail, de dentine ou d'os est possible par vaporisation de l'eau se trouvant dans les tissus. D'après la courbe d'absorption de l'eau (cf 1.3.1 Principe de fonctionnement des

lasers) le laser Er-YAG est 10 fois plus absorbé que le laser CO₂ et 20 000 fois plus que le laser Nd:YAG. (50)

En comparaison avec les fraises conventionnelles, la préparation de cavité de caries au laser produit beaucoup moins d'élévation de température et l'on se trouve bien en dessous du seuil des 5.5°C admis comme la limite au-delà de laquelle il existe une lésion de la pulpe dentaire. Il faut toutefois respecter la même contrainte que pour les instruments rotatifs à savoir le travail sous spray d'air et d'eau. (34)

Le phénomène observé est l'effet photomécanique, il y a ablation explosive. (24)

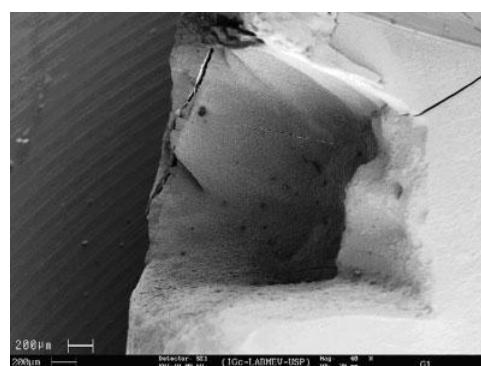


Figure 25. Représentation d'une cavité de préparation sur de la dentine faite par un laser Er YAG (Key3 Kavo), grossissement X40, vue en Microscopie Electronique à Balayage. (24)

L'ablation de tissu est plus importante dans l'émail que dans la dentine, de plus elle est encore plus rapide lorsqu'il s'agit de dentine infectée. On assiste donc à une ablation sélective de tissu, le mode de préparation correspond donc au concept de dentisterie conservatrice. (24)

En résumé :

- Comportement du rayon laser dans les tissus : réflexion, transmission, diffusion, absorption.
- Effet des lasers sur les tissus : effets thermique, photochimique, électromagnétique, photoablatif, multi-photonique, effet sur les tissus mous, effet sur les tissus durs.
- Les caractéristiques du tir : durée du pulse, profil spatial du tir, unités utiles en fonction du mode de tir continu ou pulsé.

1.3.3. Danger et précautions d'usage (44)

Les principaux dommages causés par les lasers concernent la peau et les yeux, ils sont fonction du temps d'exposition, de la longueur d'onde et de l'utilisation de matériels optiques (lunettes télescopiques, microscope, ...), capables de concentrer le rayon laser.

1.3.3.1. Classification des lasers

1.3.3.1.1. Ancienne classification :

Les lasers étaient classés avant 2003 selon quatre niveaux de dangerosité, du moins dangereux vers le plus dangereux : classe 1, classe 2, classe 3A, classe 3B, classe 4. Avec la modification de l'usage et des modes d'émissions proposés par les fabricants, l'évolution de cette classification s'est avérée nécessaire. Pour éviter la confusion, nous ne détaillerons pas cette classification puisqu'elle est aujourd'hui obsolète.

1.3.3.1.2. Classification depuis 2003 :

La nouvelle classification propose de décliner les lasers selon quatre niveaux eux même subdivisés en deux sous classes sauf pour le dernier niveau, comme suit : classe 1, classe 1M, classe 2, classe 2M, classe 3R, classe 3B, classe 4.

- Classe 1 :

Concerne les lasers dont la longueur d'onde est comprise entre 40µm et 400µm dans le visible (du bleu au rouge). Précautions à prendre : aucune. Dangers : aucun, quelque soit le temps d'exposition ou même l'utilisation d'amplificateurs optiques. Exemple : lecteurs CD.

- Classe 1M :

Remarque : « M » signifie « Magnifying Instruments », c'est-à-dire instruments optiques. Ceci pour mettre en garde contre l'utilisation d'instruments optiques lors des procédures utilisant le laser.

Pour les lasers avec des puissances inférieures à 5mW et une fluence de 25W/cm².

Précautions à prendre : lors de l'utilisation de matériels optiques. Dangers : aucun.

Exemple : lasers de mesures.

- Classe 2

Ce sont les lasers dont la longueur d'onde est comprise entre 400 et 700 nm dans le visible. Ces lasers sont sans danger tant que le réflexe de détourner le regard n'est pas affecté ; le réflexe de clignement de l'œil est approximativement de 0,25s. Les lasers concernés sont ceux dont la puissance est inférieure à 1mW. Précautions à prendre : ne pas rester devant le rayon pendant une durée prolongée ou regarder le rayon avec un appareil d'amplification optique. Dangers : pour l'œil si exposition supérieure à 0,25s ou utilisation de matériels d'amplifications optiques. Exemples : pointeurs, lasers de visée.

- Classe 2M :

De la même manière que dans la "classe 1M" cette catégorie concerne les lasers qui présentent un danger pour la rétine lors de leur utilisation avec un matériel d'amplification optique, dans le cadre d'une exposition prolongée mais aussi quand l'exposition est inférieure à 0.25s.

- Classe 3R :

Remarque : « R » signifie « Relaxed », cette nouvelle classe est apparue en 2003 et concerne le nouveau mode existant sur les lasers qui est le mode d'émission laser relaxé.

Les lasers concernés ne doivent pas excéder cinq fois la puissance maximum de sortie des lasers de classes 1 et 2. Précautions à prendre : entraînement de l'utilisateur, présence d'un LSO (Lasers Safety Officer) c'est-à-dire une personne compétente dans la connaissance des risques liés au laser utilisé (l'équivalent d'un personne radio compétente dans le cadre du danger lié aux radiations ionisantes). Dangers : pour l'œil mais pas pour la peau, quelque soit le temps d'exposition. Exemples : lasers de visée, lasers utilisés dans le bâtiment.

- Classe 3B :

Le danger est présent pour les yeux mais aussi pour la peau dans certaines conditions. Le réflexe de protection des yeux n'est pas suffisant, car même une exposition accidentelle de courte durée peut entraîner une blessure irréversible en cas d'irradiation directe et même si le rayon est réfléchi. Pour la peau l'exposition directe peut provoquer un dommage alors qu'il n'y a pas de risque si le rayon est réfléchi ou rétrodiffusé.

Les lasers concernés sont ceux dont la puissance est inférieure à 0.5W (UVA jusqu'au proche infrarouge). Il est à noter que le seuil est bien plus bas en ce qui concerne les UVB et UVC. Précaution à prendre : lunettes de protection, LSO, expérience de l'utilisateur. Dangers : yeux, peau en exposition directe. Exemple : lasers de mesures, spots (laser shows and alignment).

- Classe 4 :

Laser pour lequel le danger est maximal. Les lasers concernés sont ceux de puissances supérieures à 0.5W. Précautions à prendre : protection de la zone opératoire, LSO, expérience de l'utilisateur, port de lunettes, l'utilisateur doit prendre des précautions quand aux risques d'incendies lors des tirs. Dangers : yeux, peau, quels que soient les temps d'expositions, danger du rayon réfléchi, danger d'incendies si un objet traverse un rayon laser. Exemple : lasers médicaux.

1.3.3.1.3. Tableau recapitulative

Danger du rayon en fonction de la classe de laser: "-" = pas de danger, "+" = risque faible, "+++" = risque majeur						
	temps d'exposition supérieur 0,25s		temps d'exposition inférieur à 0,25s		rayon laser réfléchi	peau
	yeux	yeux+materiel optique	yeux	yeux+materiel optique		
type 1	-	-	-	-	-	-
type 1M	-	+++	-	+++	-	-
type 2	+++	+++	-	-	-	-
type 2M	+++	+++	-	+++	-	-
type 3R	+++	+++	+	+	-	-
type 3B	+++	+++	+++	+++	+	+
type 4	+++	+++	+++	+++	+++	+++

Tableau 2 Classification des dangers du rayonnement laser sur les yeux et la peau en fonction de la classe du laser considéré. (KUHN Julien)

1.3.3.2. Précautions d'usage

Voici la législation décrite, maintenant attachons nous à des notions plus concrète en pratique courante. Gardons tout de même à l'esprit qu'il ne faut pas stigmatiser l'emploi des lasers à cause des risques induits par leur utilisation, en effet les actes qu'ils permettent d'effectuer remplacent ou complètent des actes chirurgicaux effectués avec des lames froides ou encore des fraises montées sur pièce à main turbine qui comportent elles aussi leurs risques et précautions à prendre.

1.3.3.2.1. Conduite à tenir en cas d'accident

Le LSO (Laser Safety Officer) doit être prévenu, la machine ne doit plus être utilisée tant que les circonstances claires de la panne ne sont pas établies, une déclaration d'accident doit être faite selon une enquête rigoureuse. Le LSO doit mettre en œuvre des mesures qui empêchent que l'accident se reproduise de nouveau. Il doit tenir informé le service technique du laser, son chef de service ainsi que tous les utilisateurs de laser.

1.3.3.2.2. Précautions d'usage en pratique courante (44),

(22) :

Les précautions d'usage en cabinet dentaire et au bloc opératoire sont réparties selon cinq grandes catégories liées au risque auquel elles correspondent.

- Le dommage lié au matériel :

C'est le risque de choc électrique existant au même titre que lors de l'usage de tout matériel électronique nécessitant un haut voltage pour fonctionner. L'entretien et la vérification du matériel laser est bien évidemment obligatoire et doit être faite régulièrement par un personnel compétent.

- Le dommage lié à l'environnement :

Le principal dommage mis en cause ici est celui du dommage par le feu qui concerne quasi exclusivement le laser à CO₂. En effet il a une incidence de 7.3% du total des dommages causés, d'après une revue de la littérature Américaine (université du Michigan à New-York) de 54 articles en Mars 2000 concernant les principes de sécurité des lasers à CO² et à Erbium. Les principaux risques recensés sont la forte concentration en O² dans l'environnement de tir, le tir sur les sondes endotrachéales en plastique polyvinyle, le scotch de fixation de la sonde, certains lubrifiants inflammables utilisés sur les sondes. Il est à noter que les seuls feux induits par le tir laser ont été répertoriés lors de chirurgie oropharyngée. Les précautions à prendre sont la mise en place de compresses humides sur les sondes d'intubation endotrachéales, l'utilisation de sondes métalliques est recommandée. Il est aussi recommandé de placer des serviettes ou compresses humides sur la tête et autour du cou du patient pour absorber les tirs lasers. Il est proposé aussi d'affecter un personnel à la surveillance du laser durant les procédures qui ne nécessitent pas l'utilisation du laser : son rôle est de vérifier qu'il est bien en mode veille pour éviter les tirs non intentionnels. D'autre part la pédale d'activation doit être bien mise en évidence, facile d'accès et ne doit être activée que par l'opérateur. Enfin il faut placer à l'entrée de la pièce un panneau indiquant l'utilisation du laser dans celle-ci afin d'éviter les allées et venues non indispensables, donc l'exposition inutile de personnel durant la procédure,

en effet un tir même réfléchi peut enflammer les combinaisons, et protections (masque, charlotte...).

- Le dommage macrobiologique :

Comme nous l'avons décrit précédemment dans les paragraphes relatifs à la classification, le principal risque lié à l'utilisation des lasers concerne les yeux et la peau. En ce qui concerne l'œil, sa partie la plus vulnérable est la rétine qui une fois lésée affecte la vision de manière irréversible. L'épithélium cornéen lui est capable de se renouveler. Les accidents concernant les yeux constituent 75% des dommages relatés. Il est donc impératif de protéger les yeux du patient, du personnel et de l'opérateur par le port de lunettes de protection. Il est reconnu que des verres de lunette classique sont capable de stopper un tir laser CO₂, néanmoins il est absolument nécessaire que des protections latérales soient présentes. De plus un revêtement sombre à la surface des lunettes a été reconnu comme plus efficace dans l'absorption de la lumière laser. Pour ce qui est de la peau, les accidents représentent 13.9% de la totalité des cas relatés. Ces dommages ne concernent que rarement des zones éloignées du champ opératoire. Sauf dans le cas où un objet s'est trouvé dans la trajectoire du rayon laser. Enfin les dommages dentaires, la protection des dents avec des compresses humides semble être suffisamment efficace. En effet le rayon d'un laser CO₂ dirigé en continu sur une dent dans la trajectoire du tir a montré de possibles lésions de surface de type ; fêlures ou craquelures de l'émail.

- Le dommage microbiologique :

Le premier tissu concerné est celui des voies aériennes respiratoires, le risque est surtout lié au dégagement de fumée lors de l'utilisation du laser CO₂ : il concerne le patient mais aussi les personnels susceptibles de respirer ces fumées. En effet les tissus vaporisés se retrouvent dans les fumées sous forme de particules. D'après la revue de la littérature Américaine aucune particule de taille cellulaire n'a été retrouvée (7.5µm), ce qui laisse à penser qu'il y aurait peu voire pas de risque de vaporiser une cellule tumorale vers les voies respiratoires profondes. En revanche il n'y a pas de règle en ce qui concerne les virus, ce qui signifie que la transmission de virus est possible par les fumées. Les masques chirurgicaux standards, filtrant les particules supérieures à 0.5µm ne sont donc pas suffisants. On retrouve encore dans les fumées des substances

carcinogènes telles que des benzènes, du formaldéhyde et des acroléines qui sont les produits de la pyrolyse de substances telles que les nitrosamines par exemples.

Le second dommage classé microbiologique est le risque infectieux. Il est acquis que lors de tirs lasers des bactéries ou des virus sont envoyés depuis les couches superficielles de la peau vers le fond du cratère d'impact de tir. De plus il existe un risque pour le soignant d'être contaminé par la vaporisation de bactéries, champignons ou virus. Dans le cas de traitement de lésions de type HPV au laser CO2 le virus HPV a été retrouvé dans les vapeurs mais ne l'est pas toujours si c'est un laser à Erbium qui est utilisé. En ce qui concerne le VIH des particules virales sont effectivement retrouvées dans les vapeurs mais n'ont pas été démontrées comme pathogènes même si, on le sait, même un fragment de séquence virale peut avoir un potentiel pathogène. Comment alors expliquer que la contamination de praticien soit si faible voir inexistante puisque jamais documentée. Il semblerait que la faible quantité de particules virales présente dans les vapeurs soit insuffisante pour avoir un potentiel pathogène, de plus la présence d'une muqueuse lésée serait nécessaire pour qu'il y ait contamination. Un autre élément de réponse est la mise en place de mesures de sécurité efficace, notamment la présence d'une aspiration avec filtre placée à moins de 1cm de la pièce à main, qui serait efficace à 98.6%, cette efficacité chute à 50% si l'aspiration est à une distance de 2cm. Les fabricants construisent aujourd'hui des pièces à mains qui intègrent directement un système d'aspiration et de filtre. Le port des lunettes est indispensable pour se protéger des projections comme des tirs lasers. Le masque à haut pouvoir filtratoire (particule de 0.3 μ m) est malheureusement insuffisant pour le HIV (0.18 μ m) et pour les virions du papillomavirus (55nm). Il arrête cependant le HPV. Il semblerait toutefois que le pouvoir filtratoire mécanique insuffisant ne soit pas le seul à entrer en jeu, en effet le masque stoppe les particules par électrostatisme. Enfin nous devons préciser que le masque est traditionnellement utilisé afin de protéger l'entourage du porteur mais pas le porteur lui-même.

- Le dommage iatrogène :

L'aspect certainement le plus important dans la sécurité et les lasers réside dans la compétence de l'utilisateur. Celui-ci doit être conscient des risques et connaître le fonctionnement de son laser, quelles sont ses caractéristiques, quels effets il produit sur les tissus, quelles précautions il doit mettre en œuvre pour se protéger lui et son

entourage, l'apprentissage par un praticien plus expérimenté est idéal et enfin la formation continue est essentielle surtout dans ce domaine d'application qui évolue particulièrement vite.

En résumé :

- La classification des lasers
- Les précautions en pratique courante : CAT en cas d'accident, lunettes de protection, risque lié au feu, la contamination bactérienne et virale.

1.4. Les différents types de lasers médicaux

1.4.1. Laser solide (cristal)

1.4.1.1. Laser Neodymium-Ytterbium et Neodymium doublé en fréquence (KTP)

- Les lasers à Neodymium :

Laser à solide à quatre niveaux conçu pour la première fois en 1964 par Geusic et al. le laser Nd:YAG est le laser à solide le plus couramment utilisé, il émet à 1064nm, il peut être utilisé en mode pulsé avec des fréquences de tirs de plus de 10 kHz. Depuis 1966 il existe aussi en mode continu. Le procédé actuel de fabrication repose sur un cristal d'Yttrium-Aluminium-Garnet (YAG, $Y_3Al_5O_{12}$) auquel on adjoint un ion Néodymium (Nd^{3+}) qui est un Lanthanide (groupe des terres rares). La durée du pulse est variable (en μ sec) ; le pompage est optique : soit par une lampe à Xénon ou à Krypton, soit par une diode avec une longueur d'onde de 805 à 809nm en mode continu. L'avantage de l'excitation par un laser diode est que l'énergie reçue est exactement celle nécessaire pour effectuer le pompage, l'énergie est donc absorbée en totalité, cela diminue l'échauffement du cristal et augmente significativement son efficacité. Le rayonnement du Nd:YAG possède une grande homogénéité et s'avère idéal pour la multiplication de fréquence. En mode continu, sa puissance de sortie peut atteindre 500W. Ses indications en dentaire sont l'endodontie, la parodontie non chirurgicale et la chirurgie des tissus mous. (11)

En médecine il a longtemps été utilisé pour profondeur de pénétration dans les tissus supérieurs, ainsi que pour sa capacité de coagulation immédiate après l'incision. Un autre avantage notamment par rapport au laser CO₂ est de pouvoir se propager dans la fibre optique ce qui permet son utilisation en endoscopie (et en endodontie). (44)

Le laser Nd-YAP utilise, lui un cristal d'Yttrium-Aluminium-Pérovskite, il émet à une longueur d'onde de 1340nm dans l'infrarouge, pour visualiser le tir il possède un laser de visée He-Ne de 655nm (rouge), le fabricant a prétréglé le tir à une durée comprise entre 50 et 300 μ s selon le programme utilisé, il fonctionne en mode pulsé

uniquement, avec des puissances crêtes pouvant atteindre 2kW et une puissance moyenne de sortie de 6W.



Figure 26. Laser Nd:YAP (Lokki)

- Laser Ytterbium :

Le laser Yb-YAG au départ a été présenté comme sans intérêt puisque trop proche du Nd:YAG puisque sa longueur est de $\lambda=942\text{nm}$. Il a trouvé par la suite une application puisqu'en optimisant son régime d'émission on arrive à un temps de tir optimum pour la préparation des tissus durs. (44)



Figure 27. Nd YAG de chez Deka

- Neodymium doublé en fréquence (KTP)

Le doublement de la fréquence du laser au Neodymium donne une longueur d'onde de 532 nm, le pompage utilisé est en général un laser diode. Un cristal non linéaire est placé à l'intérieur de la cavité du résonateur afin de minimiser les pertes optiques. C'est ce qui donne à ce type de laser son nom puisque le cristal utilisé pourra être par exemple : le potassium titanyl phosphate ou KTP (KTiOPO_4). En dentisterie le (2ω) Nd:YAG possède comme applications ; la recherche fondamentale, la désinfection (endodontie et parodontie), la chirurgie des tissus mous, et l'éclaircissement (11).

1.4.1.2. Laser Holium et Holium-Thulium

Tout comme l'ion Néodymium Nd^{3+} et l'ion Erbium Er^{3+} , l'ion Holium Ho^{3+} peut être intégré dans un cristal d'Yttrium-Aluminium-Garnet (YAG). Sa longueur d'onde est de 2.1 μm , il est considéré comme non dangereux pour l'œil puisqu'il ne pénètre que de 0.1mm dans la cornée et n'atteint donc pas la rétine. A température ambiante il ne peut fonctionner qu'en mode pulsé avec un pulse de 500mJ, le mode Q-switched est aussi possible. Le mode continu n'est possible qu'à une température de -196°C (température de l'azote liquide). Traditionnellement le pompage était effectué à la lampe flash, aujourd'hui c'est le laser diode qui est employé (780nm, GaAlAs/GaAs diode laser). Théoriquement ce laser promettait de remplacer le laser à Erbium car il est totalement absorbé par la dent et permettrait de respecter l'émail et la dentine lors de son travail. En pratique ce laser a révélé des problèmes majeurs de transmission de chaleur qui ont causé l'arrêt de sa commercialisation. (44)

1.4.1.3. Laser Erbium et Erbium-chrome

C'est le laser le plus utilisé en dentisterie depuis 1988 pour la préparation de cavités de caries. La longueur d'onde d'émission est proche de 3 μm et son absorption est maximum dans l'eau et l'hydroxyapatite. Deux lasers à Erbium coexistent en dentisterie : l'Erbium:YAG qui émet à 2,94 μm et l'Erbium-Chrome:YSGG qui lui émet à 2,79 μm . Comme le laser à Neodymium, l'Erbium appartient à la famille des terres rares

(lanthanides) et il est placé au cœur d'un cristal. Actuellement les deux principaux cristaux utilisés consistent en Yttrium-Aluminium-Garnet (YAG, $Y_3Al_5O_{12}$) et l'Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet (YSGG, $Y_3Sc_2Ga_3O_{12}$) et génèrent les longueurs d'ondes rappelées ci-dessus. Le pompage se fait principalement par la lampe flash. Il ne fonctionne pas en mode continu, cependant en mode pulsé il donne une puissance de sortie de 20W avec un tir de 10 à 100mJ pouvant être amplifié et atteindre 1J et une fréquence maximum de 40Hz. En médecine l'application majeure de ce laser réside dans l'ablation des tissus, en dentisterie c'est le laser le plus représenté puisqu'il permet le travail des tissus durs ainsi que des tissus mous. (11) (44)



Figure 28. laser Er-Cr YSGG (Sirona)



Figure 29. laser Er:YAG (Key 3 Kavo)

1.4.1.4. Laser Rubis et Alexandrite

- Laser à rubis :

C'est le tout premier modèle de laser, réalisé par Maiman en 1960. Il est souvent utilisé comme modèle de référence de laser à trois niveaux. L'élément actif est un cristal d'alumine transparente (Al_2O_3) dopé avec 0.05% d'ions actifs chrome Cr^{3+} . Il émet à une longueur d'onde de 694.3nm. Son fonctionnement se fait soit en mode pulsé avec une puissance de sortie de quelques kilowatts. Soit en mode continu avec

une puissance de sortie allant de 30 à 100 MW pour des impulsions de quelques picosecondes. De nos jours le laser à rubis est toujours utilisé, notamment en holographie ou encore en chirurgie esthétique pour l'épilation laser. (44)

- Laser à Alexandrite :

Ce laser fonctionne, lui, à trois ou quatre niveaux. Il est constitué par un cristal de Chrysobéryl dopé au chrome ($\text{Cr}^{3+} : \text{GeAl}_2\text{O}_4$). Son émission varie en 700 et 815 nm. sa puissance de sortie est comparable à celle du laser à rubis, tant en mode pulsé que continu. (44)

1.4.1.5. Laser Titane et Saphir

Sa première utilisation remonte à 20ans. Il est aujourd'hui le laser à solide tunelisé le plus utilisé. Dans son cristal un ion Ti^{3+} est substitué à un ion à Al^{3+} dans l' Al_2O_3 à hauteur de 0.1% d'ion titane. Son cristal à l'avantage d'avoir une très grande conductivité thermique et d'être inerte chimiquement ainsi que résistant mécaniquement. Le système de pompage a longtemps été effectué au laser à Argon ou au laser KTP, de nos jours le pompage se fait par une lampe flash qui a été très difficile à mettre au point car elle nécessitait un très haut flux de pompage. Il représente le laser qui a connu le succès le plus important en mode Q-switched. Sa cavité de Fabry-Pérot doit comporter des miroirs de correction de la dispersion pour atteindre des fréquences de l'ordre du kHz de moins de 1mJ par tir. Ces applications en mode Q-switched sont utilisées en tomographie optique, malheureusement bien qu'idéal en médecine il est supplanté par le laser Nd:YAG qui possède un cout de production inférieur. (44)

1.4.2. Laser diode semi-conducteur

Les lasers à semi-conducteurs bien qu'existant depuis 1962 n'ont été opérationnels que depuis 1970 ; utilisés en mode continu ils peuvent utiliser les groupes II à VI de la classification périodique des éléments de Mendeleïev. Initialement conçu à l'Arsénure de Galium, le laser diode a évolué en introduisant dans son cristal d'autres éléments de la classification. Ainsi les longueurs d'onde vont des ultra-violets jusqu'aux infrarouges en passant par des longueurs d'onde dans le visible. L'intérêt des lasers

diode est qu'ils convertissent directement l'électricité en lumière avec un rendement de 50%. L'inconvénient est la forte divergence du rayonnement ainsi que son profil elliptique. Il est donc indispensable d'avoir un système de collimation dans sa conception. Cela rend alors possible une puissance de sortie de l'ordre du Watt. Une large utilisation a été rendue possible tant en médecine qu'en télécommunication ou encore dans l'industrie en tant que composant électronique grâce à sa longévité et à sa production de masse (11). Généralement l'émission du laser diode est facilement conduite par les fibres optiques (44).

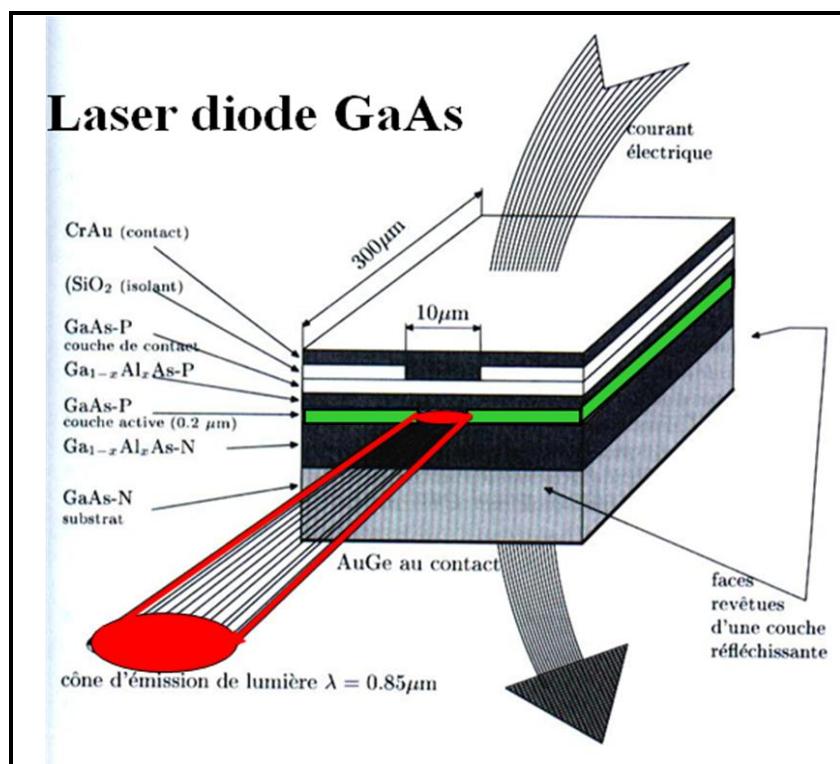


Figure 30. schéma de fonctionnement du laser diode.

Ces dernières années, deux grandes utilisations ont été faites du laser diode ; en dentisterie deux longueurs d'onde du proche infrarouge particulières ont émergé ; 810nm et 980nm utilisées en parodontologie essentiellement et en chirurgie des tissus mous ainsi qu'en endodontie. Cette utilisation en tant que "soft laser" se fait à faible intensité et convient aussi à la biostimulation (accélération de la cicatrisation, analgésie), la décontamination des zones opératoires (11). Et d'un autre côté on l'utilise comme système de pompage optique, spécifiquement pour les lasers à solide. (44)

Quelques exemples de lasers diodes en image :



Figure 31. laser diode GENTELray 980 Kavo

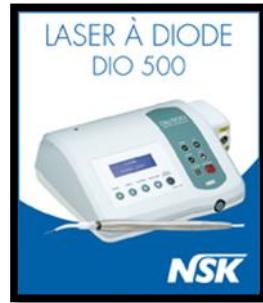


Figure 32. Laser diode NSK



Figure 33. laser diode Sirona



Figure 34. Laser diode Biolase

1.4.3. Lasers à gaz

1.4.3.1. Laser excimers

Ce laser est un laser à gaz utilisant des molécules instables appelées excimères, c'est-à-dire une molécule diatomique AB. A l'état fondamental les deux atomes ne sont pas liés (A+B état dissociatif), l'état excité est dit associatif (AB* molécule excitée). On parle de dimère pour définir deux atomes liés et d'excimère lorsque les atomes liés sont excités. Les deux principaux excimers sont ; le fluorure de Krypton (KrF) et le chlorure de Xénon (XeCl). Ces lasers émettent dans l'ultraviolet (248nm pour le KrF et 308nm pour le XeCl) avec une puissance de sortie de 5 à 10 W. Les longueurs d'ondes courtes telles que celles du KrF sont potentiellement carcinogénique puisqu'elles endommagent les chromosomes du noyau des cellules. (44)

1.4.3.2. Laser Argon et Argon-Krypton

C'est un laser à gaz rare ionisé, réalisé par Gordon et al. en 1964. Il fait partie de la classe des lasers à gaz rare comme les lasers à Krypton et à Xénon. Ils sont capables, en mode continu, de délivrer jusqu'à 100W. Ils émettent électivement dans l'ultra-violet et le spectre visible. Le laser à Argon ionisé (Ar^+) en dentisterie est utilisé notamment en chirurgie des tissus mous, pour la photopolymérisation et la prévention de la carie. Il émet entre 454 et 529 nm. En application dentaire les longueurs d'ondes les plus performantes sont à 488nm pour la photopolymérisation et 514.5nm pour sa forte absorption dans la mélanine, l'hémoglobine et l'oxyhémoglobine. (184)

Ce laser d'un coût élevé et à la maintenance onéreuse (durée de vie du tube environ 1000 heures seulement), ainsi que sa forte consommation électrique en font un laser possédant beaucoup d'inconvénients puisque ses applications dentaires sont très minces. (44)

1.4.3.3. Laser Helium-Neon

Le laser Hélium-Néon est le premier laser à gaz, c'est un laser à gaz rare à quatre niveaux, développé par Javan et al. en 1961, il est aussi le premier laser à émettre en continu. (44)

Utilisé en holographie et en interférométrie il trouve aussi des applications en biologie et médecine. Il émet une longueur d'onde dans le spectre visible de 632.8nm, il est le premier laser utilisé en photothérapie dynamique en 1993 et en LLLT (Low Level Laser Therapy en 1986). Les autres longueurs d'ondes commercialisées vont du vert au proche infrarouge ; 543nm (vert), 594nm (jaune), 612nm et 604nm (orange), 640nm ,635nm ,632.8nm ,629nm (rouge), 1152nm ,1523nm ,3391nm (proche infrarouge). La puissance de sortie sur de tels systèmes varie entre moins d'un milliwatt jusqu'à plusieurs dizaines de milliwatts. L'augmentation de puissance se fait en amplifiant le pompage. (11)

1.4.3.4. Laser Dioxyde de Carbone

Le laser CO₂ est le laser à gaz le plus puissant. Conçu en 1964 par Patel. Son énergie de sortie peut atteindre 100kW en mode continu, il peut aussi être utilisé en mode pulsé et superpulse (Q-switched) avec un pulse d'une durée de l'ordre de la nanoseconde pour une énergie de 100kJ, particulièrement utilisé en application industrielle. En dentisterie, son utilisation est généralement de puissance de sortie de 50W en mode continu et 300W en mode pulsé/superpulse. Le mélange gazeux du milieu actif est en fait composé de dioxyde de carbone (CO₂), d'hélium (He) et d'azote (N₂). Il émet à 10,6µm il est majoritairement absorbé dans l'eau et l'hydroxyapatite ce qui en fait un outil idéal pour la chirurgie des tissus mous et des tissus durs, il est aussi indiqué dans le traitement des leucoplasies. Malheureusement ce laser ne convient pas pour la préparation de cavité de caries. (11)

Le laser à CO₂ est capable d'être compact, efficace et bon marché, ce qui en fait un laser largement commercialisé. (44)

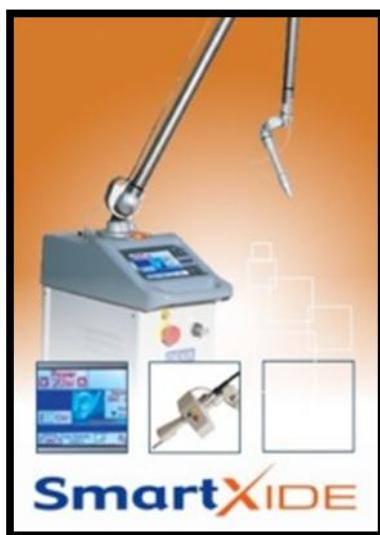


Figure 35. laser CO₂ Deka

1.5. Tableau récapitulatif des lasers et de leurs principales caractéristiques.

lasers		1/2 conducteurs	solide					gaz		
		diode	NdYAG	KTP (Nd-YAG doublé en fréquence)	NdYAP	ErYAG	Er-Cr:YSGG	CO2	Argon	HeNe
milieu actif	As-Ga (Arsénure de Galium)	cristal de grenat d'alumine à l'yttrium dopé au Néodium	cristal de grenat d'alumine à l'yttrium dopé au Nd ³⁺	Yttrium-Aluminium-Pérovskite dopé au Néodium	cristal de grenat d'alumine à l'yttrium dopé à l'Erbium	Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet dopé à l'Er-Cr	mélange de CO ₂ , N, He	Argon ionisé (Ar+)	gaz rare Hélium-Néon (He-Ne)	
longueurs d'onde	810nm, 980nm	1064nm	532nm	1340nm	2940nm	2780nm	10,6μm	488nm(1), 514,5nm(2)	proche infrarouge > visible	
absorption	eau	non	peu	non	moyen	oui	oui	oui	non	-
	hémoglobine	moyen	oui	oui	moyen	peu	peu	non	oui (2)	-
	hydroxyapatite	non	non	non	moyen	oui	oui	oui	oui (2)	-
	camphoroquinone	-	-	oui	-	-	-	-	oui (1)	
	mélanine	moyen	oui	oui	moyen	non	non	oui (2)	-	
conduction du faisceau	fibre	fibre	fibre	fibre	miroir/fibre	fibre	miroir	fibre (2)	fibre	
applications clinique majeurs	•désinfection endo-canalaire	•désinfection endo-canalaire	•éclaircissement dentaire	•désinfection endo-canalaire	•désinfection endo-canalaire	•désinfection endo-canalaire	•hémostase (en défocalisé)	•photopolymérisation (1)	•biostimulation	
	•paro médicale (poches supra+infra osseuses)	•chirurgie tissus mous	•paro médicale (poches supra+infra osseuses)	•paro médicale (poches supra+infra osseuses)	•paro médicale (poches supra+infra osseuses)	•paro médicale (poches supra+infra osseuses)	•chirurgie exsangue des tissus mous	•chirurgie tissu mous (2)	•cicatrisation	
	•PAD avec un colorant	•aphtes, ulcères, herpes	•chirurgie tissus mous	•hémostase ?	•tissus durs (caries, chirurgie endodontique)	•tissus durs (caries, chirurgie endodontique)			• PAD avec un colorant	
	•chirurgie tissus mous	•désensibilisation de collets			•aphtes, ulcères, herpes					
	•hémostase	•hémostase			•chirurgie tissus mous					
	•LLLT				•désensibilisation de collets					
					•hémostase (défocalisation)					
					•biostimulation					

Tableau 3 tableau récapitulatif des lasers et leurs principales caractéristiques (Kuhn Julien)

lasers	1/2 conducteurs	solide					gaz		
	diode	NdYAG	KTP (Nd-YAG doublé en fréquence)	NdYAP	ErYAG	Er-Cr:YSGG	CO2	Argon	HeNe
fabricant	Biolase	Deka	Deka	Lokki	Deka	Biolase	Coulam		
	Création	Fotona			Fotona		Deka		
	HOYA ConBio				HOYA ConBio		Diastem		
	KAVO				KAVO				
	NSK				NSK ?				
	SIRONA								
prix	5000€ à 14000€	25 000 €	4 500 €	33 600 €	35000€ à 57000€	59 000 €	15 000 €		
	consommable								
prix de la maintenance ???					600 € par an				
pompage	électrique	lampe à Xe ou Kr / lampe flash	laser diode	-	lampe flash	lampe flash	électrique	optique	optique
mode d'impulsions	continu	continu / impulsion	continu	impulsion	impulsion uniquement	impulsion uniquement	continu / impulsion	continu	continu
puissance en mode impulsion	-	-	-	6W à 2kW(superpulse)	20W (superpulse)	20W (superpulse)	50W	-	-
puissance en mode continu	1W	500W	-	-	-	-	300W	jusqu'à 100W	de 1mW à plusieurs dizaines de mW
fréquence d'impulsion	-	de 10 à 200 Hz	50 à 60 Hz	5,10 et 30 Hz	jusqu'à 50 Hz	10 à 50 Hz	de 5 à 500 Hz	-	-
effet sur les tissus	thermique	thermique et/ou photo-ablatif	photo-chimique	thermique et/ou photo-ablatif	thermique et/ou photo-ablatif	thermique et/ou photo-ablatif	thermique et/ou photo-ablatif	photo-ablatif	biostimulation/photochimique

Tableau 4 Tableau récapitulatif des lasers et leurs principales caractéristiques, suite (Kuhn Julien)

1.6. Pourquoi le laser en odontostomatologie ?

On peut se poser la question de savoir quel est l'intérêt de se diriger vers la technologie laser en pratique courante de la dentisterie. Ainsi le laser semblait n'être qu'un gadget il y a encore une dizaine d'années, qu'en est-il aujourd'hui ? Quel est l'apport de cette technologie en 2010 ? Quels sont ses champs d'application ? Pourquoi utiliser un laser plutôt qu'une technique conventionnelle ? Ce sont ces questions auxquelles nous allons tenter de répondre dans notre travail sur les indications des lasers en médecine dentaire.

Nous l'avons vu, chaque laser possède sa propre longueur d'onde, chacun d'entre eux aura donc une interaction spécifique avec les différents composants tissulaires ciblés. Les lasers ne pourront donc pas être utilisés pour toutes les indications à la fois, il faudra donc déterminer en fonction de notre exercice, le laser qui nous correspondra.

Les grandes propriétés pour lesquelles la profession s'intéresse au laser sont ; le travail aussi bien des tissus mous que des tissus durs, la désensibilisation des collets, le mordançage des surfaces préparées, la possibilité de s'affranchir de l'étape de l'anesthésie dans de nombreuses situations, l'analgésie, la stérilisation de la zone opératoire de manière fiable et reproductible, la détection fiable et reproductible, le test de vitalité plus fiable, en chirurgie : l'absence de saignement lors de l'incision, l'hémostase, la douleur postopératoire diminuée, la cicatrisation améliorée, l'absence de récidive.

2. Les indications des lasers en médecine dentaire.

« Les critiques concernant la méthode (laser) venaient paradoxalement de ceux qui ne s'en servaient pas.» (Pr Charles Frèche, *Le laser en ORL*, rapport de la société française d'ORL. Arnette, Paris, 1993)

Le laser est utilisé en médecine dentaire depuis plus de vingt ans. L'un des pionniers français de la discipline est le Professeur Charles Frèche, qui dans son service de l'hôpital Foch (Suresnes) réalise les premiers cas de chirurgie ambulatoire au laser CO₂ en stomatologie. (31)

2.1. La médecine humaine

Nous donnerons ici un aperçu des indications concernant la médecine humaine sans prétention d'exhaustivité, en effet la vocation de cette thèse est le recueil des indications de médecine dentaire des lasers, c'est pourquoi nous limiterons les indications décrites ici à la partie de la médecine consacrée à la sphère oro-faciale, dont les spécialités concernées sont la stomatologie, l'ORL (oto-rhino-laryngologie), l'ophtalmologie, la maxillo-faciale.

2.1.1. Les lasers en chirurgie ORL (30)

Les lasers les plus utilisés sont les lasers CO₂ (10600 nm). Déjà en 1976 Frèche effectuait les premiers traitements laryngés. Les lasers Nd :YAG et Nd :YAG doublés en fréquence (KTP) ainsi que les lasers diode (940-980 nm).

Les indications sont :

- Microchirurgie laryngée :

La dissection grâce au laser est exsangue et précise. Sont traités polypes, nodules, papillomes, angiomes, leucoplasties des cordes vocales, arytenoïdectomies, cordeectomies, granulomes, kystes laryngés...

Pour les tumeurs malignes, le laser apporte une alternative à la chirurgie conventionnelle et à la radiothérapie. Il évite l'œdème que l'on a lors de radiothérapie

et est moins invasif que la microchirurgie conventionnelle. Lors de sténose laryngée, la plastie des aryténoïdes est réalisée au laser.

- Gestion chirurgicale de la pathologie amygdalienne :

Ouverture des cryptes sous anesthésie locale. Très bonne indication du laser.

- Ronchopathie et Syndrome d'apnée du sommeil (SAS) :

Découpe de la luette et du voile du palais.

- Otologie et otoneurochirurgie :

Dissection fine de structures nerveuses (nerf facial, nerf vestibulo-cochléaire, dissection des osselets lors d'otospongiose, labyrinthectomie...), traitement de tumeurs difficiles (neurinomes de l'acoustique, tumeur de l'angle ponto-cérébelleux...), traitement d'otites externes, microperforations tympaniques ...

Les lasers utilisés sont le KTP, ou le CO₂.

- Pathologie naso-sinusienne :

Sinusite chronique, imperforation choanale, turbinectomie, septoplastie, gestion de certains épistaxis par télangiectasie, granulome, polypose nasale... La chirurgie des cornets nasaux lors de sinusite chronique pour rétablir la filière nasale est à ce jour la plus grosse indication des lasers en chirurgie ORL, effectuée avec le laser Nd:YAG ou le CO₂.

2.1.2. La stomatologie (31)

Certaines indications de stomatologie se croisent avec notre discipline, nous détailleront plus loin certains des points évoqués ici. Le principal laser utilisé dans ces indications est le laser CO₂.

- Tumeurs malignes ou précancéreuses :

Limité aux tumeurs T1 et T2, bien circonscrites, non infiltrantes, avant ou après irradiation locale, facile d'accès par voie endobuccale, en respectant les critères classique de sécurité carcinologique. L'avantage du laser CO₂ en chirurgie buccale est

qu'il ne provoque pas de contraction de la langue, la chirurgie est exsangue (meilleur visibilité), la cicatrisation est meilleure, il ya moins d'œdème et de douleurs postopératoire, ce qui n'est pas le cas ni de la lame froide classique, ni du bistouri électrique. Il faudra être très vigilant et surveiller l'éventuelle récidive.

- Tumeurs bénignes (fibromes, papillomes, condylomes, granulomes, lipomes, naevi) :

Vaporisées ou excisées en totalité (avec marge de tissu sain), sans suture et avec peu de saignements, l'hémostase pourra être réalisée en défocalisant le rayon. Il faudra pratiquer en mode continu, focalisé et à une puissance de 5 à 10W pour l'excision.

- Epulis :

Facile à exciser en mode superpulse à 10W, de manière totalement exsangue et sans carbonisation. La réépithérialisation débute au quatorzième jour et la cicatrisation est complète à 4 semaines.

- Aphtes :

Traités sans anesthésie locale, en défocalisé, la rémission des symptômes douloureux est immédiate.

Nous traiterons des lésions aphéuses et herpétiques de manière plus approfondie dans la suite de notre travail.

- Lésions herpétiques :

De la même manière on peut traiter l'herpes au laser mais il faut mettre en place une bonne aspiration car les fumées peuvent véhiculer le virus et le risque de contamination aéroportée existe même s'il est faible.

- Frénectomies et frénotomies :

Effectuée en mode pulsé avec une puissance comprise entre 5 et 10W avec le laser CO2, simple et sans problème de cicatrisation ni de récidive elle sera redétaillée dans les indications de médecine dentaire par la suite.

- Lithiases salivaires :

Après sialographie, et examen classique on détermine la position de la lithiase puis grâce à une tige métallique insérée dans le canal de Wharton on réalise une incision qui va suivre la tige (qui s'arrête au niveau de la lithiase). Enfin la lithiase pourra s'extériorisée spontanément. On travail ici en mode continu à 10W.

- Mucocèles et pseudo-kystes :

Nous traiteront des mucocèles dans la partie dévolue à la chirurgie dentaire, pour les kystes il faut utiliser le laser CO₂ avec un rayon focalisé pour supprimer la racine du kyste et ensuite en défocalisé pour vaporiser la paroi et la base. La pièce opératoire doit bien sûr être envoyée en anatomopathologie, effectuer une surveillance et rechercher d'éventuelles récidives.

- Hémangiomes, lymphangiomes :

L'hémostase apporte une plus grande facilité opératoire bien qu'il faille parfois suturer des zones qui restent hémorragiques.

- Lichens plans :

Après biopsie pour écarter le diagnostic de malignité, on réalise l'exérèse par vaporisation en mode balayage scanner (ou swiftlase) à 8W, ou à défaut, en mode défocalisé. Nous verrons par la suite le traitement du lichen plan dans la partie 3.3.8.2 Lichen plan, kératose et tatouages ethnique.

2.1.3. L'ophtalmologie (31)

En ophtalmologie les lasers les plus utilisés sont ; le laser à Argon (60%), le laser au Néodymium (30%), mais aussi le laser Krypton, Holmium, diode, colorant et excimère. Les indications majeures sont :

- Le traitement des anomalies rétiniennes :

Parmi elles il y a surtout la rétinopathie diabétique (première cause de cécité dans les pays riches), le traitement des déchirures de la rétine sans décollement de la rétine, les autres rétinopathies ischémique d'étiologies variées par exemple ; l'occlusion veineuse

rétinienne, la sarcoïdose, la drépanocytose, le LED (lupus érythémateux disséminé), la rétinopathie du nouveau né, les leucémies, les hémoglobinopathies, la rétinopathie postradique...

- Le glaucome :

Le glaucome est lié à une anomalie du drainage dans les différents compartiments de l'œil, il en résulte une augmentation de la pression intraoculaire puisque l'humeur aqueuse ne peut pas retourner dans la circulation systémique, du fait d'un blocage du canal de Schlemm. Ceci peut entraîner une atrophie du nerf optique et la cécité.

Le glaucome à angle ouvert : laser à Argon

Le glaucome à angle fermé : laser Argon ou Nd :YAG en mode Q-switched

- La cataracte et la cataracte secondaire :

La cataracte c'est l'opacification du cristallin (sensation de brouillard). Le traitement est l'ablation du cristallin avec remplacement par un cristallin artificiel. Malheureusement, il arrive que le cristallin prothétique perde à son tour de sa transparence. Dans ce cas le traitement au laser est devenu le traitement de choix en première intention.

- Traitements des anomalies de forme :

En modifiant le rayon de courbure de la cornée on traite les myopes, les hypermétropes, et les astigmates par la photokératotomie réfractive qui peut permettre d'éviter le port de lunettes ou de lentilles de contact.

- Autres : traitement des paupières et annexes, et traitement des angiomes rétiniens.

2.1.4. La dermatologie (31)

- Lésions cutanées à composante vasculaire :

Ce sont les angiomes dont les angiomes caverneux, stellaires, lymphangiomes, hémangiomes et varicosités des membres inférieurs

- Lésions pigmentées et tatouages :

Tout d'abord les naevus naevo-cellulaires ne sont jamais une indication du laser du fait de leur potentiel malin et du problème médico-légal qu'engendre une destruction de naevus sans contrôle histologique. Il sera préférable de pratiquer une biopsie-exérèse au bistouri classique, de même que lorsqu'on suspecte un mélanome.

Les tâches café-au-lait peuvent être volatilisées par laser à l'Argon ou par laser pulsé à 510nm grâce aux propriétés d'absorption de la mélanine une à trois séances sont nécessaires, sans anesthésie locale, la sensation ressentie par le patient est un léger picotement. Il apparaîtra en post opératoire un discret œdème et un érythème.

La mélanose pigmentaire de Dubreuilh, apparaissant chez les personnes âgées au niveau visage n'est malheureusement pas d'aussi bon pronostic, ayant une forte tendance à récidiver ou à dégénérer en mélanome.

Les tatouages plus ou moins difficiles à enlever selon qu'ils ont été faits par un amateur ou un professionnel. En effet le tatouage professionnel à une plus grande profondeur de pénétration il est aussi plus régulier, son exérèse est donc plus difficile. On peut utiliser différents lasers: le laser CO₂, rubis (Q-switched), alexandrite (Q-switched), KTP (Q-switched). Laser à colorant (510 nm). Il faudra prévenir au préalable le patient qu'il existe un risque de cicatrice résiduel en "négatif". Pour masquer cette image fantôme du tatouage il faudra dessiner une forme géométrique banale incluant le tatouage. Une puissance de 5W à 25W en mode balayage permet d'enlever la couche épidermique superficielle.

- Tumeurs cutanées :

Les tumeurs bénignes :

Ce sont les verrues (traitées par laser CO₂ ou Nd:YAG), l'élimination du virus est permise par l'augmentation de température générée par le faisceau laser. Après anesthésie locale ou de surface la lésion est vaporisée en mode délocalisé ou scanner, la cicatrisation prend 10 à 15 jours avec peu de douleurs et moins de récidives qu'avec une technique conventionnelle. D'autres tumeurs bénignes peuvent être traitées telles

que les kératoses séborrhéiques, les végétations vénériennes (crête de coq, condylomes acuminés), les chéloïdes, la chéilité actinique.

Les tumeurs malignes :

Si on pratique un examen extemporané préopératoire, on peut alors pratiquer l'exérèse par le laser, dès que la nature exacte de la tumeur est déterminée. Il est très important de respecter les règles de sécurité notamment l'utilisation de l'aspiration des fumées spécialement dans le cadre du traitement du sarcome de kaposi qui est associé au syndrome du sida. En effet le virus peut être aéroporté par les fumées de dégagement du laser CO₂.

- La PDT :

Le principe de la Photo Thérapie Dynamique utilise de faibles puissances pour activer un photosensibilisateur (dérivés de l'hématoporphyrine) capté par les cellules cancéreuses après injection en IV alors que les cellules saines l'auront rapidement éliminé. La dégradation de ce photosensibilisateur produit la libération de radicaux libres toxiques pour la cellule cancéreuse. La quantité d'énergie nécessaire varie en 10 et 100 J en fonction de l'importance et du siège de la tumeur. Le problème majeur dans cette technique est la profondeur de pénétration du rayon laser qui limite le traitement à des tumeurs suffisamment superficielles.

- La dermabrasion :

Aussi appelée "skin resurfacing" ou relissage cutané elle consiste en l'abrasion des couches superficielles de l'épithélium de l'épiderme au laser CO₂, cette technique est utilisée pour le traitement des rides du visage par exemple les ridules périorbitaires et péribuccales qui répondent bien au traitement par le laser, à l'inverse les rides d'expressions qui sont la conséquence d'une activité musculaire sont beaucoup plus sujettes à la récidive. La puissance idéale se trouve entre 3 et 7W pour des tirs de 300mJ, le laser est utilisé en mode super pulse ou en balayage et le nombre de passages dépend de l'épaisseur de l'épithélium du site traité et de la profondeur des rides. L'effet secondaire le plus gênant est le risque de cicatrice hyperplasique qui se produit lorsque la dermabrasion a atteint le derme. Les autres effets secondaires sont

transitoires un œdème pendant 8 à 10 jours et un érythème pendant habituellement moins de 10 semaines mais allant parfois jusqu'à six mois.

En résumé :

- En stomatologie, ORL, ou maxillo-faciale, c'est essentiellement le **laser CO₂** qui est employé dans le but d'améliorer les résultats des chirurgies ou encore de diminuer les effets secondaires (œdèmes, douleurs postopératoires...) liés à la chirurgie.
- En ophtalmologie c'est principalement le **laser à Argon** pour sa précision.
- En dermatologie sera le traitement des tumeurs de surface avec la technique de la **PDT** et la **dermabrasion** (tatouages, traitement des rides, angiomes)

2.2. La médecine vétérinaire (49)

2.2.1. Indications :

De même que pour la médecine humaine il serait trop long de détailler toutes les indications nous ne développerons que succinctement les indications majeures de la sphère orofaciale ;

- Incisions cutanées et musculaires :

Réalisation des voies d'abord, lambeaux cutanés, granulomes de léchage, chirurgie plastique et biopsies sont réalisées au laser CO₂.

- Laser et dermatologie :

Papillomes viraux, épithélioma spinocellulaires, angiomatose cutanée

- Ophtamologie :

Glaucome, capsulotomie, kystes iriens et tumeurs de l'uvée, rétinopexie sont réalisées au laser diode.

- Oncochirurgie :

Fibrosarcomes, tumeurs mammaires, adénomes sébacés.

Le principal avantage du laser CO2 en oncochirurgie est l'application « sans toucher » de l'énergie laser qui réduit le risque de dissémination de cellules tumorales dans les tissus sains. La dissémination en chirurgie conventionnelle peut se faire par l'intermédiaire des instruments chirurgicaux ou des saignements. Le laser lutte sur les deux plans et crée une barrière vaporisée entre tissus sains et tissus tumoraux.

- Chirurgie de l'oropharynx et du nasopharynx :

Nosectomie, correction de narines sténotiques, palatoplastie, dévocalisation.

- Autres :

Laser en chirurgie uro-génitale, chirurgie des paupières et annexes oculaires, chirurgie des oreilles, chirurgie des extrémités, chirurgie péri-anale et rectale, chirurgie gastro-intestinale, chirurgie endocrine.

2.2.2. Dentisterie et chirurgie de la cavité buccale en médecine vétérinaire :

Les principaux lasers utilisés sont :

- Laser à Argon :

Sa longueur d'onde dans le bleu-vert (488-514 nm) est fortement absorbée par l'hémoglobine, ce qui lui permet d'inciser, de coaguler ou de vaporiser la plupart des tissus de la cavité buccale. Ce sont des lasers de faibles puissances (5Watts) ; ils peuvent donc être utilisés en mode contact avec de fines fibres optiques pour de petites lésions (< 2mm). En humaine, ils sont aussi utilisés pour le blanchiment des dents. La lumière des lasers à Argon pénètre de plusieurs millimètres l'émail des dents et peut ainsi endommager la pulpe dentaire donc ils sont à manipuler avec précaution.

- Laser à CO₂ :

Le laser à CO₂, par les propriétés qu'on lui connaît est le laser le plus utilisé en dentisterie vétérinaire. Il permet de couper, vaporiser, coaguler les tissus mous de la cavité buccale avec un minimum de dommages collatéraux comparé aux autres lasers (Argon, Nd:YAG et diode). C'est celui-ci qui sera utilisé pour les procédures de gingivectomie, gingivoplastie, frénectomie, excision de masses ... Par contre il sera iatrogène sur les tissus durs (os, dents).

- Laser à Erbium :

Grâce à sa longueur d'onde de 2900 nm qui est aussi bien absorbée par l'eau que par les cristaux d'hydroxyapatite, ce laser peut réaliser la section ou l'ablation des tissus durs tels l'émail et la dentine.

- Laser à Holmium :

Leur longueur d'onde de 2100 nm leur permet de couper et vaporiser les tissus mous mais aussi les matériaux plus durs comme l'émail, la dentine ou l'os.

- Indications majeures :

Stomatites virales, raccourcissement gingival pour préparation de couronnes, operculectomie (comprenez décapuchonage), maxillectomies, mandibulectomies, glossectomies, cytoréduction de masses buccales.

2.3. L'art dentaire

2.3.1. Lasers en Odontologie Conservatrice

2.3.1.1. Préparation cavitaire

Ces dernières années il a été porté à la connaissance du grand public et des médias que le traitement des tissus durs était devenu possible de manière non invasive et sans douleur. C'est pourquoi il est intéressant de faire un point sur les possibilités, les avantages, les limites et les risques liés à l'utilisation des lasers dans cette indication. Au départ c'est le laser à rubis (1960) qui a été utilisé pour cette application, sans

succès puisque il conduisait à des augmentations trop importante de température dans les tissus environnant, entraînant de graves lésions. Des résultats similaires ont été observés avec le Nd:YAG et le laser CO₂ en 1965, ces résultats ont été confirmés dans les années 1980. Il en a été de même par la suite pour le laser à Holmium, en effet sur les tissus durs ces lasers provoquent des lésions irréversibles de la pulpe lors de la préparation de cavités. Ensuite il y a eu l'échec des lasers Excimères pour des raisons techniques et enfin l'arrivée sur le marché des lasers à Erbium qui sont devenus la référence en matière de traitement des tissus durs. Les dommages dus aux tirs ont été réduits grâce à des pulses très courts (pico, femtoseconde) dans les années 1990. Aujourd'hui l'enjeu est de déterminer la puissance, les caractéristiques du tir et la fréquence nécessaire pour obtenir une préparation sans fusion ou carbonisation de surface de l'hydroxyapatite, quelque soient ces paramètres, l'ablation doit avoir lieu sous spray d'air et d'eau. (44) (11)

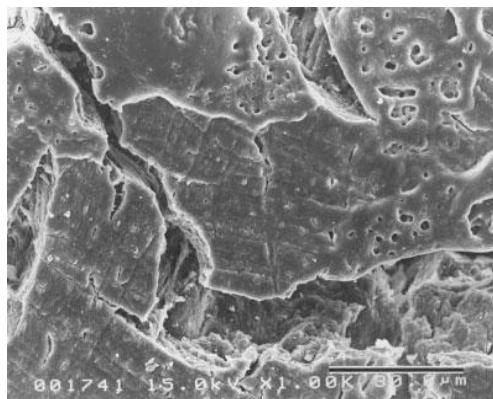


Figure 36. dentine irradiée au laser CO₂, observez les fissures et la fusion de la surface (56).

Le mécanisme d'ablation pour cette longueur d'onde se trouvant autour de 3μm réside dans son pic d'absorption dans l'eau, celui-ci est tellement élevé que les propriétés de diffusion et d'absorption deviennent négligeables. L'eau est directement vaporisée créant une micro explosion qui conduit à la décomposition mécanique du tissu et à l'éjection des particules. Ceci explique l'absence de chaleur emmagasiné dans les tissus, les tirs mêlent vaporisation, sublimation, fusion et dénaturation des surfaces irradiées en fonction de la puissance délivrée, c'est le paramétrage de protocole entièrement conservateur qui demande encore à ce jour plus d'études scientifiques. L'ablation est influencée par la composition du tissu cible (coefficient d'absorption, capacité de réflexion, conduction thermique densité d'eau, capacité d'absorption de la

chaleur), ce qui explique concrètement la possibilité d'une ablation sélective ; détruisant le tissu infecté et respectant le tissu sain. (44)

En définitive dans cette indication, le seul laser qui peut travailler les tissus durs sans dommages collatéraux serait en 2010 le laser à Erbium (Er-YAG ou Er-Cr : YSGG). Les deux lasers fonctionnant à l'Erbium ont été comparés au rotatif et montrent une augmentation de température de la pulpe significativement moins élevée que celle observée pour les rotatifs (34).

Les indications théoriques pour la préparation des tissus durs sont ; la préparation de congé en prothèse, la préparation des sillons, la préparation de cavités de caries d'émail ou de dentine, le retrait d'anciennes restaurations composites, la séparation de racines en chirurgie ainsi que la résection apicale et l'ostéotomie. Nous détaillerons par la suite chaque discipline, pour ce qui est de l'odontologie conservatrice plusieurs modes opératoires existent grâce à un panel d'embouts "tips" détaillés dans les applications cliniques. (3.3.1.2)

2.3.1.2. Mordançage

- Effet sur l'émail :

L'émail est irradié avec une puissance de 180mJ à 15Hz, à une distance de 12 mm et avec un spot de 0.63mm de diamètre sous spray d'air et d'eau (pièce à main 2061 du Key3 Kavo). On observe une surface irrégulière et des prismes ouverts, on décrit un aspect vitrifié, et un patron hexagonal (en alvéole d'abeille). (24)

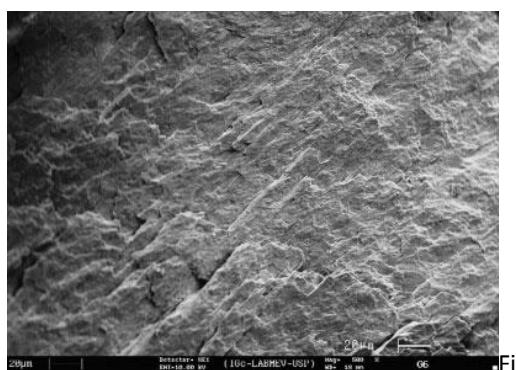


Figure 37. Aspect de l'émail irradié au laser Er-YAG, vue en microscopie électronique à balayage, grossissement X500, échelle 20µm. (24)

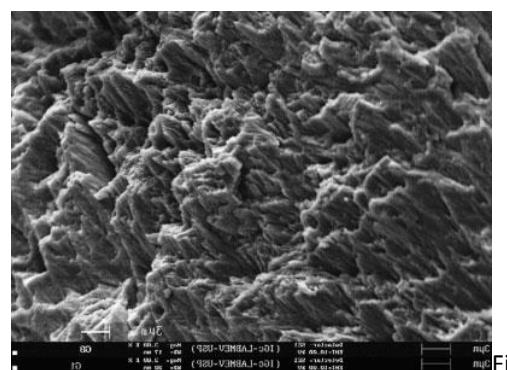


Figure 38. Aspect de l'émail irradié au laser Er-YAG, vue en microscopie électronique à balayage, grossissement X3000, échelle 3µm. (24)

- Effet sur la dentine :

L'aspect de la surface est irrégulier, décrit comme ayant un aspect microrétentif, il n'y a pas de trace de carbonisation ou de fusion. Il existe une différence d'ablation entre la dentine peritubulaire et inter-tubulaire. La dentine peritubulaire est moins riche en eau car hyperminéralisée, elle est donc moins vite détruite par les tirs. La dentine inter-tubulaire, elle, est plus riche en eau et en trame organique donc plus sensible aux tirs du laser à Erbium, son aspect est invaginé. Les tubules dentinaires sont largement ouverts et surélevés. L'élévation de température lors de l'ablation de la dentine n'excède pas 3°C. (24)

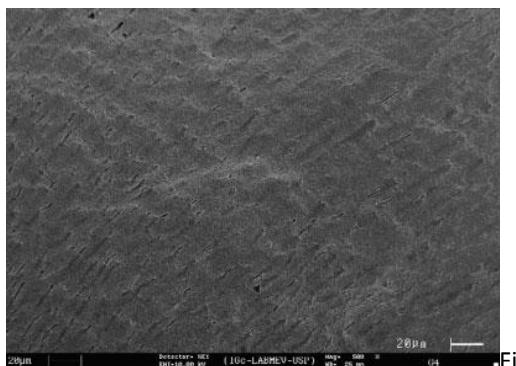


Figure 39. Aspect de la dentine de surface irradiée au laser Er-YAG, vue en microscopie électronique à balayage, grossissement X500, échelle 20µm. (24)

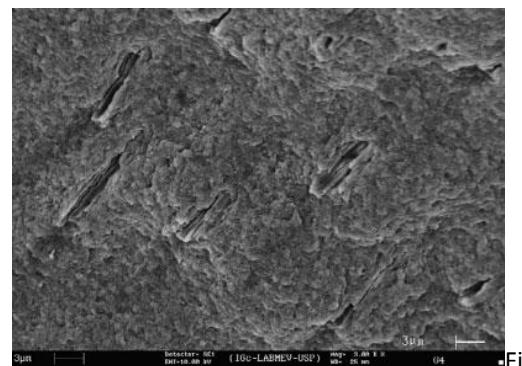


Figure 40. Aspect de la dentine de surface irradiée au laser Er-YAG, vue en microscopie électronique à balayage, grossissement X3000, échelle 3µm. (24)

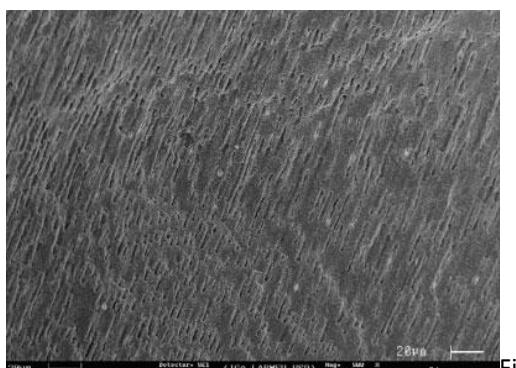


Figure 41. Aspect de la dentine du 1/3 moyen irradiée au laser Er-YAG (microscopie électronique à balayage, grossissement X500, échelle 20µm), notez la densité importante de tubules dentinaires par rapport à la dentine de surface. (24)

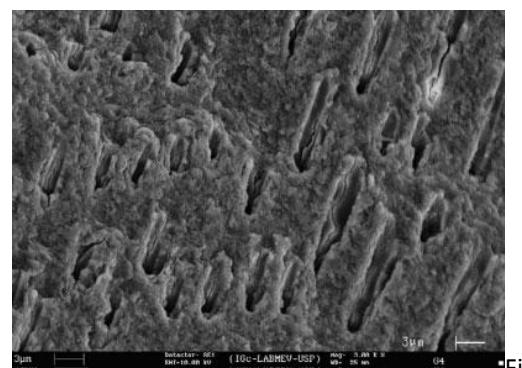


Figure 42. Vue de la dentine du 1/3 moyen irradiée au laser Er-YAG (microscopie électronique à balayage, grossissement X3000, échelle 3µm). (24)

Par ailleurs il est à noter une couche de 5 à 15 µm à la surface de la dentine qui correspond en fait à la trame collagénique présente normalement en fraisage conventionnel après le mordançage mais celle-ci est altérée par l'explosion lors du tir laser. Ce collagène dénaturé est coloré fortement à la fuchsine basique en microscopie optique. (24)

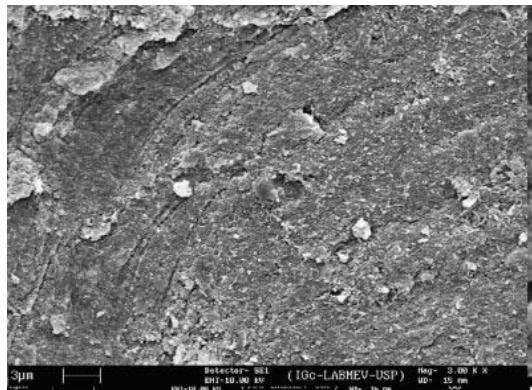


Figure43. aspect de la dentine de surface préparée à la fraise diamantée (microscopie électronique à balayage, grossissement X3000, échelle 3µm) notez la smear layer obstruant complètement les tubulis dentinaire. (24)

L'aspect des surfaces de l'émail et de la dentine préparées au laser à Erbium peut être décrit comme irrégulier et totalement exempt de smear layer donc favorable au collage. (50)

2.3.1.3. Collage amélo-dentinaire

A ce jour les études montrent que le collage amélo-dentinaire est équivalent à la préparation à la fraise conventionnelle, malheureusement l'étanchéité à la jonction dent-composite, elle, est insuffisante dans le cas de la préparation au laser. Pour éviter l'infiltration des restaurations par les bactéries au niveau du joint il faut effectuer un mordançage préalable (l'adhésif automordançant augmente l'efficacité du collage de 50%, le mordançage classique de l'émail et de la dentine à l'acide orthophosphorique à 37% augmente l'efficacité du collage de 70%). (11)

2.3.1.4. Photopolymérisation

La photopolymérisation c'est l'utilisation d'une source lumineuse pour activer un photorécepteur contenu dans une résine composite ou un ciment de scellement dans

le but d'initier sa réaction de polymérisation. Le principal photo-activateur utilisé en dentisterie actuelle est la camphoroquinone, son spectre d'absorption se situe entre 460nm et 492nm et son pic d'absorption correspond à 468nm. Les sources lumineuses communément utilisées pour la photopolymérisation sont les lampes quartz-tungstène-halogènes et les lampes à Xénon (lampes à plasma), ce sont des sources lumineuses omnidirectionnelles. Il existe depuis peu des lampes diodes émettant dans le spectre d'absorption de la camphoroquinone (bleu) et ayant les caractéristiques de la lumière laser, c'est-à-dire que l'émission est unidirectionnelle et cohérente comme nous l'avons déjà vu dans la première partie (12), (44).

Les paramètres importants dans la réaction de photopolymérisation sont : **l'augmentation de température** qui peut occasionner des dommages pulaires, la **contraction de prise** qui selon son importance, sa vitesse ou encore sa direction peut occasionner la création d'un hiatus à l'interface dent/restauration et **le degré de conversion** de la réaction qui défini la quantité de monomères restante en fin de réaction, ces derniers étant cytotoxique ils sont indésirables (44).

Le consensus actuel pour les LED bleues est une puissance de sortie de 350mW pour un temps d'exposition égale à 25% de celui d'une lampe halogène (44).

Avantages des LED :

- Augmentation de température très faible (12)
- Important degré de conversion
- Temps d'exposition diminués (32)

Inconvénients des LED :

- Contraction de prise proportionnelle à la puissance de sortie
- Contraction plus importante

Les récentes études confirment bien ces données en effet, KOUPIS et al. en 2008 concluent que les LED permettent de diminuer le temps d'exposition de la lampe pour photopolimeriser la colle des brackets orthodontique sans affecter le taux d'échec au collage par rapport aux lampes halogènes (37). Enfin MORTIER et al. en 2009 (Nancy)

montrent que la LED (Elipar Freelight 2) atteint le même degré de conversion après 20s ou 40s d'exposition et encore que lorsque l'intensité d'émission est progressive la contraction est plus lente mais que la contraction finale est plus importante (45).

2.3.1.5. Prévention de la carie

2.3.1.5.1. Détection

La détection de caries de sillon, de manière totalement non invasive, encore plus fiable et reproductible est aujourd'hui possible grâce au laser et en particulier grâce au DIAGNOdent®. L'enjeu de la détection des lésions carieuses est le suivant, à l'heure actuelle le seul examen visuel ne suffit plus, en dépit d'une bonne spécificité (taux de vrai négatif), sa sensibilité est faible (émail : 48.15%, dentine : 52.78%), et il est impératif de compléter l'examen par une autre méthode. L'exploration tactile largement utilisée de nos jours montre ses limites (sensibilité émail : 48.15%, dentine 50%) puisqu'elle endommagerait irrémédiablement les structures dentaires déminéralisées alors qu'elles possèdent encore un potentiel de reminéralisation. De plus il existe un risque de contaminer des sites à distance par transport sur la sonde de bactéries pathogènes à plusieurs endroits d'une même bouche. Le second moyen de détection utilisé en complément est la radiographie qui est un excellent moyen de diagnostic de la carie proximale, malheureusement elle est beaucoup moins efficace en ce qui concerne les caries de sillons (sensibilité émail : 49.38%, dentine : 30.56%) à cause de sa superposition de l'émail occlusal, de plus elle minimise l'importance de la lésion réelle lorsqu'elle existe. La sensibilité du DIAGNOdent® est de 80.56% ce qui est un réel apport pour le diagnostic du praticien. Néanmoins il faut tempérer ce résultat car le DIAGNOdent® offre une spécificité (vrai négatif) dans la détection des caries de sillons au niveau dentinaire inférieure aux autres examens. En effet le laser à une spécificité de 70.21 à 74.47% alors que les examens visuel ou tactile sont autour de 90% de spécificité. Pour ce qui est des caries de sillon amélaire la spécificité est de 100% pour tous les modes d'examen (sauf le bite wing 50%). D'autre part, la mesure enregistrée par le laser doit se faire sur un sillon nettoyé avec une brossette pour éliminer les produits de dégradations bactériens qui y stagnent, ceci permet d'éviter les faux positif. En clinique il faudra donc que le laser de détection ne reste qu'un

complément diagnostic pour le praticien et qu'il ne se substitue pas complètement au jugement de celui-ci. (26)

Principe de fonctionnement :

Le laser de détection DIAGNOdent® est en fait un laser diode d'une longueur d'onde de 655nm possédant un embout fibre optique. Le principe de détection de lésion carieuse repose sur la propriété de fluorescence de la protoporphyrine lors de son exposition à cette longueur d'onde. Ainsi la protoporphyrine, produit de dégradation des bactéries, est le reflet de leur activité au sein du sillon, lorsqu'elle est irradiée elle va émettre un rayonnement de longueur d'onde différent (rayonnement de fluorescence) qui va être enregistré par le capteur du DIAGNOdent®. L'enregistrement nous donne une valeur chiffrée que l'on interprète de la manière suivante ; entre 0 et 6 c'est un leucone précarieux, de 7 à 20 c'est une lésion amélaire, de 21 à 34 c'est une carie de dentine initiale, enfin une mesure supérieure à 35 indique une carie profonde de la dentine. Pour avoir une mesure fiable il est bon de prendre trois mesures différentes sur la même dent (26).

En conclusion d'après les publications actuelles il est avéré que la détection par laser présente un réel avantage dans le diagnostic des lésions de sillons (26).

2.3.1.5.2. Fluoration

Un des nouveaux moyens expérimentés en matière de protection carieuse est l'irradiation directe de la surface amélaire dans le but de modifier sa structure pour la renforcer contre l'attaque carieuse. Depuis peu les chercheurs travaillent à l'irradiation de gel fluorés dans le même but. Ainsi l'activité acide des bactéries provoque la déminéralisation de la surface amélaire puis dentinaire. Le but de la fluoration combinée à l'irradiation laser est d'introduire dans la structure des cristaux d'apatite des fluorures qui renforceront la résistance à la déminéralisation lors de pH acide (activité bactérienne ou boissons à pH acides...). L'expérimentation propose d'agir de manière prophylactique sur les dents saines dans les puits et fissures mais aussi avant la restauration sur les parois des cavités de préparation d'une dent après l'évitement du tissu carieux et ce pour éviter la reprise du processus carieux (44).

Les lasers à l'étude sont le **laser Argon**, qui in vitro montre la présence d'une forte proportion de fluorures de calcium à la surface des dents traitées ainsi qu'une réduction du nombre et de la profondeur des lésions carieuses sur les dents irradiées avec du gel fluoré. Le **laser Nd:YAG** montre les mêmes résultats expérimentaux tout en étant non iatrogènes (pas de créations de microfélures ou fractures) tout comme le laser Argon. Le **laser CO₂** ne peut être indiqué en raison des effets délétères qu'il occasionne sur le tissu dentaire. En ce qui concerne les **lasers à Erbium** l'influence de son rayonnement sur l'incorporation de fluorure dans la structure dentaire est effective en surface mais pas en profondeur, d'autre part aucune étude ne valide son pouvoir cario-protecteur sur les caries secondaires après la préparation de cavité de caries (44).

2.3.1.6. Sensibilité dentinaire

L'hypersensibilité dentinaire provient de l'exposition des tubulis dentinaires au milieu buccal, ces tubulis riches en terminaisons nerveuses vont être stimulés en permanence par les variations osmotiques, thermiques et mécaniques. Les traitements conventionnels n'ont pas encore montrés de résultats stables dans le temps (en dehors du gel fluoré tels, le fluocaril2000® ou le duraphat® mais ces traitements doivent être reconduits dans le temps). L'avantage du laser est de proposer un protocole simple avec des résultats immédiats et stables dans le temps. La théorie du mécanisme biologique en cause n'est à ce jour pas connue, mais l'hypothèse la plus probable serait l'obturation partielle ou totale des tubulis dentinaires qui aurait pour conséquence la diminution des mouvements des fluides dans les tubulis et donc la baisse de la stimulation des terminaisons nerveuses dentinaires (11).

Les lasers Nd :YAP et Er-Cr :YSGG n'ont pas suffisamment de publications à ce jour pour être validés, le laser CO₂ a été le premier étudié donnant des résultats allant de 50 à 96% de réussite (1998, Zhang et al., 1998, Moritz et al.) puis il a été exclu à cause des dommages qu'il provoque sur les tissus durs. Le laser le plus étudié est le laser Nd :YAG car ses résultats à court et long termes sont les meilleurs. Puis les recherches se sont tournées vers le laser Er :YAG qui a l'avantage de ne pas provoquer de dommages pulpaires (à l'inverse du laser Nd :YAG), le protocole admis en 2002(Moritz et al.) était de 80mJ à 3Hz pendant 2 minutes avec des résultats stables dans le temps

à 6 mois. Puis récemment en 2007 ce protocole est passé à 100mJ/3Hz (Birang et al.) avec une réduction de la sensibilité immédiate augmentée et toujours stable à 6 mois. Néanmoins malgré ces considérations c'est tout de même le laser Nd :YAG qui offrait la meilleure réponse par rapport aux autres lasers (11).

Pour le laser diode il existe un protocole de traitement détaillé dans la partie dévolue aux soft lasers (2.3.12).

2.3.1.7. Diagnostic pulpaire

2.3.1.7.1. Le test de vitalité pulpaire par LDF (laser doppler flowmetry)

Matériel :

Le flux sanguin pulpaire est mesuré à l'aide d'un laser diode d'une longueur d'onde infrarouge de 780nm (PeriFlux System5000, Perimed, Stockholm, Suisse) et d'une puissance de 1mW, la sonde de 1mm de diamètre est collée à la surface de la dent à l'aide d'un ciment verre ionomère, elle contient une fibre optique de 125µm de diamètre (54).

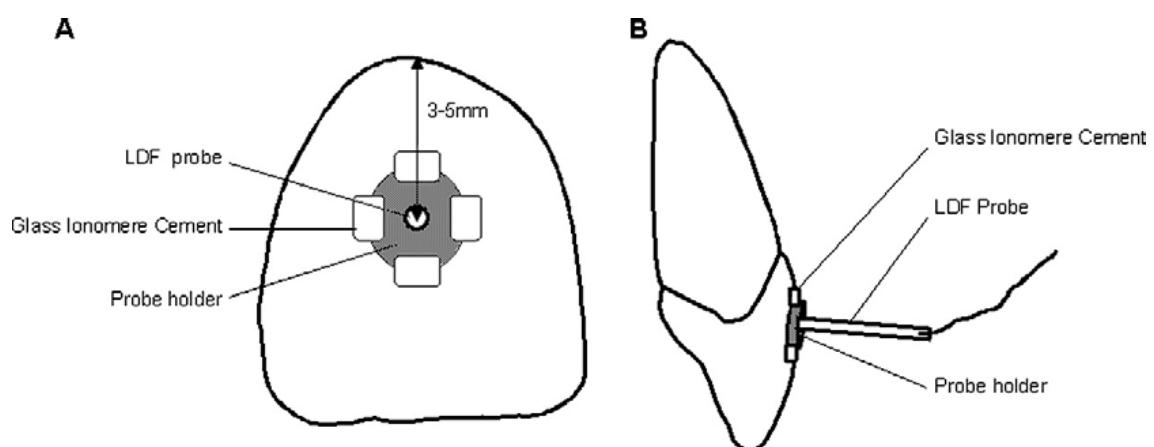


Figure 44. Schematic drawing of the LDF probe holder in place. (A) The probe was placed on the vestibular face of the crown between 3 and 5 mm from the gingival margin. (B) The probe was inserted in a probe holder (pH 07-6 PERIMED, Sweden) fixed on the tooth with Glass Ionomere Cement Ketac Fil Plus (3M, Germany) and placed carefully around the probe holder to avoid the possibility of adhesive material interposition between probe tip and tooth surface (54).

Le diagnostic pulpaire, essentiel dans notre pratique quotidienne est aujourd'hui effectué à l'aide de technique comme le test thermique (chaud ou froid), ou le test

électrique (electric pulp tester). Malheureusement ces techniques ne donnent pas entière satisfaction, comme le montre une revue de la littérature de 74 articles publiée en Mars 2009 par les Dr Abd-Elmeguid et Dr Yu (1), ainsi elles ne testent en réalité que la réponse des fibres nerveuses pulpaires conduisant à des résultats erronés (faux positifs et faux négatifs) dans **10 à 16%** des cas ! En effet le système nerveux est extrêmement résistant à l'inflammation, il sera encore présent alors que tous les tissus environnants sont déjà irréversiblement touchés. Ceci explique que l'on pourra avoir une réponse pulpaire positive alors que la pulpe est en cours de nécrose (faux positif) (1). D'autres faux positifs peuvent être enregistrés quand une restauration métallique présente sur la dent testée permet la conduction vers le parodonte (27). D'autre part si la pulpe agressée a déjà répondu par une production de dentine réactionnelle, le test de vitalité peut être négatif alors que la dent est belle est bien vivante (faux négatif) (1). De plus après un trauma dentaire les fibres A_δ peuvent transitoirement cesser de fonctionner alors que la pulpe est toujours perfusée (faux négatif) (27). Enfin un apex immature peut aussi donner un faux négatif lors du test de vitalité (1). Ces écueils peuvent nous amener à effectuer des traitements endodontiques sur des dents vivantes. Or ce qui détermine la vitalité d'une dent ce n'est pas la présence de son système nerveux mais bien la présence d'un réseau vasculaire actif dans celle-ci. C'est donc ce qui a conduit à l'utilisation de la technologie par fluxmétrie laser Doppler(LDF), qui a pour but d'enregistrer les flux sanguins dans des systèmes micro-vasculaires tels que ceux de la pulpe dentaire. Les informations sont recueillies en émettant un rayonnement laser à travers la couronne (transparente aux IR), le rayonnement traversant l'émail et la dentine immobile n'est pas modifié, alors que s'il rencontre des hématies en mouvement, celles-ci vont réfléchir le rayonnement et modifier sa fréquence selon l'effet Doppler créant ainsi un signal enregistré par la sonde (27). Ce procédé a l'avantage d'être absolument atraumatique, extrêmement sensible et reproductible. Son indication principale en dentisterie est donc le test de vitalité pulpaire, en particulier les dents ayant subies un traumatisme. Mais il existe aussi d'autres indications comme l'étude de la vascularisation d'un lambeau de gencive après une augmentation de crête ou encore lors de chirurgie orthognathique de type Le Fort I.

2.3.1.7.2. La “pulse oxmetry”

L'oxymétrie consiste en un capteur, composé d'un côté de deux diodes, l'une émet dans le visible (640nm rouge) et l'autre dans l'infrarouge (940nm). Du côté opposé se trouve un photodétecteur qui capte les rayons lumineux/infrarouges. Entre les diodes et le récepteur on place le doigt ou l'oreille du patient. Le flux sanguin modifie le signal reçu par le photorécepteur car l'oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine absorbent différentes quantités de rayonnement. Le signal alors enregistré est celui du flux sanguin, l'analyse de ce signal permet de déterminer les quantités relatives d'oxyhémoglobine et de désoxyhémoglobine, reflet de la saturation du patient en oxygène. (27)

L'application dentaire a été réalisée par Schnettler et Wallace malheureusement le capteur développé par Kahan et al. n'a pas donné satisfaction. L'équipe de Gopikrishna a eu plus de succès et montre une sensibilité (dent vivante) de 100% et une spécificité (dent nécrosée) de 95% pour les tests de vitalité pulpaire. Cependant les mesures sont impossibles lorsque le flux pulpaire est trop faible, c'est-à-dire dans les cas d'hypovolémie, d'hypothermie ou de vasoconstriction intense. La spécificité, elle, diminue dans le cas de chambre pulpaire minéralisée augmentant donc le risque de faux négatifs avec une chambre minéralisée et une racine vitale. (27)

Test	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Cold	0.81	0.92	0.92	0.81
Electrical	0.71	0.92	0.91	0.74
Pulse oximeter	1.00	0.95	0.95	1.00

Tableau 5 Sensitivity, specificity, positive predictive value (PPV), and negative predictive value (NPV) for the cold test, electric test, and pulse oximeter test. (27)

2.3.2. Lasers en Odontologie Pédiatrique

En pédiatrie la maladie chronique la plus répandue est la carie de l'enfant (moins de 6 ans), sa prévalence est cinq fois supérieure à celle de l'asthme. La plupart des enfants ne reçoivent pas de soins dentaires avant l'âge de 3 ans, durant cette période chez les enfants de milieu socio-économique défavorisé 30% des enfants ont déjà des caries. L'avantage du laser dans la prise en charge de l'enfant va être d'abord de pouvoir dans certains cas remplacer la turbine, ce qui pourra être une bonne alternative chez un patient particulièrement craintif ou anxieux. Mais il pourra aussi venir améliorer les

chances de succès en l'intégrant dans les protocoles de travail. Enfin l'utilisation des softs lasers (LLLT) en pédiatrie (cf 2.3.12) peut permettre de maîtriser la douleur lors de : la chirurgie, l'éruption, traumas dentaires, coiffage pulpaire.

2.3.2.1. La vitalité pulpaire

Voir le diagnostic pulpaire 2.3.1.7.

2.3.2.2. La prévention de la carie

Le but serait d'irradier la dent en éruption ou déjà sur arcade, l'effet recherché serait de modifier la structure de la surface dentaire sans endommager la pulpe pour renforcer la dent contre l'attaque carieuse et ainsi prévenir le risque de caries dans les puits et fissures (11).

2.3.2.3. Le diagnostic

Voir la détection 2.3.1.5.1.

2.3.2.4. Pulpotomie

La pulpotomie consiste à retirer la pulpe camérale lorsque la dent est touchée par une carie trop profonde. La pulpe radiculaire est maintenue vivante pour favoriser la formation d'un apex mature (en fonction du stade de Nolla d'édition) ou pour ne pas perturber la résorption par la dent définitive dans le cas d'une dent déciduale.

Dans ce cas seul le laser CO₂ a été testé, le protocole utilisé est l'évitition de la carie de manière conventionnelle, l'évitition de la pulpe camérale, l'hémostase par le laser à une puissance de 3W puis la pulpe est irradiée à 4W pour enfin être coiffée par un eugénol hydroxyde de zinc classique (type IRM®) (44).

2.3.2.5. Coiffage pulpaire direct

Le principe du coiffage pulpaire est, après une effraction du tissu pulpaire, de recouvrir ce dernier directement par un matériau biocompatible capable d'induire une cicatrisation du tissu lésé, la reformation de la palissade odontoblastique et enfin la formation d'une dentine réactionnelle, évitant ainsi une procédure endodontique

lourde de conséquence à long terme. Le coiffage pulpaire direct est dépendant du potentiel de régénération pulpaire, en effet certains auteurs décrivent des chances de succès pour la technique conventionnelle de coiffage atteignant 91% chez les 10-20 ans contre 58% chez les 70-80 ans. D'autres études montrent un succès de 84% entre 10 et 25 ans. Ces chiffres parlent d'eux-mêmes, ainsi quel que soit le protocole utilisé le potentiel n'est pas le même en fonction de l'âge. Ce n'est pas le seul paramètre à prendre en compte ; en effet la surface d'exposition diminue les chances de succès lorsqu'elle augmente (punctiforme 73% de réussite contre 61% lorsque l'exposition est de 1 à 9mm²) (44).

Les matériaux de coiffage admis en 2010 sont l'hydroxyde de calcium et le MTA (Mineral Trioxyde Aggrgate). Ce sont les seuls matériaux qui permettent aujourd'hui la reformation d'un pont dentinaire après exposition pulpaire (44).

Quels lasers pour le coiffage direct ;

- Laser CO₂ :

Déjà en 1987 le laser CO₂ était décrit dans cette indication par Melcer J. (41). De nos jours le laser CO₂ est validé dans cette indication, une étude de 1998 par Moritz et al. montre que le laser CO₂ utilisé en mode superpulsé (93% de succès sur 18 mois) est encore plus efficace qu'en mode pulsé (89% de succès après 18 mois) qui lui-même est déjà significativement plus efficace que le groupe témoin (68% de succès) (43).

Le protocole admis est l'irradiation après exposition pulpaire à une puissance de 1W pour 0.1s. 2 ou 3 irradiations seulement permettent l'hémostase, la désinfection et la coagulation de la pulpe exposée (grâce à l'absorption du laser CO₂ dans l'eau). Ensuite le coiffage est réalisé à l'hydroxyde de calcium recouvert d'un CVI (ciment verre ionomère) (44).

- Laser Nd:YAG

En 1999 Santucci PJ. montre une différence significative entre le coiffage classique au Dycal®(43.5% de survie à 54 mois) versus Vitremer®+ laser Nd:YAG (90.3% à 54 mois) (55).

- Laser Er:YAG

Pour le laser à Erbium (150mJ/pulse avec une fibre de 600µm) les modèles animaux s'accordent à dire qu'il y aurait un bon potentiel de guérison et de réparation pulinaire mais des études cliniques sont encore nécessaires (44).

2.3.2.6. Scellement des puits et fissures

Le scellement des puits et fissures n'est possible qu'avec le laser Erbium (Er :YAG ou Er-Cr :YSGG), mais il faut rappeler que même si ces lasers produisent une surface rugueuse ils ne peuvent pas se passer d'un mordançage (plus court 15 secondes) avant la mise en place d'un sealant (11). Protocole de travail dans la partie clinique cf 3.3.2.4 Le scellement des sillons et les caries sur dents déciduales.

2.3.2.7. La chirurgie en pédiatrie

La chirurgie pédiatrique est effectuée avec les lasers chirurgicaux classiques (Diode, Nd:YAG, Nd: YAP, Er:YAG, Er-Cr:YSGG, et CO2) et les indications sont décrites dans : la section chirurgie, 3.3.9.1 Hémostase locale, 3.3.9.4 Frein interincisif, 3.3.9.5 Frein de la langue, 3.3.9.6 Le désenfouissement.

2.3.3. Lasers en Endodontie

En endodontie le traitement du système canalaire ne peut pas être mené à bien par le laser seul. Néanmoins il peut trouver sa place dans nos protocoles de travail puisqu'aujourd'hui il existe des fibres optiques d'un diamètre suffisamment faible pour être inséré dans un canal. Il est aujourd'hui admis qu'une procédure endodontique classique doit être effectuée avec des instruments mécaniques de mise en forme utilisés en conjonction avec des solutions chimiques d'irrigation (NaClO, EDTA, H₂O₂). On sait aussi que le système canalaire est un réservoir pour la prolifération bactérienne, en effet les bactéries sont capables de pénétrer les tubulis dentinaire jusqu'à une profondeur de 1110µm tandis que la désinfection par irrigants chimiques n'est effective qu'à une profondeur de 100µm. Grace aux propriétés de désinfection des lasers, on peut améliorer encore nos procédures endodontiques, en effet la lumière du faisceau laser pénètre dans la dentine à une profondeur bien supérieure à

1000µm et son effet bactéricide est effectif autour de 1000µm (44). On parle alors d'endodontie laser assistée. Les paramètres essentiels ici sont ; l'élévation de température lors des tirs (7°C maximum pour le respect du parodonte), la présence ou non d'irrigant, l'effet sur la paroi du canal et le périapex, la durée d'irradiation.

Pour que l'effet bactéricide du laser soit suffisant tout en respectant l'intégrité de l'organe dentaire et du parodonte les paramètres reconnus au niveau international sont pour une irradiation moyenne de 30s ;

Nd:YAG	Er-YAG	Laser diode
≤ 100mJ/15Hz	≤ 75mJ/15Hz	≤ 150mJ/15Hz

Tableau 6 International standardized laser settings (44)

Les indications de l'endodontie laser assistée sont le traitement endodontique et le retraitement endodontique, mais aussi le traitement des abcès chroniques périapicaux, des abcès aigus périapicaux, les lésions endoparodontales (avec un traitement parodontal concomitant), les apex minéralisés (2mm de l'apex maximum) qui peuvent être réalisés par les lasers Nd:YAG, Nd-YAP, Er-YAG, Er-Cr:YSGG et laser diode.

La chirurgie endodontique laser assistée est aussi possible mais seuls les lasers à Erbium (Er-YAG et Er-Cr:YSGG) sont capables de travailler l'os et la dentine sans dommages collatéraux.

En 2009 une publication de B. Dickers et al. montre que la PAD (Photoactivated desinfection) est possible dans la désinfection canalaire avec les paramètres suivant ; laser diode 635nm, 150secondes, fluence 106J/cm² (puissance 100mW), avec une fibre optique de 15mm de long et 300µm de diamètre, le colorant utilisé est le bleu de toluidine. L'élévation de température est de 0.16±0.08°C (21).

D'après l'effet observé (2009 université d'Amsterdam) pour le laser Er-Cr:YSGG dans une solution d'irrigation intra-canalaire (hypochlorite à 2.5%) est la cavitation et le passage de fluide à grande vitesse dans et en dehors du canal (16).

Dans une review de la littérature parue en 2008 par SCHWARZ J. et al conclue que l'hétérogénéité des publications empêche toute méta-analyse mais qu'au regard des résultats tant à court terme qu'à long terme (24 mois) c'est le laser Er-YAG qui aurait les meilleures caractéristiques pour le traitement non chirurgical des périapexites chroniques (59).

2.3.4. Lasers en Parodontologie

L'indication des lasers en parodontologie revêt une importance particulière aux yeux des fabricants puisque c'est leur argument principal de vente, ainsi c'est grâce au traitement parodontal que l'on pourrait rentabiliser l'achat d'un laser. Il est donc impératif de se pencher sur les dernières données acquises de la science sur le sujet en 2010.

La parodontologie médicale :

Il s'avère aujourd'hui, en dépit du grand nombre de publications sur les lasers, qu'aucune donnée ne permette d'établir qu'une longueur d'onde particulière serait d'efficacité supérieure au traitement parodontal conventionnel. Et ce à cause du grand nombre de lasers différents (donc de longueurs d'ondes différentes), de la diversité des variations de paramétrage entre les puissances de sortie, les durées de tir, les difficultés de mesure des densités d'énergies délivrées. Cependant ce que l'on peut dire c'est quels lasers sont susceptibles de servir pour le traitement parodontal non chirurgical. Le laser CO₂ bien que largement reconnu pour ses effets bactéricides et hémostatique entre autre, doit être réservé à la seule chirurgie des tissus mous car même s'il est capable de travailler sur tissus durs les dommages qu'il occasionne sur l'émail, la dentine et le cément (dommages thermiques sévères pour la pulpe, fissures et fêlures) en interdisent son utilisation en parodontologie. De même le laser Nd:YAG (1064nm) ne peut pas être utilisé dans cette indication car même si son efficacité a été prouvé dans la réduction des germes lors d'une utilisation conjointe du traitement par les instruments manuels et le laser par rapport au traitement avec des instruments manuels seuls, des lésions ont été observées sur le cément même dans le cas d'une utilisation à faible énergie. Les lasers diodes (810 et 980nm) surtout absorbés dans l'hémoglobine mais peu dans l'eau sont principalement dévolus à la chirurgie des tissus mous, à la préparation sulculaire et à l'hémostase, ils ont été approuvés pour le

traitement parodontal en conjonction avec le surfaçage radiculaire manuel avec un bémol qui est le risque lié à l'augmentation de température au-delà du seuil des 5.5°C (risque de dommages sur la pulpe) lors des tirs. Le laser Er-YAG qui comme le laser CO₂ est fortement absorbé dans l'eau est capable de travailler sur tissu dur (comme sur tissu mou) sans effet collatéral car il est moins absorbé dans les éléments organique que le laser CO₂, son effet est à la fois thermomécanique et photo-ablatif, il est donc tout à fait indiqué en parodontologie et produira une surface poreuse lors des tirs, sa profondeur de pénétration dans le cément est par ailleurs plus importante (60µm) que celle des instruments ultrasoniques (35µm) (53).

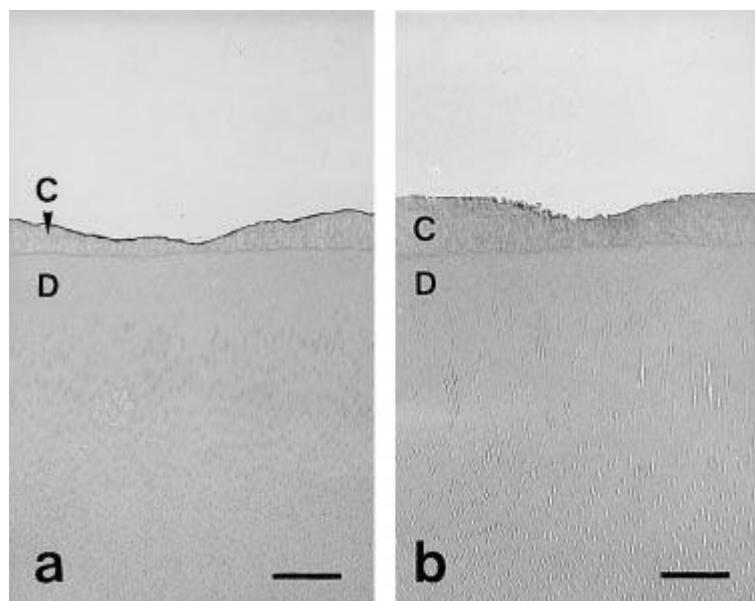


Figure 45. Photomicrographs of an area having a large amount of cementum removal. Photograph (a) shows an area in the surface scaled using the Er:YAG laser, having a much greater amount of cementum ablation (approximately 60 µm in depth). Photograph (b) shows a localized cementum defect in the ultrasonically scaled surface, having a depth of 35 µm and superficial staining with hematoxylin, as well as a surrounding slight staining with eosin. C=cementum; DJ=cemento±dental junction; D=dentin. Original magnification: x116. Bar=100µm. (2)

Enfin une récente publication de l'équipe Niçoise (octobre 2009) montre que le laser KTP (Nd:YAG doublé en fréquence) pourrait lui aussi être validé dans le traitement parodontal non chirurgical puisque des résultats similaires à l'effet observé pour le laser diode sont retrouvés avec en plus l'absence de risque lié à l'augmentation de température (53).



Figure 46. laser KTP (potassium-titanyl-phosphate) pour le traitement parodontal (53).

Déjà en 2003 une étude comparait la quantité d'attache des fibroblastes sur la surface radiculaire de dents traitées par le laser Er-YAG (Key2 Kavo) à 160mJ par pulse à 10Hz, par rapport au traitement ultrasonique (Vector®Ultrasonic System), et enfin par rapport à l'instrumentation manuelle (surfaçage radiculaire à la curette). Cette étude concluait à la promotion significative de l'adhésion des fibroblastes pour chaque technique par rapport au témoin ($P_{laser}>0.001$, $P_{ultrasons}>0.001$ et $P_{manuel}>0.01$). Cette étude précisait aussi qu'avec le laser le gain d'attache était significativement plus élevé qu'avec les ultrasons ($P>0.001$), eux mêmes significativement plus élevés que l'instrumentation manuelle ($P>0.001$) (58).

Plus tard en 2007, une étude compare l'effet sur les principales bactéries parodontopathogènes à trois et six mois pour quatre techniques, le laser Er-YAG avec feed back (Key3 Kavo), les curettes de Gracey (Mini Five™), le traitement sonique (SONICflex® Kavo), et ultrasonique (Piezon Master 400 EMS). L'étude conclue qu'à trois mois il existe une baisse significative de la quantité des cinq germes testés (*Aggregatibacter* (anciennement appelées *Actinobacillus*) *actinomycetemcomitans* (Aa), *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Prevotella intermedia* (Pi), *Tannerella forsythensis* (Tf), and *Treponema denticola* (Td)) dans les poches parodontales pour les quatre techniques. Puis à six mois la quantité de bactéries remonte sans différences significatives entre les techniques. Enfin le confort et les douleurs postopératoires ont été évalués par les patients en faveur des ultrasons (19).

La parodontologie chirurgicale :

Même si elle est théoriquement possible, elle est encore peu documentée, nous pouvons évoquer une étude pilote menée par l'équipe de l'implantologue Romanos GE., publiée en 2004 et qui teste chez 23 patients le traitement chirurgical laser assisté (surfaçage et débridement du défaut osseux) comparé au traitement conventionnel. Il montre que le laser Er-YAG peut être une alternative en parodontologie chirurgicale car les résultats obtenus sont similaires au traitement conventionnel, les paramètres testés (mesurés au temps 0 puis à 6 mois) sont le sondage parodontal, la hauteur d'attache clinique, la hauteur de récession gingivale, l'indice de saignement, l'indice de plaque et l'indice gingivale (60).

2.3.5. Lasers en implantologie

L'augmentation croissante du nombre d'implants posés chaque année est accompagnée d'une augmentation en conséquence du nombre des effets secondaires observés. Les solutions thérapeutiques fiables en ce qui concerne les péri-implantites sont pratiquement inexistantes et c'est une fois encore que la propriété de réduction des germes des lasers va se révéler être une solution dans la gestion des péri-implantites. Il est aussi décrit dans la chirurgie implantaire laser assistée, la gestion des tissus mous péri-implantaires ou encore le désenfouissement des implants mis en nourrice.

2.3.5.1. Péri-implantite

Ces 5 dernières années entre 0 et 14.4% des implants ont montré une réaction inflammatoire péri-implantaire associée à une perte osseuse, le processus en cause dans ce phénomène est similaire à la maladie parodontale. On sait donc que le problème est bactérien, au niveau microbiologique ce sont d'ailleurs les mêmes germes que l'on retrouve avec tout de même une proportion plus marquée de *porphyromonas gingivalis* retrouvée. Aucun des traitements locaux testés n'a donné de résultats probants (solutions d'irrigation antiseptique, antibiotiques locaux), de même, les traitements systémiques ont aussi échoué, il n'existe donc à ce jour aucune recommandation. Cependant des études montrent que l'irradiation laser d'implants abouti à une réduction significative des germes responsables de la péri-implantite (51).

Dans cette indication du laser le but du traitement va être la décontamination de la surface de l'implant sans augmentation importante de la température du corps de l'implant ni modification de surface de ce dernier. Une revue de la littérature publiée en 2009 par Romanos et al. fait l'état de l'art sur les lasers en implantologie de 85 articles publiés entre 1987 et 2009 (51). Un grand intérêt est porté au laser diode spécialement la longueur d'onde de 980nm qui offre d'excellentes propriétés d'incision, d'excision, de coagulation des tissus ainsi qu'une très faible zone de nécrose de coagulation sur les marges de l'incision, les résultats sont bons tant en préopératoire qu'en postopératoire enfin son activité bactéricide est significative sans changement structural de la surface implantaire. En ce qui concerne le laser CO₂, il peut être utilisé en mode continu ou pulsé, il possède lui aussi une activité bactéricide sans augmentation importante de température de l'implant, son avantage réside dans sa plus faible pénétration tissulaire comparé au laser diode puisqu'il est absorbé dans l'eau (le laser diode est absorbé dans la mélanine et l'hémoglobine). La faible augmentation de température observée n'influence pas négativement l'attachement par les fibroblastes ni celui par les ostéoblastes contre la surface implantaire. Parlons maintenant du laser Er-YAG, comme le laser CO₂ il est fortement absorbé dans l'eau, son activité bactéricide a été montrée, il occasionne des augmentations de température minimes et possède de bons effets sur l'ostéointégration, l'attachement des ostéoblastes et la ré-ossification des implants, mais il provoque des modifications de surfaces des implants. Enfin pour les lasers à Néodymium il faut dire que leur seule indication en implantologie sera le traitement de la péri-implantite car il possède une bonne activité bactéricide à la surface des implants, malheureusement le désenfouissement ainsi que la gestion des tissus mous péri-implantaires est contre indiquée du fait de l'augmentation importante de la température qu'il provoque au niveau du corps de l'implant, les modifications importantes de surface et la forte profondeur de pénétration du faisceau (51).

Selon une autre revue de la littérature du même auteur portant uniquement sur le laser CO₂ cette fois, les résultats confirment l'absence de changement de la surface des implants irradiés, une activité bactéricide avérée ainsi qu'une augmentation de la quantité d'attache des ostéoblastes et enfin une néo-ostéogenèse. L'auteur propose un protocole de traitement que nous détailleront dans la partie 3.3.5.2. (52)

En 2010 nous n'en sommes plus à prouver que le laser est un traitement efficace mais bien à trouver le meilleur protocole clinique de travail, seul le recul manque encore à cette technologie nouvelle pour affirmer l'absence de récidive des péri-implantites. Enfin l'avenir est maintenant pour la recherche de travailler sur la régénération des défauts osseux par des matériaux de comblement.

2.3.5.2. Sinus lift laser assisté

Peu de publications existent sur le sujet, néanmoins nous pouvons citer un cas rapporté par Dong-Seok Sohn et al. qui réalise la chirurgie à l'aide d'un laser Er:Cr:YSGG (Waterlase® MD de chez Biolase). Son protocole sera développé dans la partie 3.3.5.2 (62).

Une autre publication de 2009 par STUBINGER S et al. (64), est plus critique quant à la réalisation de l'ostéotomie du fait de l'absence de contrôle de la profondeur de coupe avec le laser (64).

2.3.5.3. Désenfouissement d'implant

C'est le deuxième temps chirurgical lors de la pose d'un implant avec la méthode par enfouissement. Le laser quel qu'il soit possède des meilleurs résultats que la méthode conventionnelle avec une lame froide ou avec le bistouri électrique car la chirurgie est exsangue et la douleur postopératoire inférieure. De plus le bistouri électrique peut modifier la surface implantaire. Seul est contre indiqué le laser Nd:YAG (51).

2.3.6. Lasers en Orthopédie Dento-faciale

2.3.6.1. Chirurgie pré-orthodontique

Cf chapitre sur la chirurgie 2.3.9.

2.3.6.2. Analgésie

Voir la partie dévolue aux traitements par les soft lasers 2.3.12.

2.3.7. Lasers en Prothèse

La préparation de congé prothétique pour couronne, inlay, onlay ou facette est très loin de supplanter les traditionnels rotatifs, et il ne sera pas question avant certainement de longues années de voir apparaître une pièce à main laser capable d'effectuer la préparation tridimensionnelle aussi bien qu'une turbine dans une main habile guidée par un œil entraîné. Il existe tout de même quelques indications en prothèse.

2.3.7.1. Prothèse fixée

La préparation à des fins esthétiques des tissus de soutien de la dent est possible comme nous allons le voir.

2.3.7.1.1. Collage

Au moment du scellement des prothèses fixes, si l'on veut augmenter la résistance à l'infiltration et au descellement on peut allier au mordançage une préparation au laser Er:YAG de la surface dentaire et de l'intrados prothétique (150mJ/20Hz) (50).

2.3.7.1.2. Préparation sulculaire

L'empreinte de prothèse fixée fait l'objet de nombreuses techniques (fils rétracteurs simple, double, imprégnés, non imprégnés, vasoconstricteurs hémostatique, fraises diamantées, bistouri électrique...) plus ou moins agressives, pas toujours aisées dont le but est l'élargissement transitoire du sulcus afin d'obtenir une empreinte qui servira une fois détournée au prothésiste pour la confection de la prothèse aux limites enregistrées. Le laser propose une alternative simple, en effet l'ouverture de l'espace crévicalaire peut être effectuée avec une fibre de 200 à 300µm avec un mouvement circulaire. Les lasers de choix seront le Nd:YAG (2 à 3W, 50Hz) et diodes (3W, continu) qui offre un champ opératoire exsangue et autorise donc la prise d'empreinte extemporanée. La cicatrisation observée est rapide et correspond à ce que l'on enregistre au moment de l'empreinte (what you see is what you get). Néanmoins le laser Er:YAG peut être utilisé avec l'embout tip adapté (PAM 2062, fibre 50/10) de 80 à 120mJ, de 10 à 20Hz, la fibre effleure la gencive sans jamais la toucher et devra être

strictement parallèle à la préparation sans quoi il y aura ablation de dentine, la procédure est donc plus délicate et requiert une plus grande maîtrise de la part de l'opérateur. Enfin le laser CO₂ ne peut pas être utilisé dans cette application puisqu'il ne peut travailler qu'à distance avec sa pièce à main (50).

2.3.7.1.3. Allongement coronaire

L'allongement coronaire nécessaire pour augmenter la hauteur clinique (indispensable à certaines restaurations de prothèses fixées qui risque de faire souffrir le parodonte autrement) peut être effectué avec un laser à Erbium puisqu'il permet la gestion des tissus mous et des tissus durs (150mJ/40Hz). Toutefois si le cas est limité aux tissus mous les lasers CO₂ (3W, mode continu), Nd :YAG (4W/20Hz) et diode (3.5W mode continu) peuvent être utilisés (50).

2.3.7.2. Prothèse amovible

2.3.7.2.1. Approfondissements vestibulaires

Cet aménagement des tissus mous a pour but d'améliorer les chances de réussite dans la confection de prothèses amovibles complètes dans des cas extrêmes (crêtes plates sans possibilité de rétention par sustentation, lambeau de reconstruction avec brides cicatricielles empêchant la réalisation de prothèse).



Figure 47. Observez l'absence de vestibule, la lèvre inférieure s'inscrit sur le sommet de la crête. Dans ce cas il est impossible de faire un appareil fonctionnel sans aménagement des tissus mous (crédit photo Dr BEMER Julie).



Figure 48. Voici un autre cas pour lequel la reconstruction a été effectuée par une autogreffe de fibula après mandibulectomies et glossectomie, ici encore la reconstruction prothétique ne peut pas être réalisée de manière conventionnelle (crédit photo Dr BEMER Julie).

Les lasers dans cette indications sont ceux utilisés en chirurgie des tissus mous ; laser CO₂ (5W en mode continu), laser Nd :YAG (4W/40Hz), diode (3W en mode continu) et Er :YAG (150mJ/40Hz avec spray air/eau) (50).

2.3.7.3. Prothèse implantaire

Cf 2.3.5 Lasers en implantologie

2.3.8. Lasers en Pathologie Orale

2.3.8.1. Herpes labial

Le dessèchement des vésicules de l'herpès labiale est possible avec le laser Nd :YAG (3W en continu, avec une fibre de 300µm) ou avec le laser Er :YAG comme décrit dans la partie clinique (3.3.8.1) (50).

2.3.8.2. Leucoplasies et lésions précancéreuses

Selon la définition de l'Organisme Mondial de la Santé (OMS), une lésion précancéreuse correspond à un tissu morphologiquement altéré où le risque d'apparition d'un cancer est plus élevé que sur le tissu homologue sain. La leucoplasie orale est une tache ou plaque blanche de la muqueuse buccale qui ne peut être rattachée cliniquement ou histologiquement à une maladie. Le terme de leucoplasie est donc uniquement descriptif, il ne préjuge pas du potentiel de transformation maligne.

La prévalence de la leucoplasie varie de 1 à 5% en fonction de la situation géographique et de la démographie. Généralement associée au tabac, la forme idiopathique n'est pas rare. Deux variantes cliniques existent ; la forme homogène, uniforme avec quelques irrégularités de surface mais une texture consistante. Et une forme hétérogène, à prédominance blanche mais aussi blanche et rouge (érythroleucoplasie) présentant une texture irrégulière, contenant des nodules et/ou des lésions exophytiques. Histologiquement, on observe différents degrés de parakératose, des signes d'inflammation chronique, et de dysplasie. Le principal problème du clinicien est le caractère totalement silencieux cliniquement de ces lésions, son

potentiel de cancérisation est présent et requiert donc une surveillance attentive de la part du praticien même si l'on sait que le potentiel de transformation augmente avec l'altération morphologique du tissu. Ce risque varie de 0 à 20% sur trente ans. L'importance de la prévention est extrême au vu du faible pronostic lors de la découverte d'un cancer, en effet le taux de survie à 5 ans est de 30 à 40%. A ce jour on ne sait pas dire d'une lésion si elle aura une transformation maligne à l'avance, donc toute leucoplasie détectée sera considérée comme potentiellement à risque de transformation (38).

En 2002 puis en 2006 le traitement au laser des leucoplasies était considéré comme potentiellement utilisable par une revue de la littérature de LODI G. et al. mais nécessitait plus d'études car **les résultats en plus d'être contradictoires ne prenaient parfois pas en compte des facteurs de risque comme le tabac** (38).

Chandu A. et Smith AC. **en 2005** ont publié un article dans lequel le traitement au laser CO₂ de la leucoplasie ne réapparaissait pas chez 55.4% des patients, ce résultat tombe à 33.9% après 3 ans, les auteurs concluent à une **forte récurrence de la leucoplasie** corrélée de manière significative avec l'alcool (P=0.034), peu avec le tabac (P=0.061) (18).

La même année l'équipe du Dr Schwartz qui a conduit la même étude avec les lasers CO₂ (4-6 W, 20-50 Hz, focalisé en mode continu) et Er:YAG (300 mJ/pulse, 10 Hz, défocalisé, en mode pulsé) conclut que **la leucoplasie orale ne peut être traitée avec des résultats prévisibles** pour les deux lasers testés (57).

En **2008** une publication ayant un recul de 3 ans sur 28 cas de leucoplasies traitées au laser Nd:YAG donne 92.86% de réussite (72).

En résumé :

- Il n'existe **pas de consensus international** sur le traitement au laser des leucoplasies
- Les études **manques de protocoles reproductibles** qui permettraient une méta-analyse
- Il existe quelques publications dont les résultats sont optimistes mais la majorité conclue à une **forte récurrence** de la maladie

2.3.8.3. Lichen plan buccal

Peu de bibliographie est disponible sur le sujet.

Il est admis que le traitement de choix pour le lichen plan buccal symptomatique est l'application topique de corticoïdes, néanmoins, en ce qui concerne les formes réfractaires aux corticoïdes locaux, c'est la vaporisation au laser CO₂ qui est le traitement de choix (Van der hem et al. en 2008) et qui permet la rémission des symptômes douloureux ressentis par les patients (67).

Il peut être gommé au laser Er:YAG par ablation superficielle (140mJ/10Hz).

2.3.9. Les lasers en chirurgie

En chirurgie il existe aujourd'hui quatre grandes méthodes de travail utilisées en routine depuis au moins 1965 ; **la lame froide, le bistouri électrique, la cryothérapie et le laser**. Les indications de chacune de ces méthodes en fonction d'un acte donné ne sont pas toujours définies et l'on peut avoir différentes alternatives de travail. Plusieurs contraintes spécifiques à la chirurgie se posent pour le choix de la technique ; la stérilité du site et son maintien durant l'intervention, les restrictions dues à l'accès au site opératoire, le saignement, la formations de brides cicatricielles, la difficulté de cicatrisation, les tissus adjacents au site opératoire, les maladies systémiques (contrindications chirurgicales).

Les avantages du laser en chirurgie sont : le maintien des conditions de stérilité du site opératoire, la réduction (voire l'absence) du saignement per-opératoire, la précision de coupe et la régularité de la profondeur de coupe, l'absence dans de nombreux cas de sutures, la réduction de la douleur postopératoire, cicatrices moins importantes, la possible biostimulation (LLLT) associée en pré, per, postopératoire pour la stimulation de la cicatrisation et pour le traitement de la douleur, enfin la réduction du nombre d'instruments nécessaires à la chirurgie et donc la réduction du temps et du coût opératoire (44).

laser	λ(nm)	mode	contact/ non contact	conduction	indications
CO2	10600	continu, pulsé, superpulsé	non contact	bras articulé à miroirs	tissus mous
Argon	488 et 514	continu, déclenché	non contact	fibre optique	lésion pigmentée, lésions vasculaires, chirurgie plastique
He-Ne	633	continu	contact/non contact	fibre optique /miroirs	LLLT, PAD
Nd:YAG	1064	continu, pulsé	contact/non contact	fibre optique	tissus mous, lésions pigmentées, chirurgie parodontale
Ho: YAG	2100	pulsé	non contact	fibre optique /miroirs	chirurgie arthroscopique, tissus mous
Er:YAG	2940	pulsé	non contact	fibre optique	tissus mous, chirurgie parodontale, chirurgie osseuse, dermabrasion, lithotripsie
Er-Cr:YSGG	2780	pulsé	non contact	fibre optique	chirurgie osseuse, chirurgie parodontale
diode + colorant	de 510 à 620	continu, pulsé	non contact	fibre optique	lésions pigmentées, tatouages, anomalies vasculaires, PAD
Diode	de 670 à 900	continu, pulsé	contact/non contact	fibre optique	tissus mous, blanchiment, PAD, LLLT

Tableau 7 les propriétés des lasers chirurgicaux et leurs indications (KUHN Julien).

Indication	laser
Chirurgie gingivale	CO2, Nd :YAG, Diode, Argon
Chirurgie préprothétique	CO2, Nd :YAG, Diode, Er:YAG, Er-Cr:YSGG
Péri-implantite	CO2, Diode, Er-YAG, Er-Cr:YSGG
Hyperkératose	CO2, Nd :YAG, Diode, colorant
Lésions précancéreuses	CO2, Nd :YAG, Diode, PDT(He-Ne)
Tumeurs bénignes	CO2, Nd :YAG, Diode, Argon, Er:YAG
Malformations	CO2
Chirurgie des cicatrices	CO2, Er :YAG
dermabrasion	CO2, Er :YAG
Kystes osseux et dans les tissus mous	CO2, Nd :YAG, Diode, Argon, Er-YAG, Er-Cr:YSGG

Tableau 8 Indication des lasers en chirurgie dentaire (44).

2.3.10. Lasers et blanchiment dentaire

Les discolorations peuvent être soit extrinsèques (plaque, tartre, tanins du vin, du thé, café, chlorhexidine, sels fluorés, médicaments, compléments alimentaires, colorants industriels, chique de bétel, bactéries chromophores...). Soit intrinsèques, elles surviennent alors d'une part pendant la formation de la dent, elles peuvent être d'origine : chimique (fluorose, cyclines), d'un trauma pré-éruptif, d'une maladie systémique (jaunisse, porphyrie, anémie hémolytique...), anomalie congénitale de la dentinogénèse (amélogénèse imparfaite, dentinogénèse imparfaite, dysplasie de la dentine, odontodysplasie...) et d'autre part pendant la phase post-formative : nécrose pulpaire, discolorations hémorragique, granulomes internes (pink spot), iatrogène (traitement endodontique, restaurations à l'amalgame...), caries, vieillissement. Les traitements des discolorations disponibles sont : le polissage, la micro-abrasion, la restauration et le blanchiment (44).

Le blanchiment dentaire est une technique capable de traiter les discolorations. Il peut être interne dans le cas de dents non vitales, ou externe sur dents vivantes. Les molécules généralement utilisées sont le peroxyde d'hydrogène, le perborate de sodium et le peroxyde de carbamide. Le laser permet d'accélérer le traitement en activant le produit de blanchiment mis en place.

La réaction chimique mise en jeu est une réaction d'oxydoréduction, son but est la création de radicaux libres, ce sont des atomes d'oxygènes possédant un électron libre très fortement instable et qui va très rapidement réagir avec les molécules organiques et les attaquées pour retrouver un état stable. Ces radicaux provoquent la disruption de l'électron de conjugaison dans les doubles liaisons des molécules organiques, c'est-à-dire la cassure de la molécule et donc un changement dans le spectre d'absorption des molécules plus simples résultant de la réaction. La lumière étant moins absorbée en passant au travers de l'émail et de la dentine il en résulte l'effet blanchissant recherché (44).

Exemple de l'eau oxygénée : $\text{H}_2\text{O}_2 \rightarrow \text{H}_2\text{O} + \text{O}^*$

Exemple de l'oxydation du bétacarotène :

bétacarotène (rouge foncé) +O* -> 2 All-trans-Retinol (vit A incolore) + H₂O

Le but du laser dans le blanchiment est d'augmenter la température du gel. Cette technique est invasive et est susceptible de causer des dommages, pulpaires en particulier, mais aussi risque de provoquer une hypersensibilité dentinaire ainsi qu'un risque carieux majoré(44).

Laser admis dans cette technique (50) :

Laser KTP : 30s, 1W, temps de repos 5min, 5 passages maximum par séance, l'élévation de température est de 1°C.

Laser diode (980nm) : 30s, 5W, temps de repos 5min, 5 passages maximum par séance, l'élévation de température est de 4.5°C.

Attention : les lasers à Erbium (Er-YAG et Er-Cr:YSGG) sont proscrit dans cette indication puisqu'ils peuvent endommager la dent, en effet le gel n'absorbe pas entièrement le rayon laser et il existe un risque d'ablation de la surface dentaire.

En 2009 une étude sur l'effet des photo-activateurs sur l'augmentation de la température au niveau de la chambre pulinaire pendant le blanchiment, montre que le laser Nd:YAG (600mJ/4Hz) peut occasionner des augmentations importantes de température (jusqu'à 7°C) pouvant provoquer des dommages pulpaires irréversibles. Tandis que le laser diode 470nm (LED), lui, occasionne une augmentation de température inférieure à 1°C c'est le photo-activateur le plus sûr (42).

2.3.11. La P.A.D (Photoactivated Disinfection) et la P.D.T (Photodynamic Therapy)

- La P.D.T :

Le principe de la photothérapie dynamique repose sur l'activation d'un photoactivateur (généralement un dérivé de la porphyrine) par une longueur d'onde spécifique de ce chromophore qui va générer de l'oxygène actif aussi appelé ROS (Reactive Oxygen Spices) très toxique pour les cellules directement et indirectement

par induction de phénomènes apoptotiques, et par altération de la protection des cellules cancéreuses vis-à-vis de l'immunité antitumorale. De plus il produit des dégâts sur le réseau microvasculaire qui irrigue la tumeur ce qui est un élément encore plus déterminant que la toxicité directe. Dans le traitement du carcinome *in situ* de la muqueuse buccale et du carcinome épidermoïde la PDT possède des résultats approchant de 90% de rémission. Le site traité répond par un érythème, un œdème suivi d'une nécrose et enfin d'une ulcération, celle-ci guérit complètement en 8 semaines. Même si au cours des premières semaines une analgésie puissante est requise le traitement semble être bien toléré. L'avantage de la PDT est d'être moins iatrogène pour les tissus environnants que la chirurgie ou la radiothérapie, de plus elle pourra être reconduite si besoin dans l'avenir médical du patient (44).

Les applications de la PDT en dentisterie s'élargissent rapidement ; ainsi actuellement ce sont les cancers de la cavité buccale, la PAD (décrise ci-après), la PDD (Photodynamic Diagnosis) dans la détection de la cancérisation des lésions buccales. La PDT trouve aussi un potentiel dans le traitement des leucoplasies, du lichen plan buccal, et des cancers oro-faciaux. Un aspect important de la PDT est l'absence de toxicité pour l'ADN nucléaire, ainsi que l'absence d'effets tératogènes (35).

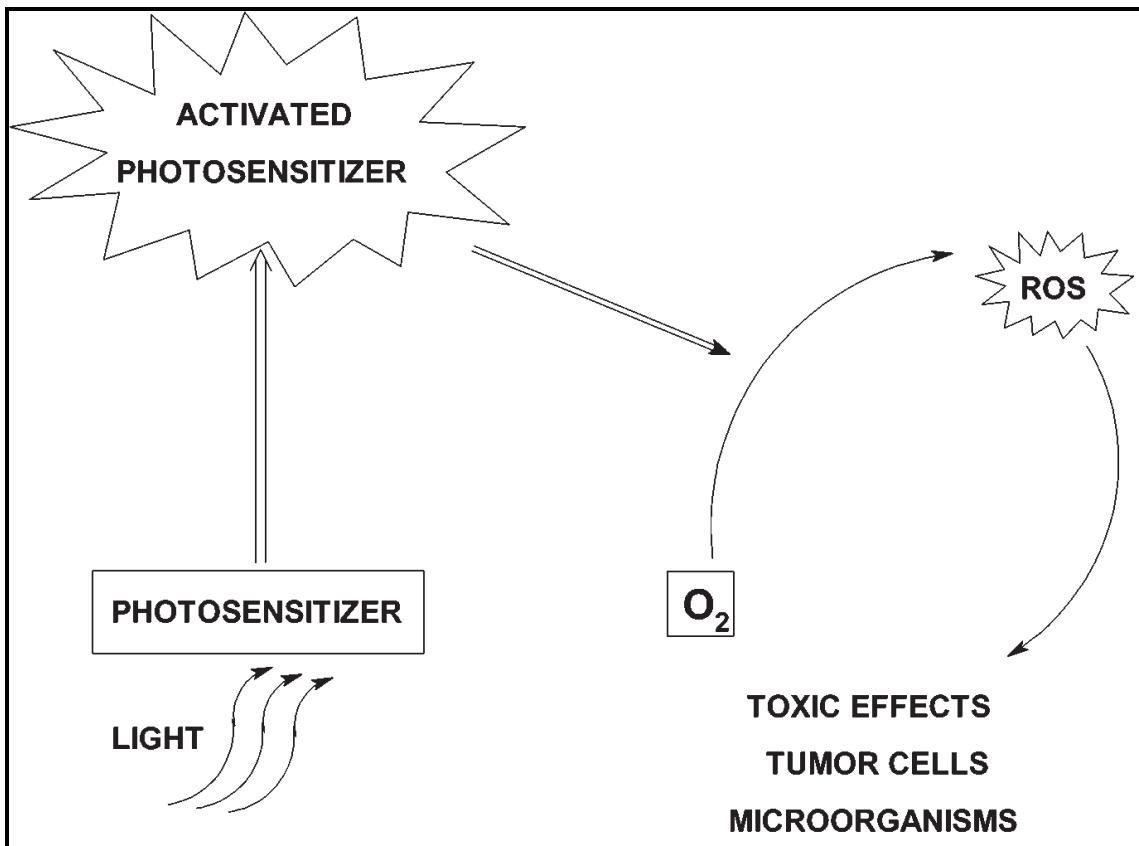


Figure 49. Schéma de la réaction de la photothérapie dynamique (35).

Materiel:

La PDT requiert une source lumineuse spécifique du photosensibilisateur utilisé. Les tissus (humain) transmettent efficacement les longueurs d'ondes situées dans le rouge, un photoactivateur situé dans cette gamme d'ondes permet une profondeur de pénétration optimale comprise entre 0.5cm ($\approx 630\text{nm}$) et 1.5cm ($\approx 700\text{nm}$). Ce sont ces limites qui définissent les effets thérapeutiques que l'on pourra obtenir, au-delà la profondeur de pénétration sera insuffisante. La dose totale, la dose efficace et la profondeur de destruction sont dépendantes du tissu cible et du chromophore utilisé. Dans le passé les sources lumineuses utilisées étaient ; le laser Argon, le laser KTP (Potassium Titanyl Phosphate ou laser Nd:YAG doublé en fréquence), laser Nd:YAG, laser à vapeurs d'or ou de cuivre, tous ces lasers onéreux ont été supplantés par le laser diode qui est bon marché et ergonomique (peu encombrant, fibre optique flexible). Pour les traitements plus étendus, des sources lumineuses non cohérentes sont utilisées telles les filaments de tungstène, lampes halogène, à Xénon et à sodium-phosphore. Depuis 2004 se sont les LED (source non cohérente) qui, encore meilleur marché, sont apparues (35).

Pourquoi la PDT ne trouve pas plus applications en cancérologie ?

Bien que des avancées soient avérées dans le traitement des tumeurs superficielles en clinique grâce à la PDT, et que certaines spécialités médicales l'utilisent couramment, telles, la dermatologie, l'oncologie et l'ophtalmologie, elle reste marginale dans la médecine. Ceci s'explique par le manque de protocoles standardisés d'une part et d'autre part par le manque de publications sur des études cliniques contrôlées, comparatives et randomisées de grandes envergures qui pourraient établir clairement les avantages de la PDT et la faire rentrer dans les standards de traitement. Le manque d'intérêt des cliniciens pour ces travaux peut encore s'expliquer par le coût important que représente la création d'un service hospitalier dévolue à cette étude (coût de la technologie laser) (35).

La PDT en 2010 :

Des essais cliniques sont en cours pour le cancer de la peau, la prostate, le cerveau, le col de l'utérus, le cancer du sein, le pancréas, le système lymphatique, la cavité péritonéale. L'une des premières indications de la PDT remonte à 1995 dans le

traitement des tumeurs obstructives de l'œsophage avec le Photofrin® (photosensibilisateur) et validé en 2004. En 2000 ce sont les lésions des cordes vocales qui ont montré un bon contrôle et une faible morbidité. En 2002 c'est la technologie LED qui est apparue, permettant des traitements sur de plus grands volumes grâce à leur mode d'émission. En 2004 le traitement des cancers ORL, et de l'appareil génital ont été étudiés ainsi que les récidives du cancer du sein localisées à la paroi thoracique. La même année aux Etats Unis le traitement du cancer des poumons (uniquement les tumeurs accessibles avec le bronchoscope) a été validé avec la PDT en conjonction avec le Photofrin® (photosensibilisateur), de même que les tumeurs de la plèvre et des récidives de cancer de la vessie. En 2006 le sarcome de Kaposi, le mélanome et le lymphome ont montré une bonne réponse au Photofrin® associé à la PDT. D'autres applications que la cancérologie existent, tels le traitement des kératoses actiniques, l'acné, le psoriasis, la calvitie, les verrues (2004). Enfin en 2006 le traitement de la dégénérescence maculaire par le laser a été approuvé au Canada.

- La P.A.D :

Le concept de la PAD ou LLP (lethal laser photosensitization) est né de la photothérapie dynamique qui a prouvé son efficacité sur les cellules tumorales comme nous l'avons vu plus haut. La désinfection photochimique a pour principe d'agir en activant un photoactivateur utilisé en topique avec une longueur d'onde spécifique. La caractéristique du photosensibilisateur est d'être spécifique d'une bactérie (cible). L'activation par le laser produit comme dans la PDT une réaction chimique létale pour la cellule. Les photosensibilisateurs sont différents de ceux utilisés pour la PDT donc les longueurs d'onde associées sont elles aussi différentes. En effet on a remarqué que la destruction systématique de toutes les bactéries du biofilm dentaire créait un environnement favorable pour le développement de bactéries pathogènes qui coloniseraient ce biofilm secondairement. C'est pour cela que l'on a cherché à agir de manière sélective sur une ou plusieurs bactéries pathogènes spécifiques tout en respectant le reste de la flore ainsi que l'intégrité du biofilm existant. De plus l'avantage de la PAD est la très faible probabilité de l'apparition de résistance de la part des bactéries prises pour cible (44).

Déjà en 1997 on utilise un colorant spécifique (de la famille des phényl-méthane) des bactéries de la plaque avec le laser HeNe (632 nm) effectif sur Streptococcus sobrinus

en 2 secondes d'exposition (bactérie cariogène) mais pas sur *Escherichia coli*. Des résultats similaires ont été obtenus dans une autre étude *in vitro* sur quatre bactéries différentes ; *Streptococcus sanguis*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum* et *Actinobacillus actino-mycetemcomitans* pour une puissance de 7.3 mW pendant 60s avec un laser HeNe. Sur des cultures sur des géloses d'agar la destruction du biofilm par LLP des quatre espèces bactériennes est effective en 30 secondes. De plus pour *Streptococcus mutans*, *S. sobrinus*, *Lactobacillus casei* et *Actinomyces viscosus*, l'utilisation de bleu de toluidine est plus efficace avec un laser diode qu'avec un laser HeNe en clinique. Les applications de la LLP 1997 : désensibilisation et destruction de bactéries de la plaque supra gingivale, désinfection canalaire, désinfection des poches parodontales. Néanmoins en 1997 ces applications manquaient d'études permettant la mise en place de protocoles pour accéder aux différents sites de la bouche (74).

Grâce à la propriété de pénétration des rayons dans la dentine, il est possible d'atteindre les bactéries enfouies dans la dentine infectée d'une carie moyennant l'utilisation d'un laser diode à plus haute énergie que pour la destruction de bactéries de surface (1.2J contre 4.8J) (74).

Matériel

En 2006 les colorants utilisés sont le bleu de toluidine, le bleu de méthylène, le colorant azur, le violet cristal, l'hématoporphyrine, l'ADP (Aluminium Disulfonated Phthalocyanine), les photochlorines (I, II et III). Certaines bactéries comme *Porphyromonas* et *Prevotella* produisent de la protoporphyrine et seront donc détruites par simple exposition au laser mais peu de bactéries produisent de manière endogène un photosensibilisateur (44).

Les lasers utilisés actuellement dans la PAD sont principalement les lasers diode 630-635nm et 660-670nm, mais aussi le laser HeNe 632.8nm. Aujourd'hui il est admis que les paramètres efficaces de destruction des bactéries sont de l'ordre de 15J/cm² avec des lasers ayant une puissance de sortie de 100mW. Le temps d'irradiation varie entre 5 et 60s (44).

Indications (44):

Les indications majeures de la PAD en dentisterie sont :

- la désinfection de lésions carieuses profondes
- la désinfection des poches parodontales
- de sites implantaires, de sites chirurgicaux en postopératoire
- des canaux radiculaires en endodontie

Les recommandations existantes en ce qui concerne les traitements établis en dentaire à la PAD sont dans le tableau de la partie 3.3.11

Augmentation de température et PAD

D'après les mesures effectuées dans de nombreuses études la variation de température est inférieure à 0.5°C, (le seuil étant fixé à 2.2°C pour percevoir des changements histologiques, et à 5.5°C pour devenir létale pour la pulpe dentaire) (44).

2.3.12. La L.L.L.T. (Low Level Laser Therapy)

L'une des grandes propriétés du laser est la biostimulation comme nous l'avons déjà largement décrit dans la partie 1.3.2.1 sur les effets des lasers sur le vivant. La LLLT consiste en l'utilisation de basses énergies dans les longueurs d'onde du rouge et du proche infrarouge sur des durées importantes d'exposition mais dans des temps compatibles avec les traitements ambulatoires de nos cabinets. Les lasers concernés sont le laser He-Ne (632nm) mais aussi les lasers diode qui peuvent fournir cette longueur d'onde il s'agit essentiellement des lasers GaAlAs (Galium-Aluminium-Arsenic 700 à 940 nm) émettant dans le proche infrarouges et des lasers InGaAsP (Indium-Galium-Arsenic-Phosphore) émettant dans le visible 600 à 680nm. Les puissances couramment utilisées sont de l'ordre de 10 à 50 mW avec présence d'une collimation. Néanmoins il existe beaucoup de pertes dans le système et la puissance de sortie est nettement inférieure, d'où la nécessité d'un contrôle de l'énergie de sortie effectué

par un microprocesseur intégré à la technologie. L'effet biologique n'est pas encore élucidé mais l'on suppose l'existence de photorécepteurs qui seraient à l'origine des effets observés. Plusieurs études émettent l'hypothèse que les cytochromes mitochondriaux ou les porphyrines endogènes seraient les chromophores mis en cause. Depuis plus de 40 ans de recherche sur le sujet, voici l'état de l'art en dentisterie qui nous est relaté dans une revue de la littérature de 1997 par WALSH (73) et (74) en deux parties, l'une porte sur les tissus mous, l'autre sur les tissus durs.

2.3.12.1. Effets des soft lasers sur les tissus mous

Dans la première partie portant sur les tissus mous 81 articles ont été passés en revue. Voici les conclusions :

- Effets cellulaires de la LLLT (73) :

Les fibroblastes biostimulés augmentent leur prolifération, leur maturation, leur motilité ainsi que leur potentiel de différenciation notamment en myofibroblastes, d'autre part on constate une diminution de la production des facteurs de l'inflammation PGE2 et IL-1 et enfin l'augmentation de sécrétion de bFGF(facteur de croissance des fibroblastes).

En ce qui concerne les macrophages, on observe ; l'augmentation de l'activité fibrinoclastique, l'augmentation de la production des facteurs de croissance fibroblastiques ainsi qu'une augmentation de la phagocytose.

Pour les lymphocytes on constate leur activation et leur prolifération.

La LLLT produit encore l'augmentation de la motilité des cellules épithéliales.

L'endothélium montre une relaxation des cellules myoendothéliales, signe de vasodilatation.

Les cellules nerveuses, réduisent leur synthèse de médiateurs de l'inflammation, augmentent leur maturation et leur régénération ainsi que la croissance axonale qui est stimulée.

- Effet sur la cicatrisation (73) :

Avec des énergies inférieures à 9.3J/cm² on favorise la synthèse de matrice, la prolifération des fibroblastes et la néovascularisation. Au-delà de ce seuil l'énergie trop importante, entrave la cicatrisation.

Il n'y a pas d'intérêt à la LLLT en préopératoire (résultats non significatif).

Sur modèle animal, la LLLT quotidienne durant la période postopératoire favorise la synthèse de collagène et donc la solidité du tissu cicatriciel (moins de bénéfices si le traitement est prodigué un jour sur deux). Le modèle humain possède moins de données mais semble aller dans le même sens.

In vivo, dans la cavité buccale on constate une accélération de la cicatrisation des lésions muqueuses et des aphtoses. Il y aurait des effets bénéfiques sur les abcès d'origine dentaire, les granulomes périapicaux et les gingivites mais un mauvais contrôle sur les modes opératoires des publications interdit encore de les valider. Il n'y aurait pas de bénéfices sur les alvéolites, les ulcères traumatiques, les herpès labiaux, les péricoronarites et le kyste marginal postérieur. Par contre il existe des bénéfices sur la dentinogénèse après pulpotomie, ainsi que chez les patients présentant une radiomucite induite par la RTE (radiothérapie externe) pour le traitement des tumeurs oropharyngées. Enfin la cicatrisation osseuse après extraction dentaire est meilleur grâce à l'augmentation du remaniement osseux et à l'accélération de l'apposition osseuse.

- Effet analgésique de la LLLT (73) :

C'est l'indication majeure de la LLLT en clinique, elle agit en diminuant le seuil de délivrance des nocicepteurs libérés par les nerfs dans la cavité buccale.

L'effet de la LLLT se fait sur les nerfs périphériques à faible vitesse de conduction, elle concerne les influx nerveux de type : stimulation par piqûre, froid, chaud mais ne concerne pas la transmission nerveuse de type frottement. Elle concerne donc évidemment les fibres afférentes de la douleur qui sont des fibres à conduction lente.

Une analgésie satisfaisante est obtenue par irradiation de la zone chirurgicale ou sur les zones d'acupuncture ou d'acupression lors de la petite chirurgie sans

administration d'analgésique ni avant ni après le geste chirurgical. La longueur d'onde idéale dans ce cas est comprise entre 632 nm et 904 nm.

- LLLT et régénération des fibres nerveuses :

Il y a une diminution de la production de facteurs de l'inflammation et de dérivés de l'acide arachidonique par les fibres nerveuses lésées, et promotion de la régénération et de la maturation après une lésion iatrogène ou traumatique.

Dans le modèle animal l'efficacité de la repousse d'axones de nerfs lésés nécessite une irradiation quotidienne prolongée (10 jours) à 4.5J par jour.

Chez des patients qui ont subis une lésion du V3 après une chirurgie (5.5% des interventions, 100% de lésion du V3 pour la chirurgie interruptrice ou ostéotomie sagittal de la mandibule) dont les séquelles durent plus de 6 mois après intervention (considérées comme lésions permanentes). Une étude en double aveugle qui teste les troubles sensoriels après lésion du V3 de type tactile et sensibilité à la température, montre que ; LLLT a une influence significative sur 20 séances sur les mécanorécepteurs mais non significative sur les fibres nerveuses thermiques.

- Douleurs post chirurgicales (73) :

Le mécanisme exact est encore indéterminé, l'hypothèse serait l'interférence avec les médiateurs de la douleur et/ou la stimulation de la production d'endorphines.

Dans le traitement des parodontites péri-apicales après un traitement endodontique ainsi que dans le traitement des douleurs post-extractionnelles, il y a 100% d'efficacité en 1 séance pour une énergie délivrée de 0.9 à 2.7J, malheureusement l'effet placebo n'a pas été étudié et ne peut pas être exclu dans cette étude.

Deux autres études randomisées en double aveugle montrent qu'aucune significativité n'a été trouvée dans le traitement de douleur post extractionnelle de dents de sagesse inférieur bilatérale dont un seul côté était traité par LLLT. Il n'y a pas de significativité ni post-extractionnelle, ni à 3 jours, ni à 7 jours post-chirurgical.

- Névralgies post-herpétiques (73) :

Effectif pour le laser HeNe mais pas pour le laser diode (GaAlAs 910nm), dans une étude sur 36 patients, 90% des patients ont eu une réduction de la douleur en bénéficiant de 2 à 3 séances par semaine dans la zone douloureuse.

- Effet en parodontologie :

Pas d'influence sur la plaque dentaire (73).

Effet significatif pour les ulcérations et la régénération osseuse (73).

En 2008, Ozcelik O et al., évalue dans une étude sur le traitement des comblements osseux en parodontologie l'application de l'EMD (Enamel Matrix protein Derivative) combinée avec la LLLT sur les suites opératoires immédiates (douleur postopératoire, cicatrisation) puis sur les résultats cliniques. Les résultats de cette étude montrent la réduction de la profondeur de sondage ainsi que l'augmentation du niveau d'attache pour les patients traités avec l'EMD et le laser par rapport aux patients traités avec l'EMD seul. De plus il constate une diminution significative de l'œdème ($P<0.001$), une tendance à des récessions gingivales moindre ($P<0.05$) et enfin à une réduction des complications postopératoires (46).

2.3.12.1. Effets des soft lasers sur les tissus durs

Dans la seconde partie portant sur les effets de la LLLT sur les tissus durs, 33 articles sont passés en revue :

- Traitemennt de l'hypersensibilité dentinaire (73) : voir aussi 0

Laser diode : 90% de réussite en effectuant le traitement de la zone cervicale et de l'apex de la dent à chaque séance, à 1 semaine, 2 semaines et 8 semaines. 19 sujets testés sur la sensibilité mécanique (61% d'amélioration) et thermique (63% d'amélioration) sur 3 mois, toutes les dents sont restées vitales.

Mécanisme d'action : l'émail et la dentine sont transparents au rayonnement proche infra rouge donc l'effet se produit essentiellement sur la fibre nerveuse. Ce mécanisme n'est pas démontré scientifiquement mais voici l'hypothèse émise : l'effet proviendrait

du blocage de la dépolarisation des fibres C afférentes de la pulpe en addition avec une inhibition descendante depuis le SNC.

- Traitement des douleurs orthodontiques :

Model murin :

Une récente étude (2010, ABI RAMIA et al.) a observé les effets in vivo des soft lasers sur la pulpe de rats lors de mouvements orthodontiques. La force soumise est de 0.4N par l'appareil orthodontique, en association avec un laser diode (GaAlAs, $\lambda=830\text{nm}$) à 100mW (soit une fluence de 18J/cm^2), l'exposition est de 4 secondes par face soumise au mouvement orthodontique (vestibulaire, palatin et mésial) puis perpendiculairement à l'axe de la dent. Les rats ont eu un traitement quotidien par LLLT et sont progressivement sacrifiés à 12h, 24h, 3j, et 7j. Les résultats concluent à une action vasodilatatrice du traitement par le laser sur la pulpe des dents soumises au mouvement orthodontique ce qui a pour effet une réparation accélérée du tissu pulpaire. Les auteurs concluent donc que le laser diode est bénéfique pour les mouvements orthodontiques (2).

Etudes clinique :

L'irradiation du 1/3 médian de dents baguées au moment la mise en place d'élastiques a montré des résultats contradictoires puisque les mesures prises après 5 jours par une échelle visuelle-analogique montrent des résultats significatifs mais le rendu subjectif des patients ne montre pas de significativité (74).

Une étude clinique randomisée de Tortamano A. et al. en 2009, évalue l'effet de la LLLT sur 60 jeunes patients, ils sont traités pour chaque dent en vestibulaire puis en palatin/linguale à une fluence de 2.5J/cm^2 pendant 10s. Les patients sont divisés en trois groupes, placebo, contrôle, et traité au laser. Les résultats montrent que la LLLT n'empêche pas l'apparition de douleurs, néanmoins les scores de douleurs et l'intensité de la douleur au jour le plus douloureux sont significativement inférieures aux autres groupes. De plus on ne note pas de différence entre le maxillaire et la mandibule dans la symptomatologie de la douleur sur les paramètres testés (65).

- Propriété de destruction des bactéries :

C'est la PAD qui est détaillée dans 2.3.11 La P.A.D (Photoactivated Disinfection) et la P.D.T (Photodynamic Therapy)

- Variations thermiques due à la LLLT (74) :

On a déterminé un seuil au delà duquel on voit apparaître des nécroses pulpaires : seuil = 5.5°C, autour de ce seuil on provoque une pulpite réversible. A 2.2°C on n'observe pas de changement notable de la pulpe au niveau histologique.

Rappel :

Voici les paramètres qu'il faut prendre en compte lorsque l'on utilise un laser :

Les paramètres constants :

- longueur d'onde
- coefficient d'absorption et de diffusion par les tissus
- refroidissement thermique (irrigation sanguine) tissulaire

Paramètres sur lesquels l'opérateur peut jouer :

- la puissance
- le mode d'émission (continu ou pulsed)
- la taille du spot (densité d'énergie)
- le temps d'exposition
- le spray (air et/ou eau).

- La radiomucite traitée par la LLLT :

Cette indication est traitée dans la partie Prise en charge du patient cancéreux

2.3.13.2.

2.3.13. Le laser dans la prise en charge du patient cancéreux en médecine dentaire.

2.3.13.1. Lasers et bisphosphonates

L'ostéochimionécrose est définie selon l'OMS comme la première complication à long terme induite par la prise des bisphosphonates. Elle se caractérise par une extériorisation dans la cavité buccale d'os nécrotique. Pour affirmer que les bisphosphonates sont à l'origine de l'ostéonécrose, trois conditions doivent être remplies :

- Le patient est ou a été traité par bisphosphonates
- L'os est exposé depuis au moins 8 semaines
- Il n'y a pas d'antécédents de radiothérapie des maxillaires

L'os nécrotique peut apparaître spontanément mais il est souvent la conséquence d'un geste invasif. Il peut y avoir expulsion spontanée de séquestrés osseux et risque de surinfection des zones exposées.

Ce médicament a été utilisé initialement pour le traitement de la maladie de Paget, du myélome multiple, des métastases osseuses, de l'hypercalcémie maligne, de l'ostéoporose post-ménopausique ou cortisonique, de la nécrose aseptique de la hanche, de l'ostéogenèse imparfaite, etc. Cette famille de médicament concerne 200 millions de personnes dans le monde. Les principaux responsables de l'ostéochimionécrose (ONJ) sont ceux utilisés en cancérologie, administrés par voie parentérale des molécules comme le zolédronate ou le pamidronate (7.4% d'ostéonécrose pour ces deux molécules) ont un pouvoir inhibiteur considérable sur

l'activité ostéoclastique. Néanmoins il existe des cas d'ONJ (4% pour l'alendronate per os, molécule la plus prescrite) chez des patientes traitées pour l'ostéoporose au long court (plus de 12 mois) (61). Le mode d'action des bisphosphonates est l'inhibition des ostéoclastes pour les premières générations, les dernières générations sont encore plus puissantes et possèdent en plus la propriété d'inhibition de l'angiogenèse (zolédrone et pamidronate) qui peuvent induire des nécroses osseuses avasculaires (40). Il existe donc une notion « d'effet dose-cumulée ». Lors de toute mise en place d'un traitement par les bisphosphonates chez un patient une coopération avec le chirurgien dentiste devrait être mise en place puisque l'os maxillaire semble être le plus touché par le processus d'ONJ.

Facteurs favorisants l'ostéonécrose :

- Mode d'administration des bisphosphonates : traitement au long cours par voie intraveineuse
- Actes invasifs (extraction dentaire, implant dentaire, chirurgie péri apicale, chirurgie parodontale). Les patients traités par bisphosphonates en intraveineuse qui subissent un acte de chirurgie buccale ont 7 fois plus de chance de présenter une ostéonécrose que les patients exempts de chirurgie.
- Etat buccal inflammatoire (parodontopathie, abcès dentaire...)
- Facteurs généraux
- Facteurs favorisants qui n'ont pas été confirmés avec certitude (traitement par corticoïdes, diabète, tabac, alcool, hygiène buccale défectueuse, chimiothérapie)

Ce champs de recherche est très récent et il existe encore peu de publications sur le sujet, en 2008 l'équipe du CHU de Nice publiait 28 cas cliniques d'ostéonécrose des maxillaires (ONJ) traités par biostimulation au laser Nd:YAG. Les résultats montrent que sur les 14 patients qui ont suivis le traitement par le laser, 9 ont eu un succès clinique complet (pas de douleurs, ni de symptômes infectieux, l'os n'est plus exposé dans la cavité buccale, et il n'y pas de présence de fistule), pour trois d'entre eux une amélioration seulement de la symptomatologie avec un suivi entre 4 et 7 mois. Les auteurs ont conclu en disant que les résultats indiquaient que le laser a un potentiel dans le traitement des ONJ (66).

La même année ARORA et al. concluent que le laser He-Ne appliqué de manière prophylactique durant la radiothérapie peut réduire la sévérité de la mucite, de la douleur, et du handicap fonctionnel (13).

En Mars 2009, l'équipe de Georges E. Romanos qui rapporte que sur une série de 49 patients présentant une ONJ après traitement par les dernières générations de bisphosphonates (Zolédrone, Pamidronate et Alendronate), 19 ont eu un traitement conservateur, 20 une chirurgie radicale et 10 ont bénéficié d'un traitement par le laser Er:YAG (de chez Fotona). Sur les 20 patients traités chirurgicalement, aucun succès n'a été constaté, certains ont du être repris chirurgicalement, aboutissant à des fractures. Sur les 19 traités de manière conservatrice tous ont connus une amélioration de leurs symptômes, mais aucun une rémission totale des lésions. Des 10 patients traités par le laser, 6 ont une complète rémission et 4 une amélioration, un retraitement a été nécessaire pour un cas. En conclusion, après un an de recul, les auteurs recommandent de plus large études néanmoins ils proposent le laser comme une alternative valide dans le traitement des ONJ (6).

Enfin en 2010, une étude clinique similaire à la précédente, utilisant elle aussi un laser Er-YAG pour le traitement à la fois chirurgical puis pour la LLLT chez des patients atteint d'ONJ. Les résultats montrent 100% d'amélioration chez les patients et 87.5% des sites une cicatrisation muqueuse totale avec un recul de 13 mois (70).

En résumé :

A l'heure actuelle il n'existe **aucun traitement curatif pour les ONM**, le laser n'est qu'une alternative pour réduire la douleur et la sévérité des manifestations des ONM. Enfin des études plus poussées sont nécessaires.

2.3.13.2. La photothérapie dynamique

Cette indication possède un chapitre dédié : 2.3.11 La P.A.D (Photoactivated Disinfection) et la P.D.T (Photodynamic Therapy).

2.3.13.3. La radiomucite et la chimiomucite

La mucite est une inflammation de la muqueuse, le plus souvent localisée au niveau de la bouche (stomatite) et du tube digestif mais pouvant être associée à des lésions plus diffuses (muqueuses génitales, conjonctive de l'œil). Cette inflammation est une complication liée au traitement des tumeurs oro-faciales, soit par la chimiothérapie, par l'immunosuppression dans le cadre de greffe de moelle osseuse soit par la radiothérapie, ou enfin par la chimio-radio-thérapie concomitante. Cette complication immédiate se caractérise par l'apparition, dès la fin de la première semaine, d'une mucite rouge. Cette mucite érythémateuse est le plus souvent localisée au niveau du voile du palais, des piliers amygdaliens, des faces internes de joue, des bords de langue et de la paroi postérieure du pharynx. A la fin de la deuxième semaine, apparaît la mucite blanche caractérisée par la formation sur les zones érythémateuses de plaques blanc jaunâtres. Ces plaques pseudomembraneuses sont constituées de cellules épithéliales mortes, de fibrine et de leucocytes altérés. Ces plaques peuvent confluer à la fin de la troisième semaine de traitement. Cette mucite blanche s'accompagne d'une dysphagie et de douleurs intenses. Ce tableau clinique, associé à la xérostomie et à la perte de goût, entraîne de lourdes répercussions sur l'alimentation. La surinfection fongique (candidose) n'est pas rare et le diagnostic vital peut être engagé.

La méthode d'évaluation OMS (15):

Elle grade l'intensité de la mucite en 6 niveaux :

- 0 : absence
- 1 : érythème
- 2 : douleur n'empêchant pas l'alimentation
- 3 : douleur rendant l'ingestion des solides impossibles

- 4 : douleur entraînant une impossibilité de manger et de boire
- 5 : mort

Ces complications immédiates induisent une mauvaise tolérance au traitement. Mais une pause de quelques jours en cours de traitement destinée à améliorer la symptomatologie aurait des conséquences importantes en terme de pronostic vital : un arrêt d'une semaine réduirait de 10 % les chances de contrôle tumoral. Le traitement de cette complication ou **l'atténuation de la sévérité des manifestations** de la radiomucite est largement étudiée notamment par le biais de la biostimulation par les **soft lasers**.

Prophylaxie :

- Evaluation et remise en état bucco-dentaire avant le traitement
- Evaluation des prothèses en places
- Brosse à dent chirurgicale très souple
- Maintient permanent de l'humidité buccal
- Pas de dentifrice mentholé
- Bain de bouche au bicarbonate de sodium 14⁰/₀₀
- utilisation d'un hydropulseur

Traitements curatifs :

- maintient de l'hygiène bucco-dentaire en adaptant le matériel au contexte du patient
- salive artificielle
- fluidifiant en cas de salive épaisse
- bain de bouche sur prescription : 4 à 6 fois par jour, rester à jeun pendant 20min :
 - o antiseptique (chlorhexidine®)

- antibiotique (vancocine®)
- antifongique (Triflucan®, fungizone®)
- antalgique (xylocaïne®, aspirine®, morphine)
- traitement systémique :
 - antibiotique
 - antiviral
- traitement de la douleur :
 - dès les premiers signes de mucite
 - réadaptés régulièrement (selon l'EVA)
 - antalgiques locaux (Xylocaïne®) ou généraux : morphine

Surveillance :

- évolution locale de la mucite
- contrôle de la douleur régulier
- surveillance du poids
- surveillance biologique

En 2006 est parue une méta-analyse portant sur les possibilités de traitement et de prévention des mucites dans laquelle le traitement laser HeNe est évoqué, il montre que la **cicatrisation peut être accélérée, la douleur et l'inflammation réduite**. Trois études en double aveugle obtiennent une réduction de la sévérité et de la durée de la mucite. Malheureusement ces études n'ont pas permis la méta-analyse du fait de la présentation des données (63).

La même année, une étude sur 60 patients traités par une dose de 66Gy en 33 séances sur 6 semaines pour des carcinomes de la cavité buccale de stade II à IV ont bénéficié d'un traitement au laser He-Ne avec une fluence de 1.8J/cm^2 pendant 3 minutes chaque jour du traitement par la radiothérapie. Les résultats sont significatifs en faveur

du traitement par le laser, pour la **réduction de la douleur** durant la durée de la radiothérapie ($P<0.001$), pour la **réduction de la sévérité** de la mucite tout au long du traitement ($P<0.001$) (14).

En 2008, Antunes HS. Et al., ont utilisé le **laser diode** (InGaAsP), 660nm, 50 mW, 8 J/cm² avec un diamètre de la fibre optique de 0.196 cm². Dans le traitement de mucites induite par HSCT (Hematopoietic Stem Cell Transplantation). Les résultats spectaculaires sur onze patients traités ont révélés une guérison des ulcérations complètes même pour les mucites de plus haut grade (grade 4) en 6 jours en moyenne (entre 3 et 12 jours). Ce traitement est devenu un **standard** dans la prise en charge des patients du service de l’Institut National du Cancer de Rio de Janeiro depuis cette étude (9).



Figure 50. illustration de la LLLT dans le traitement de la mucite radio- induite (laser diode 660nm) (15).

Enfin en 2009 une publication du même type que la précédente établi que le traitement de la mucite comme la prévention de la mucite sont possibles avec les **lasers diode** (33).

3. Utilisation du laser ; applications cliniques :

« Les critiques concernant la méthode (laser) venaient paradoxalement de ceux qui ne s'en servaient pas. » Charles Frèche, *Le laser en ORL*, rapport de la société française d'ORL. Arnette, Paris, 1993.

3.1. Quelques exemples de techniques chirurgicales en médecine humaine

La chirurgie laser en cancérologie ORL :

- Le laser CO₂ :

C'est le principal laser utilisé en chirurgie ORL, sa longueur d'onde de 10.6µm est fortement absorbée dans l'eau produisant une vaporisation instantanée des cellules avec une faible profondeur de pénétration, ses trois effets sont ; l'incision, la coagulation et la stérilisation. La coupe résultant du laser CO₂ est plus fine que celle d'une lame froide lorsqu'on l'utilise en focalisé, il existe une zone de nécrose de coagulation au niveau des berges de l'incision allant entre 200 et 300µm, autour de cette dernière se trouve une zone de dommages réversibles des cellules. La coagulation est obtenue en mode défocalisé, elle oblitère aussi les petits vaisseaux lymphatiques (0.5 à 1 mm) pendant l'incision ou la vaporisation. Ceci a comme conséquence une **chirurgie exsangue** et favorise la **cicatrisation berge à berge de l'épithélium** cela réduit aussi le temps chirurgical, l'inflammation, la douleur postopératoire et la rétraction de cicatrisation. De plus il réduit la morbidité du site donneur du lambeau. L'absence de lésion dans les sites adjacents au siège de la résection favorise une réépithérialisation rapide certainement favorisée par l'effet bactéricide du laser (25).

Dans la chirurgie oro-pharyngée la technique conventionnelle avec lambeau de reconstruction produit plus de troubles fonctionnels que la chirurgie au laser sans lambeau de reconstruction. De même il existe moins de récidives ou de processus métastatique avec le laser (0%) qu'avec la lame froide (10 à 12%) grâce à la

coagulation des vaisseaux et lymphatiques bordant l'incision bien que la localisation et le stade de différenciation de la tumeur peuvent affecter ces statistiques (71).

En conclusion pour le traitement de petites tumeurs épithéliales buccales ou oropharyngée, depuis 2004, la chirurgie laser CO₂ est reine, en raison de l'absence de nécessité de reconstruction, d'une faible rétraction de cicatrisation, et d'une bonne évolution postopératoire (cicatrisation complète de la muqueuse oro-pharyngée en 4 à 6 semaines avec récupération de la fonction dans le même temps). Le principal avantage du laser est l'absence d'œdème, la faible inflammation, le scellement des vaisseaux sanguins et lymphatiques ainsi que des terminaisons nerveuses et enfin la capacité à détruire la tumeur (71).

Depuis 2007, l'excision des tumeurs supra-glottique (de stade T1-2, N0-1, M0) par voie endoscopique transbuccale au laser CO₂ combinée à la radiothérapie externe est devenue possible. L'avantage de cette chirurgie est d'une part de s'affranchir de la trachéostomie grâce à l'abord endoscopique et d'autre part la rapide reprise de la fonction de déglutition durant la période de cicatrisation, même dans le cas de laryngectomie supraglottique (3) (8).

Très récemment en 2009 c'est non seulement la chirurgie oro-pharyngée mais aussi la chirurgie de l'hypopharynx qui sont rendues possibles avec les mêmes avantages que cités précédemment (47).

Il faut mettre un bémol néanmoins puisque la technique se limite aux tumeurs de petites taille, de plus il est impératif qu'il y ait une bonne exposition du larynx pour que le site opératoire soit accessible en vision directe.

- Cas clinique :

Le chirurgien s'apprête à effectuer une exérèse tumorale au laser CO₂, au niveau du sinus piriforme, l'abord est endoscopique par voie transorale ce qui permet un travail en vision directe. Le patient est en position allongé, la tête positionnée vers l'arrière. Le chirurgien travaille à l'aide d'un microscope opératoire (OPMI de chez ZEISS) qui permet à la fois l'éclairage du site opératoire par une lampe à Xénon, le grossissement de ce dernier et enfin la visualisation du spot de visée du laser qui vient se brancher,

par un bras articulé (à 7 miroirs) sur le microscope. Les tirs sont déclenchés par l'opérateur grâce à une pédale, le laser est ici utilisé en mode continu superpulse.



Figure 51. Photographie per-opératoire, observez l'éclairage direct du site opératoire par la lampe à Xénon (opérateur Dr Dolivet, Centre Alexis Vautrin, Nancy) (crédit photo Julien Kuhn).

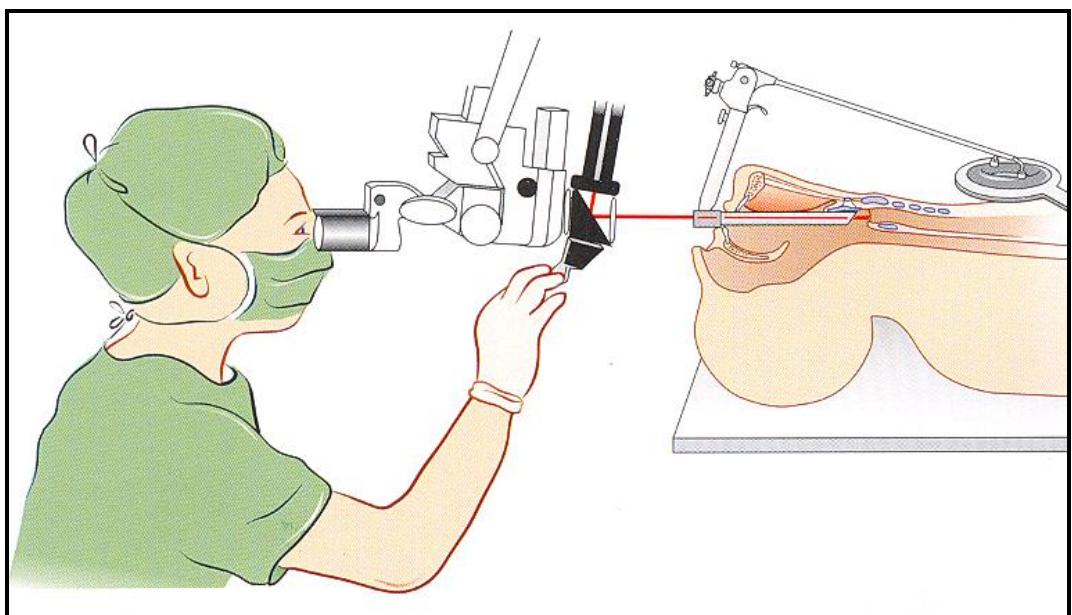


Figure 52. Schéma d'illustration de la chirurgie endoscopique transorale.



Figure 53. Première pièce opératoire, lobe supérieur de la tumeur (crédit photo Julien Kuhn).

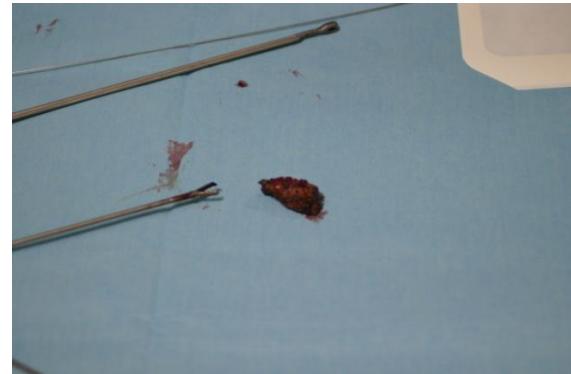


Figure 54. pièce opératoire principale (lobe inférieur de la tumeur) (crédit photo Julien Kuhn).



Figure 55. capot du laser CO₂ (crédit photo Julien Kuhn).

3.2. Quelques exemples de techniques chirurgicales en médecine vétérinaire

Plusieurs études ont montré que la procédure de raccourcissement du palais mou était environ deux fois plus rapide en utilisant un laser CO₂ par rapport aux instruments chirurgicaux conventionnels (Clark et Sinibaldi, 1994 ; Davidson et al., 2001).

La procédure est aussi beaucoup moins sanglante puisque le laser scelle les petits vaisseaux sanguins à mesure qu'il les sectionne et la chirurgie est donc plus aisée pour le chirurgien.

De plus, on limite l'œdème pharyngé postopératoire qui peut être à l'origine de complications respiratoires sévères en postopératoire immédiat. Dans l'étude de Davidson (2001) sur 20 chiens brachycéphales, les scores respiratoires postopératoires

sont significativement meilleurs pour les chiens opérés au laser CO2. Si on se réfère aux expériences de chirurgies ORL en médecine humaine (Thuaksuban et Nuntanaranont, 2003) la phase postopératoire serait moins douloureuse avec moins de difficultés à la déglutition.

Une étude histopathologique (Brdecka et al., 2007) comparant la résection du palais mou au laser CO2 ou par électrocoagulation bipolaire ne montrait pas de différence à 3 jours concernant les lésions tissulaires. Cependant, les marges de lésions tissulaires obtenues avec le laser CO2 dans cette étude (5,3 mm +/- 1,5 mm) sont bien supérieures à celles associées habituellement au laser CO2 (0,34 mm +/- 0,2 mm) (Clark et Sinibaldi, 1994 ; Davidson et al., 2001 ; Rizzo et al., 2004). Les auteurs de l'étude (Brdecka et al.) expliquent cette différence par une mauvaise utilisation du laser (mauvais réglages, retrait des tissus carbonisés, angle d'incidence du faisceau laser...) et la difficulté du travail dans la cavité buccale.

D'autres études comparatives seraient nécessaires pour établir significativement la supériorité du laser dans cette indication en médecine vétérinaire. Cependant, les résultats excellents (meilleure hémostase, rapidité, possible réduction de la douleur et de l'œdème postopératoire) obtenus dans les différentes études, font de la palatoplastie une vraie indication pour le laser CO2.

- Cas clinique numéro 1 : la Palatoplastie.

La palatoplastie lors d'hyperplasie du palais mou dans les syndromes brachycéphales est une des principales indications à ce jour du laser CO₂ en médecine vétérinaire. L'intervention consiste à raccourcir et à désépaissir le palais mou pour libérer les voies respiratoires supérieures. Cette opération est souvent couplée à la correction des narines sténotiques. L'animal est placé en décubitus ventral, la gueule maintenue grande ouverte.

On prendra soin lors de ces procédures au laser de bien protéger la sonde endotrachéale du faisceau laser par des compresses humides. De telles compresses devront aussi, par mesure de sécurité être placé au fond de l'oropharynx pour éviter de léser les structures oropharyngiennes plus caudales.



Figure 56. Position de l'animal lors de palatoplastie. La sonde endotrachéale est protégée par une compresse humide (Crédit photo : François Reynier)

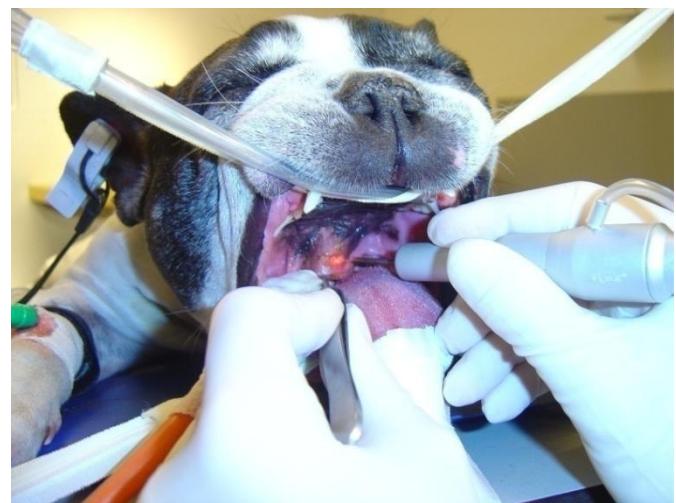


Figure 57. Palatoplastie au laser CO₂ (Crédit photo : François Reynier)

Le laser semble donc être un instrument avantageux pour le traitement chirurgical du syndrome obstructif des voies respiratoires supérieures chez les brachycéphales. Celui-ci permet une intervention précise et rapide, sans les hémorragies qui viennent perturber l'opérateur lors des chirurgies conventionnelles, avec des résultats postopératoires, à court terme comme à long terme, excellents.

- Cas clinique numéro 2 : la Stomatite virale.

Les gingivostomatites félines sont souvent liées à des infections virales (FIV, FelV). Les lasers CO₂ sont utilisés pour vaporiser les zones d'inflammation et les trajets fistuleux (Anthony J., 2001). On utilise un spot de 0,8 mm à une puissance d'environ 6-10 watts. Ce traitement sera bien sûr associé à l'extraction des dents pour lesquelles les lésions de l'os alvéolaire sont trop importantes. Le laser permet également dans cette indication un assainissement des tissus en particules virales comme en bactéries. Après

7 à 10 jours, le tissu gingival retrouve un aspect normal ou cicatriel, on note une diminution importante de la douleur et de l'odeur.

3.3. Utilisation et techniques clinique du laser dans les disciplines odontologiques :

3.3.1. L'Odontologie Conservatrice

3.3.1.1. Le diagnostic pulpaire

L'un des futurs possible des lasers, la fluxmétrie laser Doppler (LDF) et l'oxymétrie ont l'avantage d'une grande sensibilité et d'une spécificité améliorée par rapport aux techniques actuelles que sont le test thermique et le test électrique. A ce jour l'application clinique fiable et reproductible n'est pas encore possible en pratique courante dans des temps de mise en œuvre réaliste, bien que la fiabilité de cette technique soit avérée elle nécessite encore d'être adaptée à la clinique. En effet la collecte des données peut être perturbée par les mouvements du patient ou par une mobilité importante de la dent sondée. (54) (27) (1)

Néanmoins l'apport dans le diagnostic fiable et non invasif de cette technologie est indéniable et sera sans doute un outil incontournable dans notre pratique quotidienne future.

3.3.1.2. La désensibilisation des collets

Le protocole admis en 2010 est le suivant :

Laser Er-YAG : application d'un gel fluoré puis irradiation toujours en mouvement pendant 30 secondes, répéter le protocole jusqu'à diminution immédiate des symptômes, PAM 2060, 50mJ/4Hz ou 100mJ/2Hz selon sensibilité du patient, sans air ni eau.

3.3.1.3. Cavité de caries :

Comme nous l'avons décrit le travail sur les tissus durs se fait avec les lasers à Erbium, concrètement le tir laser étant rectiligne, il est difficile de préparer de manière satisfaisante toute cavité présentant des surplombs trop importants sans devoir mettre la cavité de dépouille afin de maîtriser correctement l'assainissement de cette dernière. Dans ce cas nous ne respectons plus les principes de la microdentisterie non invasive, l'indication du laser en cariologie se réduit donc aux cavités de dépouille ou de faible contre-dépouille quelle que soit leurs localisations ou leurs profondeurs, on utilise deux types de technique :

3.3.1.3.1. le mode contact :

On utilisera une pièce à main qui propose un prolongement après la fibre et qui sera mis en contact avec la cible mais il faudra reculer ensuite l'instrument au moment des tirs. C'est donc un travail avec un pseudo contact. Le travail se fait impérativement sous spray d'air et d'eau.

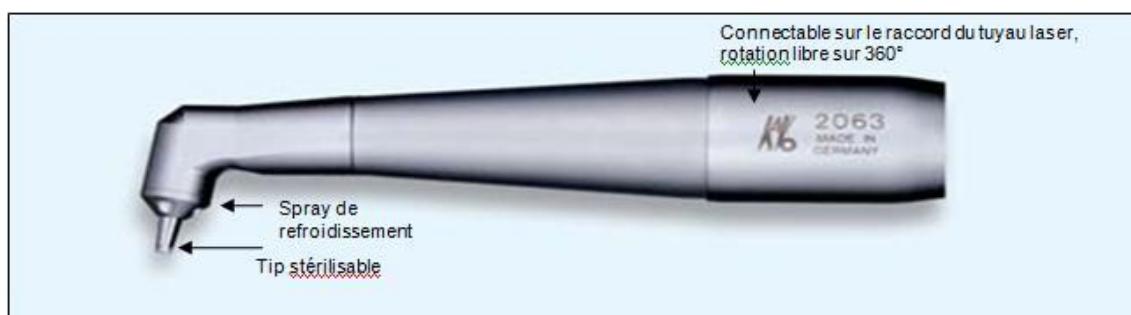


Figure 58. PAM 2063 (Key3 Kavo)

Indications et paramètres :

- les caries d'émail :

400mJ par pulse à 15Hz avec spray d'air et d'eau en mode feed back.

- Les caries dentinaires :

250mJ par pulse à 10 Hz avec spray d'air et d'eau en mode feed back

- Les caries de sillons :

Mêmes paramètres que le travail sur l'émail : 400mJ par pulse à 15Hz avec spray d'air et d'eau en mode feed back.

Remarque : les sillons peuvent aussi être préparés avec une fibre optique ou à distance.

3.3.1.3.2. le travail à distance :

Il se fait à l'aide d'une pièce à main miroir dont le faisceau est convergent, ceci permet de focaliser ou défocaliser le tir en fonction de la distance de travail (1cm en moyenne) et ainsi moduler l'efficacité d'ablation (plus on défocalise et plus la surface du tir augmente pour la même énergie délivrée, diminuant ainsi l'efficacité de l'ablation).

Cette pièce à main ne dispose pas de feed back.



Figure 59. PAM 2060 de l'Er-YAG (Key3 Kavo)



Figure 60. tête de la PAM 2060 de l'Er-YAG (Key3 Kavo)

Indications et paramètres:

- caries d'émail :

600 mJ, 6 Hz, sous spray d'air et d'eau.

- caries dentinaires :

250 à 350 mJ, 4 à 6 Hz, sous spray d'air et d'eau.

- Caries de sillon :

200mJ, 4 Hz sous spray d'air et d'eau. Cas clinique traité dans la section pédiatrie 3.3.2.

3.3.1.3.3. cas cliniques :

- Cas numéro 1 : la cavité de classe 3.1 SiSta (ou classe V de Black):

Le patient, M. X est vu en contrôle de routine, lors du détartrage la lésion carieuse débutante est repérée, il est décidé de traiter cette dernière dans la séance :



Figure 61. notez la lésion au collet de la 11 (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 62. Aspect après un premier balayage de tirs lasers avec la PAM 2063 (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).

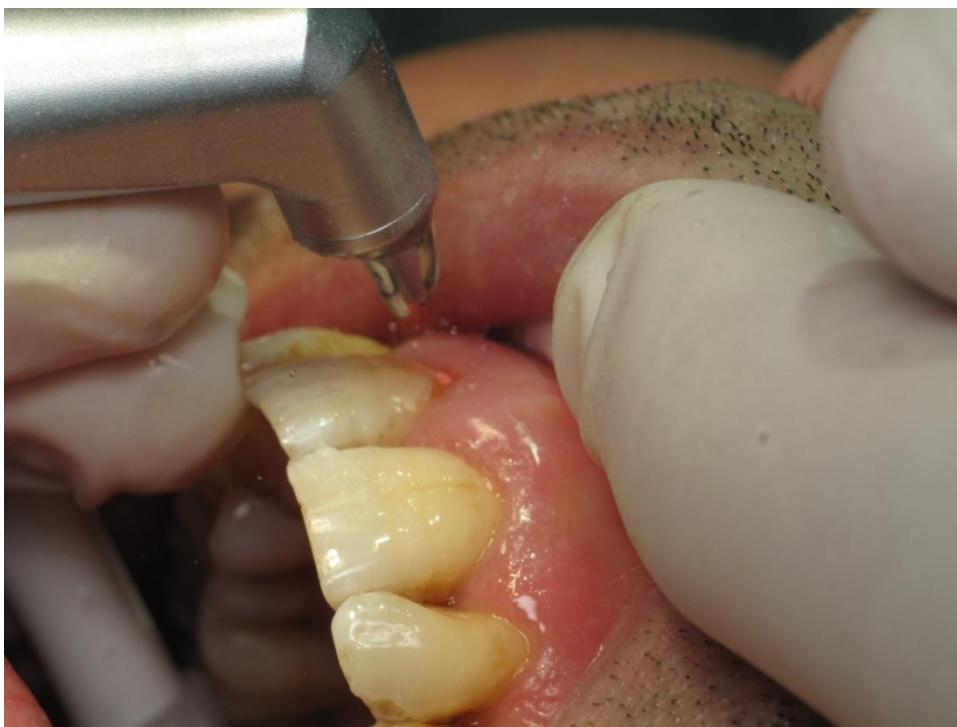


Figure 63. Observez l'impact du tir laser en rouge dans la cavité de préparation (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 64. Aspect final de la cavité une fois préparée : notez l'aspect crayeux de la surface semblable à ce que l'on observe après un mordançage chimique (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 65. Mise en place de l'adhésif automordançant (scotchbond®) (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 66. L'adhésif est étalé à la seringue à air (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 67. Photopolymérisation de l'adhésif : 10s (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 68. Mise en place du composite dans la cavité préparée (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 69. Photopolymérisation : 30s (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 70. Polissage à la fraise diamantée CA bague rouge (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 71. Finition du joint intra-sulculaire à l'aide d'une fraise à polir diamantée pointe fine, CA bague rouge (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 72. Polissage au contre angle bague bleue embout gros grain (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 73. Polissage contre angle à bague bleue avec pâte à polir (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 74. Finition à la cupule et pâte à polir (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 75. résultat final (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).

- Cas numéro 2 :

Nous avons choisi ce cas pour illustrer les risques liés au maniement des lasers en clinique, car il faut faire attention à ses anciennes habitudes de travail avec les rotatifs ; en effet tant que la fraise n'est pas en contact avec la dent celle-ci n'est pas travaillante, on peut donc passer d'un site à l'autre d'une même dent sans lâcher la pédale (la fraise tourne donc toujours). Dans le cas du laser on ne doit activer la pédale que lorsque l'on veut tirer, pendant une salve de tir tout mouvement parasite entraîne

un impact non désiré, lorsqu'il touche la gencive cela à peu d'importance mais s'il touche les tissus durs on est iatrogène (notez que cela est vrai aussi avec les rotatifs).

Le patient vient pour une visite de contrôle, lors de l'examen une lésion débutante au collet de 23 est détectée, il est décidé de traiter la lésion au laser dans la même séance et de reconstituer par un composite. On utilisera la pièce à main "contact", sous spray d'air et d'eau.



Figure 76. lésion de classe 3.1 SiSta sur 23
(crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 77. pièce à main contact (PAM 2063)
(crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet)



Figure 78. Voici la cavité préparée, notez les trois impacts au milieu de la face vestibulaire de la 23
(crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 79. Restauration finale (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).

3.3.2. L'Odontologie Pédiatrique

3.3.2.1. Le coiffage pulinaire et la pulpotomie

Pour la pulpotomie les protocoles sont détaillés dans 2.3.2.4 Pulpotomie.

Voici ici proposé, un protocole concernant le coiffage pulinaire direct.

- Cas clinique :

Le patient vient consulter au cabinet pour des caries multiples dues à une mauvaise hygiène (aveux du patient). Le patient est âgé de 15 ans et est traité par ailleurs par son médecin traitant pour un retard de croissance. Le médecin a demandé un âge osseux par radiographie du poignet qui établi un retard de croissance osseux de 2 ans. L'âge dentaire d'éruption du patient correspond parfaitement puisqu'à l'examen nous trouvons des dents de 12 ans en fin d'éruption. Malheureusement l'une de ses caries les plus profondes touche la dent numéro 36.

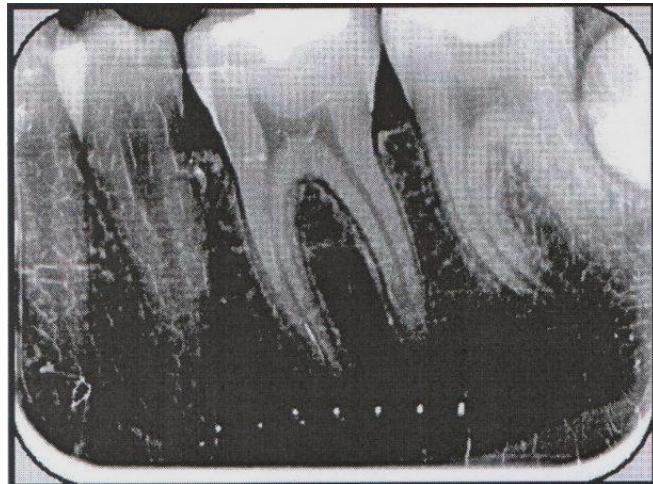


Figure 80. Observez la profondeur de la lésion carieuse sur 36 dans laquelle j'ai placé un IRM en attendant de pouvoir effectuer un traitement adéquat, initialement un traitement endodontique était prévu pour 36. Notez les apex encore ouverts de 36 révélant un stade 9 de calcification de NOLLA, venant confirmer le retard de croissance établi par le médecin traitant (KUHN Julien).

Lors du premier rendez-vous le plan de traitement établi pour 36 était le traitement endodontique. Mais aux vues de la motivation du jeune patient pour le traitement et de sa bonne observance dès l'enseignement à l'hygiène (qu'il a en fait découvert) et tout au long de la série de soins nous avons décidé en fin de traitement de proposer aux parents et au patient la solution du coiffage pulpaire laser assisté avec des réserves sur la réussite immédiate étant donnée l'étendue de la lésion carieuse.



Figure 81. Voici la radiographie postopératoire (30/12/2009) après éviction totale au laser Er-YAG de la lésion carieuse et de la pulpe infectée, mise en place de Ca(OH)_2 , biostimulation et pose d'un IRM (KUHN Julien)

Après une semaine sous anti-inflammatoires et en l'absence de symptômes de pulpite irréversible nous avons réalisé une reconstitution à l'amalgame de 36. La surveillance à un mois révèle un test au froid positif sans pulpite résiduelle. Le prochain rendez-vous a été fixé à 6 mois postopératoire.

3.3.2.2. La vitalité pulpaire

Voir le chapitre sur le diagnostic pulpaire 2.3.1.7.

3.3.2.3. La chirurgie au laser en pédiatrie

Voir la section chirurgie, 3.3.9.4 Frein interincisif, 3.3.9.5 Frein de la langue, 3.3.9.6 Le désenfouissement.

3.3.2.4. Le scellement des sillons et les caries sur dents déciduales

Les sillons sains des dents cuspidées définitives en prophylaxie ou les sillons infiltrés peu profondément peuvent être traités au laser sans avoir recourt aux instruments rotatifs (l'aide au diagnostic peut être réalisée grâce à la détection laser type DIAGNOdent). Une fois l'indication posée, on peut avec les lasers à Erbium réaliser la préparation avant collage du sealant. On peut utiliser un embout fibre optique ou la pièce à main miroir, il est impératif de travailler sous spray d'air et d'eau, les paramètres recommandés sont 200mJ à 4Hz. Si le sillon est infiltré plus profondément se rapporte au travail sur cavité de carie décrite dans 3.3.1.2 La désensibilisation des collets

Le protocole admis en 2010 est le suivant :

Laser Er-YAG : application d'un gel fluoré puis irradiation toujours en mouvement pendant 30 secondes, répéter le protocole jusqu'à diminution immédiate des symptômes, PAM 2060, 50mJ/4Hz ou 100mJ/2Hz selon sensibilité du patient, sans air ni eau.

Cavité de caries : ainsi que dans le cas de caries profondes sur dents temporaires.

- Cas clinique numéro 1 :

Cas d'une carie de sillon traitée au laser Er-YAG rapportée dans une review de la littérature de VAN AS G. en 2004 (65) avec les paramètres 200mJ, 4Hz sous spray d'air et d'eau. Le diagnostic des lésions a été effectué à l'aide du DIAGNodent® (KAVO) dont

la valeur est située entre 20 et 40. La tête de la pièce à main est placée à angle droit par rapport au fond du sillon, il est recommandé de toujours travailler en mouvement sous spray et sans anesthésie. Pour vérifier qu'il ne reste pas de tissu infecté les auteurs préconisent l'utilisation de systèmes de grossissement de l'image comme les loupes télescopiques voir le microscope, à défaut on peut aussi passer une fraise boule carbure de tungstène en fond de sillon, enfin les produits comme le carie detector peuvent aussi confirmer les doutes de l'opérateur. Si le jeune patient reste sensible pendant le travail du laser, les auteurs préconisent une séquence d'analgésie qui consiste à baigner la dent dans le rayon en le défocalisant et avec une puissance élevée (6W) et pendant 120s. Il est enfin préconisé de travailler sous digue pour augmenter l'efficacité du collage du sealant ou de la résine flow.



Figure 82. Vue préopératoire du sillon d'une prémolaire infiltrée (65).

Figure 83. Aspect du sillon après les tirs (65).

Figure 84. Vue finale après restauration (65).

- Cas Clinique numéro 2:

1. Ce cas provient toujours du même auteur (

VAN AS G., Erbium lasers in dentistry. Dent. Clin. North Am., 2004, 48, 4, p1017-1059. en 2004 (66)), ce cas traite d'une cavité de carie plus importante sur dent temporaire. Il est décrit un travail sans anesthésie. La séance débute par un protocole d'analgésie comme décrit dans le cas précédent, l'évitement du tissu carieux est complétée à l'excavateur puis la cavité reconstituée au CVI (Fuji IX GC). Le paramétrage du laser Erbium utilisé est à 4.8W c'est-à-dire 160Mj à 30HZ sous irrigation et spray d'air. Lorsque l'on atteint les structures profondes de la dent on peut abaisser la puissance entre 2 et 4W, la fréquence est de 30Hz et l'énergie délivrée varie entre 60 et 100mJ.



Figure 85. Carie profonde sur une molaire déciduale (66).



Figure 86. Eviction de la carie à l'excavateur (66).



Figure 87. Vue de 84 une fois préparée au laser (66).



Figure 88. Obturation finale (66).

3.3.3. L'Endodontie

3.3.3.1. Endodontie laser assistée

Lors de l'endodontie laser assistée on peut effectuer la cavité d'accès au laser mais il sera plus rapide de le faire de manière conventionnelle, de plus il existe un risque de perforation lors de la mise en forme de la cavité d'accès du fait de la rectitude du faisceau. Ce sont plutôt la désinfection canalaire dans le traitement de biopulpectomie et la désobturation ou la destruction d'instruments dans le retraitement endodontique qui sont les utilisations majeures.



Figure 89. Chambre pulpaire d'une 26 vue au microscope opératoire (OPMI PROergo de chez Zeiss), grossissement X11, observez les nombreux pulpolithes obstruant les entrées canalaires, notez le pulpithe au bout de la sonde qui est en train d'être remonté le long de la paroi mésiale de la dent (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).



Figure 90. Voici l'aspect de la cavité d'accès après destruction des pulpolithes puis irrigation (crédit photo Kuhn Julien, opérateur Dr Fattet).

Plusieurs types de lasers peuvent être utilisés pour cette application ; ce sont les lasers diode, les lasers au Néodymium et à l'Erbium. Les lasers Erbium : YAG, Er-Cr : YSGG sont utilisés pour supprimer la boue dentinaire et les débris organiques, ainsi que le laser diode 810nm et 980nm, enfin le laser Nd : YAG en mode pulse.

Voici le mode opératoire de la désinfection canalaire, cette séquence a lieu dans le protocole de la biopulpectomie mais aussi à la fin d'un retraitement endodontique avant l'obturation finale, on utilise une fibre optique qui est placée à 1/3 de l'apex de la racine. Selon les modes opératoires seul l'irriguant est différent (hypochlorite 2.5 à 5% ou H₂O₂ à 10 volumes). Il faut effectuer trois séries de tirs successives en remontant d'un mouvement hélicoïdale vers la chambre et en renouvelant la solution d'irriguant entre chaque salve de tirs.

Laser à Erbium : au départ, quel que soit le diamètre de la fibre utilisée, la puissance était comprise entre 0.9W et 1.2W. Dans le cas de l'Er-YAG l'énergie est de 60 à 80mJ à 15 Hz puis le protocole a été modifié car il existait des sensibilités importantes des patients mêmes anesthésiés lors des tirs, maintenant il est plus préconisé une énergie de 80mJ pour une fréquence de 10Hz soit une puissance de 0.8W.

Laser au Néodymium : dans le cas du laser Nd:YAP, le réglage préconisé est de 170mJ à 5 ou 10Hz.

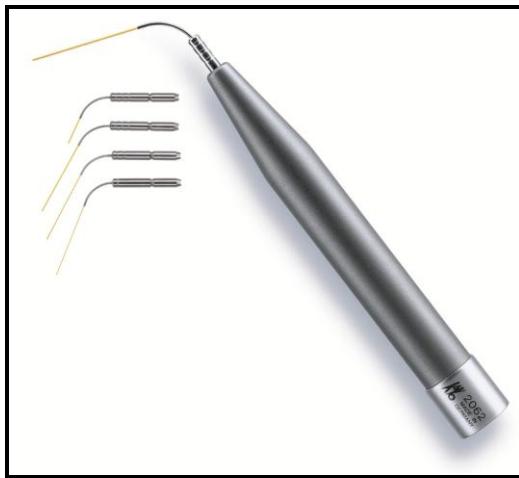


Figure 91. Pièce à main avec embouts tips fibre optique (PAM 2062 et embout tips 30/28, 40/28, 50/28 de chez Kavo)



Figure 92. Embout fibre optique du Lokki (dans ce cas la fibre optique peut être avancée avec une molette lorsqu'elle casse).

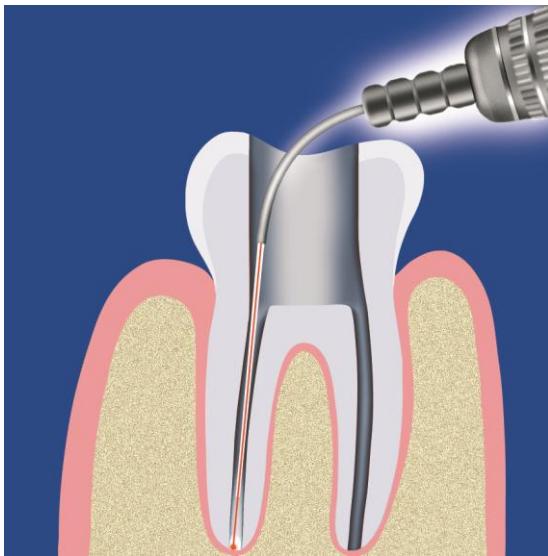


Figure 93. Illustration du protocole opératoire pour la stérilisation canalaire.

Pour la désobturation des canaux difficiles à retraiter par méthode conventionnelle, le paramétrage est le même que précédemment mais ici le protocole doit s'adapter à la situation clinique, ce qu'il ne faut pas perdre de l'esprit c'est qu'il ne faut pas trop augmenter la puissance délivrée pour ne pas occasionner de dommages aux structures voisines (ligament parodontal et paroi canalaire)

- Cas clinique numéro 1 :

Le patient est pris en charge au cabinet pour la réhabilitation prothétique de 21 qui est dévitalisée et présente une lésion périapicale. Il est entrepris d'effectuer le retraitement endodontique pour atteindre la lésion par voie orthograde. Malheureusement le cathétérisme s'avère impossible, ici le système utilisé est le Hero 6-4-2 avec lavage aux ultrasons. Il est donc décidé de faire une séquence de tirs lasers dans un bain d'eau oxygénée (H_2O_2 à 10 volumes) après séchage l'obturation est effectuée, voici le résultat obtenu :



Figure 94. Radio préopératoire de 21, notez le traitement endodontique incomplet et la lésion périapicale associée (radio effectuée par le Dr RUSCASSIE).



Figure 95. Après la séquence de tirs laser, voici l'obturation finale, observez l'image apicale en pommeau d'arrosoir, cette radio illustre à merveille la complexité du système canalaire et celle d'obtenir une obturation conforme (opérateur Dr RUSCASSIE).

- Cas clinique numéro 2 :

Voici le cas d'une biopulpectomie de première intention effectuée sur une 12 en pulpite irréversible d'étiologie carieuse.



Figure 96. Radio préopératoire de 12, notez l'importante carie distale ainsi que la lésion carieuse mésiale moins volumineuse en regard de laquelle se trouve une lésion de volume équivalent en distale de 11. On peut aussi noter la reprise de carie mésiale sous le composite de la 13 dévitalisée témoignant d'une flore carieuse très active chez ce patient, on peut se demander quelle est l'influence de l'hygiène du patient et de ses habitudes alimentaires aux vues du diagnostic consécutif à cette seule radiographie (radio Dr RUSCASSIE).



Figure 97. Obturation finale après protocole de désinfection canalaire au laser, notez la sortie apicale en pommeau d'arrosoir orientée distalement, ainsi que la présence d'un canal latéral mésial au niveau de la moitié de la hauteur radiculaire (opérateur Dr RUSCASSIE).

3.3.3.2. La résection apical laser assistée

En chirurgie endodontique le travail est effectué à l'aide de la pièce à main miroir pour effectuer la section de l'apex. De nouveau c'est un travail sur tissu dur, seuls l'Er-Cr:YSGG et le laser Er:YAG (mode long pulse) conviendront pour la résection apicale. L'avantage d'utiliser le laser dans cette indication est de pouvoir effectuer la stérilisation de la cavité d'abord chirurgicale après le curetage ainsi que d'avoir la maîtrise totale du saignement dans la zone opératoire grâce à son mode coagulation. En effet même si l'absorption des lasers à Erbium est très faible dans la mélanine et l'hémoglobine il est tout de même possible d'effectuer une pseudo-coagulation par déshydratation puisque c'est l'eau qui est absorbée par sa longueur d'onde. Il sera

ensuite beaucoup plus aisé de faire une obturation rétrograde dans de bonnes conditions d'asepsie, plus que nécessaire dans ces traitements à pronostics souvent incertains. Comme pour le travail de la dentine en cariologie on se place à un centimètre en travaillant en mouvement à 450mJ, 6Hz sous spray d'air et d'eau, soit une puissance de 2.7W.



Figure 98. illustration de la résection apicale à l'aide de la pièce à main miroir (PAM 2060 Kavo).

3.3.4. La Parodontologie

3.3.4.1. Le traitement parodontal non chirurgical

Laser diode (810 et 980nm) et KTP :

Le protocole proposé par l'équipe Niçoise pour le laser KTP est le suivant ; utilisation d'une fibre optique de 200µm de diamètre, l'énergie de sortie est de 0.6W en mode pulsé (10ms de tir pour 50ms de temps de repos) la fluence est de 19J/cm². La fibre est insérée dans la poche, puis la salve de tirs est déclenchée pendant une période d'au moins 30s pour chaque site traité, les tirs sont effectués avec un mouvement de va et vient vertical (54).

Laser à Erbium :

Les lasers Er-YAG ou Er-Cr :YSGG peuvent être utilisés en mode pulsé dans cette indication. Voici l'exemple du laser Key 3 (Kavo) il présente des embouts tips dévolus à

ceci est une indication, ce sont des embouts en forme de burins, mis en place sur la pièce à main 2061.



Figure 99. insert paro key3 Kavo de droite à gauche ; noir (tip fin), vert (tip large), bleu même caractéristiques que le tip vert mais laisse passer plus de lumière que le vert.



Figure 100. PAM 2061 Kavo avec embout tip burin large.



Figure 101. PAM 2061 Kavo.

La particularité de ce laser est de posséder un système de Feedback qui est en fait un laser diode émettant à 655nm (lumière visible: rouge) qui va être absorbée par la protoporphyrine puis réémise sous forme d'un rayonnement de fluorescence de longueur d'onde différente, elle sera alors détectée et un signal sonore informera l'opérateur de la présence de débris issus de l'activité bactérienne (notamment présents dans le tartre). Il existe deux modes de feedback disponibles sur le key3 ; le mode automatique et le mode manuel. En mode automatique (ou feedback) l'opérateur garde le pied appuyé sur la pédale, le laser ne déclenche les tirs que s'il détecte la protoporphyrine. En mode manuel (ou detect) le laser informe l'opérateur en parallèle de son travail de la présence de déchets bactériens par un signal sonore.

Le système de feedback doit être étalonné, il est ensuite réglable de 1 à 8 (1 étant le plus sensible et 8 le moins sensible), le principe de ce système est d'être le plus conservateur possible lors du traitement. (Remarque : c'est le même système que le DIAGNOdent utilisé dans la détection précoce des caries.

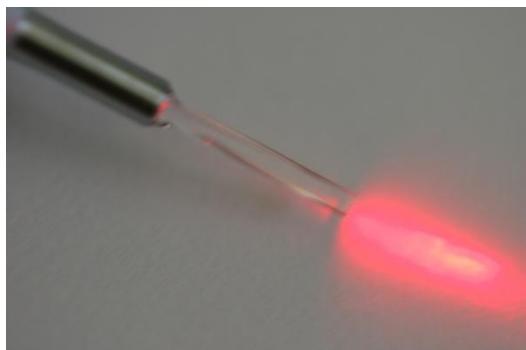


Figure 102. visualisation du feedback.

Protocole :

Matériel : PAM 2061 – tip bleu / vert / noir en fonction de l'accès.

Paramètres : lorsque le diagnostic a été posé, que le contrôle de plaque a été enseigné au patient et que le détartrage de première intention a été effectué on peut alors commencer le traitement au laser. Le paramétrage sera 160mJ à 15Hz, le feedback est réglé sur 3, on travaille sous spray d'eau au maximum sans anesthésie. Le réglage est le même quel que soit l'embout tip, en fait le choix de l'embout se fait en fonction de l'accessibilité du site à traiter. Il faut positionner le tip avec une angulation de 10° sur la surface radiculaire. Pas d'action mécanique (ne pas gratter) faire des mouvements de pompage, verticaux, pas de mouvements latéraux. S'assurer que le tip est toujours propre en vérifiant qu'il n'y a aucun signal sonore. Enfin pour les zones de furcation, il faut dans un premier temps décontaminer le site avec une fibre et de l'eau oxygénée, sinon utiliser un insert courbe ultrasonore. On peut en fin de séance faire une séquence d'analgésie (que nous détaillerons plus loin).

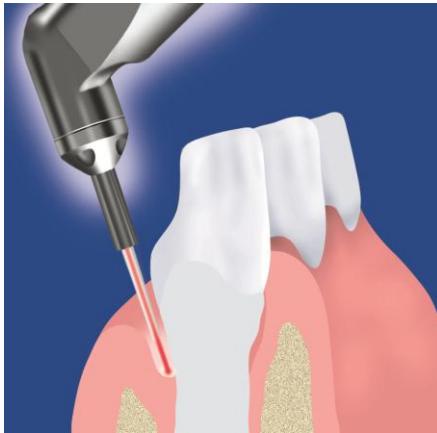


Figure 103. Illustration du protocole de traitement parodontal au laser (PAM 2061 Kavo).



Figure 104. Illustration du protocole de traitement parodontale au laser (PAM 2061 Kavo).

Laser au Néodymium :

Elle peut être effectuée au laser Nd:YAG (1064nm) ou Nd:YAP (1340nm) en mode pulsé. Prenons l'exemple du laser LOKKI (Nd: YAP), Il utilise la conduction par fibre optique dénudable, il possède trois niveaux d'énergie 300mJ réservé à la chirurgie des tissus mous, 200mJ pour le traitement parodontal et 170mJ pour la désinfection canalaire et le retraitement endodontique. Chacun de ces niveaux d'énergie peut varier sur trois fréquences ; 5, 10, et 30Hz (durée du tir 150µs). Ici la fibre utilisée est de 320µm de diamètre. Les tirs doivent avoir lieu dans un bain d'eau oxygénée. L'avantage de la fibre optique en parodontologie sera l'accès facilité aux furcations, l'inconvénient est l'absence de « feedback ». Le protocole du LOKKI sera détaillé dans le cas clinique ci-dessous.

- Cas clinique numéro 1 :

M X. vient consulter au cabinet pour une réhabilitation globale. Le patient présente une parodontite de l'adulte. Les atteintes dans les secteurs molaires sup sont importantes, on décidera d'extraire à droite 17 et 18. Quant à 25, 26 et 27 elles seront conservées grâce à un traitement parodontal au laser Nd:YAP (LOKKI). Son protocole sera le remplissage de la poche avec de l'eau oxygénée à 10 volume et le laser est réglé à 200mJ à 10Hz avec la fibre de 320µm soit une puissance de sortie de 2W en pulsé. Les tirs sont délivrés depuis le fond de la poche en remontant coronairement, en fin de séquence un balayage circonférentiel est effectué avec la fibre.



Figure 105. Dr Laplace



Figure 106. Dr Laplace



Figure 107. Dr Laplace

Ces trois figures illustrent la vue vestibulaire en situation initiale.



Figure 108. (17 et 18 en vue palatine, situation initiale, opérateur Dr Laplace)



Figure 109. (25, 26, 27 et 28 en vue palatine, situation initiale, opérateur Dr Laplace)

Traitements parodontal : il porte sur les dents 26 et 27.



Figure 110. vue préopératoire de la pièce à main embout fibre optique du laser LOKKI, les tirs sont effectués sans anesthésie, la poche est remplie d'eau oxygénée à 10vol (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Laplace).

Voici le résultat à 1 mois :



Figure 111. Cicatrisation des sites post-extractionnels de 16 et 17 vue vestibulaire à 1 mois (Dr Laplace).



Figure 112. Cicatrisation des sites post-extractionnels de 16 et 17 vue palatine à 1 mois (Dr Laplace).



Figure 113. Cicatrisation des sites 26 et 27 avec récession gingivale associée vue vestibulaire à 1 mois (Dr Laplace).



Figure 114. Cicatrisation des sites 26 et 27 avec récession gingival associée vue palatine à 1 mois (Dr Laplace).



Figure 115. Vue vestibulaire. Disparition de l'inflammation et de l'œdème gingivale à 1 mois après simple mise en place d'une bonne hygiène parodontale et détartrage conventionnel (Dr Laplace).



Figure 116. Vue palatine. Disparition de l'inflammation et de l'œdème gingivale à 1 mois après simple mise en place d'une bonne hygiène parodontale et détartrage conventionnel (Dr Laplace)

Cicatrisation à 2 mois du site 25, 26, 27 traité au laser:



Figure 117. Vue vestibulaire, notez la mise à nu des furcations de 26 ainsi que la récession au niveau de la racine de 25 et 27(Dr Laplace).



Figure 118. Vue palatine (Dr Laplace).



Figure 119. vue vestibulaire à plus fort grossissement de 26, notez l'hygiène mis en place par le patient dans une zone de furcation très délicate à nettoyer, observez aussi la restauration en composite sur la racine mésiovestibulaire témoignant d'une ancienne carie radiculaire soignée(Dr Laplace).

3.3.4.2. La biostimulation de la gencive

La séance de parodontologie médicale ou de détartrage peut intégrer à son protocole une séquence de biostimulation, son but est d'accélérer la cicatrisation gingivale par stimulation de l'activité fibroblastique. Les effets de la biostimulation sont décrits en détails dans 2.3.12 La L.L.L.T. (Low Level Laser Therapy).

- Cas clinique :

La patiente vient pour un détartrage après plusieurs années sans être revenue en contrôle. L'hygiène est faible et le tartre abondant. Après une première séance de détartrage nous proposons à la patiente une séance d'enseignement à l'hygiène suivie d'un second détartrage puisque l'état parodontal ne permettait pas (saignement abondant) d'effectuer correctement le soin. Nous réalisons en fin de séance une biostimulation de la gencive irritée.



Figure 120. Etat du parodonte 1 mois après le premier détartrage, état initial avant la séance d'hygiène proposée à la patiente, notez la présence de plaque abondante en vestibulaire de la 11 ainsi que le fort œdème gingival résiduel au niveau de 11,12 et 13 (opérateur KUHN Julien).



Figure 121. Fin de la séance d'hygiène, observez le résultat spectaculaire obtenu grâce à la biostimulation. Cette dernière a permis la résolution immédiate de l'œdème gingival par déshydratation ainsi que la stimulation de l'activité des fibroblastes agissant à plus long terme (opérateur KUHN Julien).

Dans ce cas le laser utilisé est un Er-YAG (Key3 KAVO). Le protocole suivi ici est une séquence de biostimulation après le détartrage conventionnel au SONICflex®, par irradiation en balayage avec la pièce à main miroir pendant 20 à 40 seconde (selon l'importance de l'œdème) des zones inflammatoires résiduelles. Les paramètres utilisés sont : 40mJ, 15Hz et une distance de travail de 3cm (défocalisé).

3.3.5. L'Implantologie

3.3.5.1. Décapuchonage d'implant

Le décapuchonage des implants par techniques enfouies se fait avec les lasers ; CO₂, diode et Erbium. Il a lieu à la fin de la période d'ostéointégration qui suit la mise en nourrice de l'implant. Les paramètres utilisés sont de 250mJ à 20Hz sous irrigation et spray d'air, sans anesthésie (pour l'Erbium YAG). La puissance du laser CO₂ doit se trouver au alentour de 5W, le travail se fait en focalisé avec une pièce à main miroir. Le laser diode peut aussi être utilisé dans cette indication avec les paramètres utilisés pour l'incision des tissus mous.

3.3.5.2. Levé de sinus laser assisté

- Cas clinique :

Voici un cas rapporté par SOHN DS. et al. (62) de levée de sinus avec allogreffe d'os puis pose de trois implants au niveau des prémolaires et molaires du maxillaire supérieur droit. Le laser utilisé ici est le Er-Cr:YSGG Waterlase® MD de chez Biolase. L'incision des tissus mous est réalisée à l'aide de l'embout tip MT4 avec un spray d'eau léger à 4J/cm² pour une fréquence de 30Hz, la durée du pulse est de 700μs. la fenêtre osseuse, elle est réalisée à l'aide de l'embout tip MG6 avec un spray d'eau léger à une fluence de 6J/cm² à 20Hz, la durée du pulse est de 140μs (62).



Figure 122. la limite inférieur de l'ostéotomie est réalisée à 2mm du plancher sinusien, SOHN DS. et al. (62).



Figure 123. l'allogreffe est réalisée en même temps que l'implantation SOHN DS. et al. (62).



Figure 124. voici la fenêtre remise en place SOHN DS. et al. (62).



Figure 125. radio panoramique postopératoire SOHN DS. et al. (62).

3.3.5.3. Traitement des péri-implantites

Les péri-implantites peuvent être traitées avec plusieurs types de lasers, tels que les lasers à Erbium (Er-YAG et Er-Cr YSGG), le laser CO₂, les lasers à Néodymium (Nd:YAG et Nd:YAP) ainsi que les lasers diode (810 et 980nm). La puissance requise pour traiter les péri-implantites est de l'ordre du Watt.

- Cas Clinique:

Voici le cas d'une patiente qui vient avec un édentement postérieur libre unilatéral droit à la mandibule à la suite de la perte de 47, pilier postérieur du bridge 44 à 47, elle est demandeuse d'une solution fixe pour son projet prothétique. La pose de deux implants en 45 et 46 lui est alors proposée. Suite à la pose des implants le patient va immédiatement déclencher une péri-implantite au niveau de l'implant en 45.



Figure 126. OPT de la patiente, notez la présence de 18 et 38 en situation sous muqueuse (cliché du Dr Laplace).



Figure 127. Situation initiale, le bridge a été sectionné au niveau de 44 distal (crédit photo Dr Laplace).



Figure 128. Situation postopératoire immédiate (crédit photo Dr Laplace).



Figure 129. première radio postopératoire (Dr Laplace).



Figure 130. Voici la radio de contrôle à trois mois, notez l'atteinte sur l'implant en 45 de 3 spires en mésial (Dr Laplace).



Figure 131. Cliché post-traitement par le laser Nd:YAP (LOKKI) Notez la récession gingivale associée à la lésion sur 45 (crédit photo Dr Laplace).



Figure 132. Radio contrôle à 6 mois après intervention avec le laser, notez la récupération au niveau de la troisième spire (crédit photo Dr Laplace).

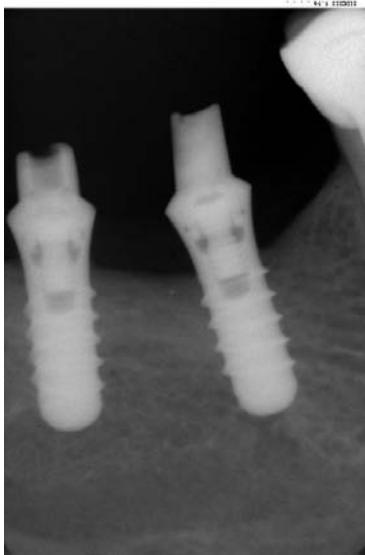


Figure 133.

Cicatrisation cliché de contrôle à 4 ans, la récupération est pratiquement intégrale (Dr Laplace).

3.3.6. L'Orthopédie Dento-Faciale

Voir la section chirurgie 3.3.9.6 Le désenfouissement

3.3.7. La Prothèse

3.3.7.1. Prothèse fixe :

Pour ces indications se référer au 2.3.7 les lasers en prothèse fixée.

3.3.7.2. Prothèse amovible :

On peut traiter les blessures muqueuses occasionnées par les prothèses mobiles par le laser avec une puissance de 200mW. Par exemple le laser Er:YAG à 80 à 100mJ à 2Hz. A la fin de la séquence de tir la douleur a bien souvent disparue ou fortement diminuée.

3.3.8. La Pathologie Orale

3.3.8.1. Herpes

L'Herpes est d'origine virale(HPV), le virus se loge dans le ganglion de Gasser et évolue par poussées, à ce jour cette pathologie bénigne est incurable et son étiologie autant que son mécanisme sont encore mal connus, ses poussées chez certains patients sont

régulières et occasionnent une gène de par ses symptômes somatiques, mais occasionne aussi une gène sociale car sa localisation périlabiale en fait une lésion vue par tous.

- Cas numéro 1 :

C'est le cas d'une patiente qui consulte spécialement pour son bouton d'herpès car elle a entendu parler du traitement au laser et se souvenait que le cabinet en était équipé. Ce cas est traité au laser Er-YAG réglé à 80mJ à 2Hz soit une puissance délivrée de 180mW à l'aide d'une pièce à main miroir, sans anesthésie, sous spray d'air et avec une aspiration.



Figure 134. Vue préopératoire de la lésion labiale inférieure gauche proche de la commissure (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 135. Vue préopératoire, on utilise la PAM 2060 (Key3 Kavo) (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 136. Vue immédiatement postopératoire, notez la croute formée par les tirs lasers, elle correspond à une déshydratation de surface du tissu traité, elle disparait dans les 24 heures. Les symptômes, eux disparaissent quasi immédiatement (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 137. Cicatrisation à 4 jours (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).

- Cas numéro 2 :

Nous ne détaillerons dans ce cas que le protocole de traitement de la lésion herpétique : le traitement est effectué en décrivant une spirale qui va de l'extérieur vers l'intérieur, en effet le but est de couper la vascularisation qui est centripète puis de traiter la lésion par volatilisation. On peut effectuer à la fin de la séance une biostimulation.



Figure 138. Lésion labiale supérieur en regard de 11. Le laser utilisé ici est le KEY3 (KAVO), pièce à main 2060 (pièce à main miroir), programme 80mJ, 2Hz, sous spray d'air (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 139. Observez les limites prises au large par rapport à la lésion visible cliniquement (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 140.(crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 141.(crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 142.(crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 143.(crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 144. Biostimulation (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet)



Figure 145. Aspect de la lésion immédiatement postopératoire (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).

3.3.8.2. Lichen plan, kératose et tatouages ethnique.

Le traitement du lichen plan, des kératoses et du tatouage ethnique se fait en fait par ablation superficielle. On peut le réaliser au laser CO₂, avec les lasers au Néodymium et à l’Erbium à une puissance de 1.5W environ. Selon les lésions plusieurs séances seront envisagées. On travaille à 1 cm de distance toujours en mouvement de balayage sur la lésion et ses contours. Pour ce qui est des tatouages ethniques, la réussite du traitement est conditionnée par la profondeur des pigments dans l’épaisseur de l’épithélium, plus la pigmentation est profonde et plus il sera difficile à réaliser, le patient doit donc être conscient avant le début du traitement que la réussite n’est pas garantie.

- Cas clinique :

Voici le cas d’un lichen plan érosif, traité au laser Er-YAG avec une PAM miroir, avec un mouvement de balayage, les paramètres utilisés sont 140mJ à 10Hz sous spray d’air, sans anesthésie.



Figure 146. Résultat des tirs, le site est en regard de 43 et 44, 44 étant un intermédiaire de bridge (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 147. Voici le même cliché avec la délimitation de la lésion traitée au laser.

3.3.8.3. Aphtes

Le traitement des aphtes se fait avec les mêmes paramètres que pour le traitement de l'Herpes, 80mJ, 2Hz, spray d'air, sans anesthésie. Cette fois les tirs sont effectués de l'intérieur vers l'extérieur jusqu'à formation d'une croute et disparition des symptômes douloureux.

- Cas clinique :



Figure 148. Aphte lingual localisé au bord de langue à droite (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

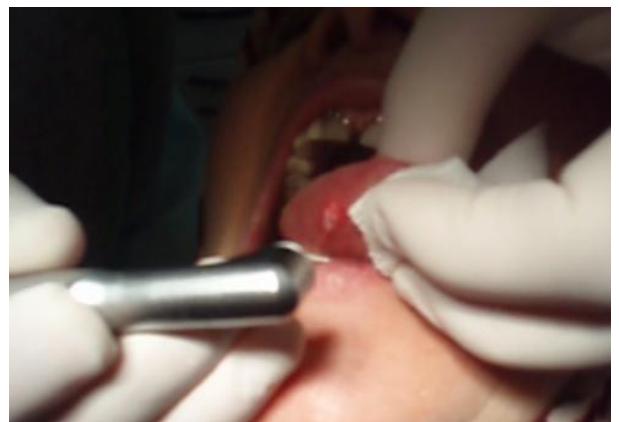


Figure 149. Notez le tir au centre de la lésion (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 150. Le tir est ensuite de plus en plus périphérique (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

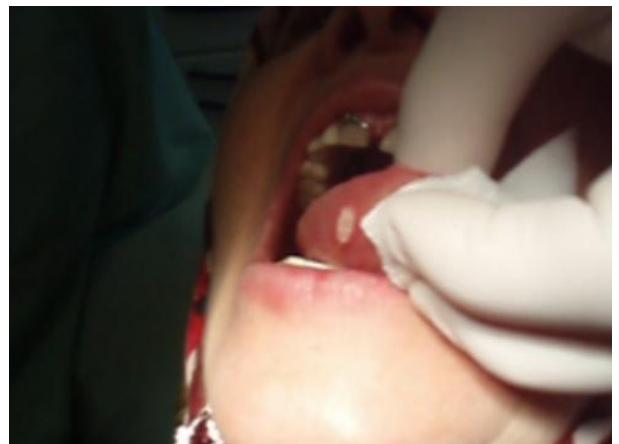


Figure 151. Voici la croute formée à la fin de la séquence de tirs (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

3.3.8.4. Incision d'abcès

L'incision d'abcès est toujours un moment délicat à gérer, l'anesthésie est souvent impossible mais le geste est nécessaire au soulagement de la douleur. Il peut être effectué sans douleur pour le patient grâce à l'incision au laser. Elle peut être effectuée par les lasers CO2, Diode (810et 980nm), laser au Néodymium, laser à l'Erbium avec les paramètres adéquat de travail sur les tissus mous. C'est-à-dire avec des puissances de l'ordre du Watt. Ici l'intérêt réside dans le confort apporté au patient, en effet le geste n'est pas du tout technique.

- Cas clinique :

La patiente consulte pour un abcès jugale droit non collecté d'origine dentaire, elle est placée sous antibiothérapie (Birodogyl® 0.5g de métronidazole+spiramycine/jour pendant huit jours) pour résoudre l'infection, la patiente est revue trois jours après le début du traitement pour effectuer l'incision de l'abcès une fois ce dernier collecté.



Figure 152. Vue endobuccale de l'abcès sur 16, notez que la couronne visible sur la radiographie a été déposée avant le drainage (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 153. Cliché radiographique retroalvéolaire le jour de la consultation, notez la restauration prothétique débordante, l'épaississement du ligament ainsi que la lésion périapicale sur 16 à l'origine de l'abcès (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

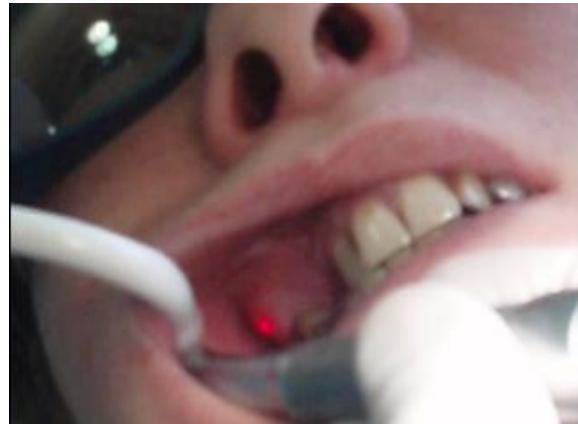


Figure 154. Incision au laser, notez les lunettes de protection portées par la patiente (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 156. Drainage par pression digitale de l'abcès qui est collecté jusqu'au niveau jugale droit, l'œdème remonte jusqu'à la paupière inférieure droite (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).



Figure 155. Notez l'écoulement purulente au niveau de l'incision (crédit photo Julien KUHN, opérateur Dr Fattet).

3.3.8.5. Diapneusie

La diapneusie est une tumeur bénigne souvent réactionnelle à un réflexe de succion jugale au niveau d'un espace interdentaire ou bien en regard d'une dent extraite non remplacée. Le geste chirurgical consiste simplement à faire la section du morceau de muqueuse non désiré. Tous les lasers capables de travailler sur les tissus mous peuvent être utilisés, c'est-à-dire les lasers diode (810 et 980nm), les lasers à Néodymium, les lasers à Erbium et le laser CO₂. L'incision se fait indifféremment avec une fibre optique ou une pièce à main miroir, avec ou sans anesthésie selon la sensibilité du patient et avec une puissance comprise entre 1 et 5 W.

- Cas clinique :

Le laser utilisé est le KEY3 (KAVO), il est réglé à une puissance de 100mJ à 25Hz, on utilise ici un embout fibre optique (PAM 2062 fibre 50/10) sous spray d'air, nous avons effectué une anesthésie par infiltration. Après l'éviction de la diapneusie, le patient a bénéficié d'une biostimulation au laser 40mJ à 25Hz.



Figure 157. Examen clinique de la diapneusie en regard de 34 (opérateur DrFATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 158. Anesthésie par infiltration (opérateur DrFATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 159. Programmation du laser (notez que le programme utilisé ici s'appelle excision fibrome, mais on peut aussi utiliser le programme incision ; 200mJ à 20Hz) (écran du Key3 Kavo).



Figure 160. Début de l'incision (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 161. Diapneusis incisée au 2/3 (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 162. Fin de l'incision, notez la rétraction de la diapneusie en un « petit amas » à la pointe de la fibre.



Figure 163. Aspect immédiatement postopératoire (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 164. programme de biostimulation (écran du Key3 Kavo)

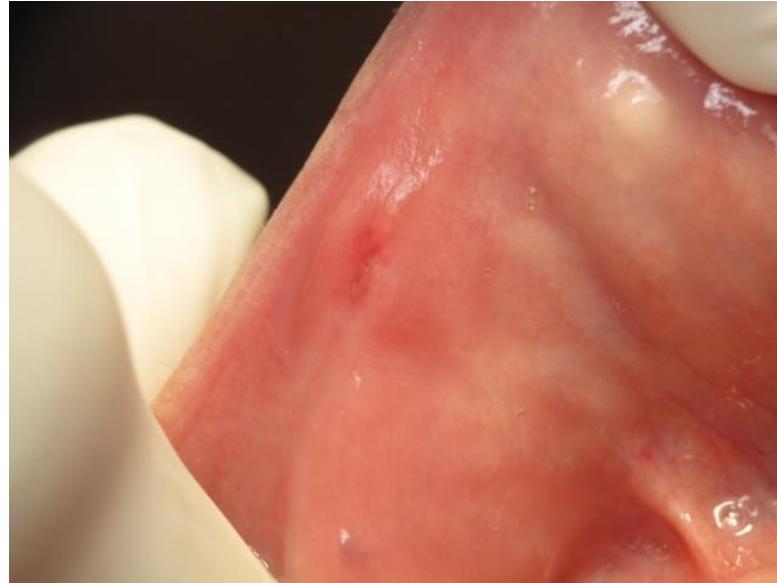


Figure 165. Cicatrisation à 7 jours (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

3.3.9. La Chirurgie

Voici quelques exemples de protocoles cliniques développés pour illustrer cette partie mais il est évident que nous ne pouvons pas être exhaustifs, en effet, tous les actes chirurgicaux conventionnels peuvent intégrer à leur protocole le laser à des degré variables selon les effets recherchés et la maîtrise de l'opérateur. Ainsi il est possible d'utiliser le laser pour l'acte en lui-même mais aussi pour le contrôle de l'hémostase, pour la désinfection du site opératoire, pour l'analgésie per-opératoire ou encore pour la biostimulation per-opératoire.

3.3.9.1. Hémostase locale

Comme nous l'avons vu pour réaliser une hémostase vraie il faut utiliser un laser diode (810 et 980nm) ou Nd, YAG ou YAP puisqu'ils sont absorbés dans l'hémoglobine, néanmoins il est possible de réaliser l'hémostase avec le laser CO₂ ou Erbium (absorbés dans l'eau) par déshydratation. Il faut utiliser le laser CO₂ en mode continu et défocalisé. Pour le laser Erbium on peut utiliser la PAM miroir ou l'embout cône tronqué, placé à 2cm, on coagule, si l'on se rapproche on refait saigner, ceci permet une totale maîtrise du remplissage de l'alvéole par le caillot. La puissance requise se trouve autour de 2.5W sous spray d'air.

- Cas clinique :

Ce jeune patient nous est adressé par l'orthodontiste pour l'avulsion programmée de prémolaires en vue de son traitement d'ODF. Voici décrit la coagulation de l'alvéole de 14 après son avulsion. Nous choisissons le laser ici pour effectuer une hémostase immédiatement après le geste chirurgical et ainsi éviter l'inconfort du saignement et du point de suture à l'enfant chez qui c'est un geste parfois difficile à réaliser car il s'ajoute à un soin déjà impressionnant.



Figure 166. Alvéole de 14 après avulsion (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 167. Coagulation du fond de l'alvéole (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 168. En s'approchant du caillot on peut déclencher un nouveau saignement que l'on coagule au dessus du précédent en défocalisant (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 169. Voici l'hémostase réalisée (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 170. Aspect final après avoir essuyé avec une compresse et vérifier que l'hémostase était effective, le patient rentre chez lui sans compresse ensanglantée en bouche ni suture désagréable (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

3.3.9.2. La gingivoplastie et la gingivectomie

L'hyperplasie et l'hypertrophie gingival peuvent être traitées par gingivectomie laser assistée. L'étiologie sera soit de **cause locale**, telles les pseudotumeurs, tumeurs bénignes épithéliales, tumeurs bénignes du tissu conjonctif, tumeurs vasculaires, tumeurs nerveuses (rares), kystes parodontaux de la gencive, mais il faut aussi penser à une cause inflammatoire locale liée à la présence de tartre, de plaque, aux malpositions, à la mauvaise hygiène ou encore à une inflammation chronique telles la présence de carie du collet ou proximales, obturations débordantes, appareillages orthodontique, bourrages alimentaires, enfin l'inflammation peut être aigue, dans le cas de traumatisme par un corps étranger ou une blessure, la formation d'un abcès parodontal ou encore la formation brutale d'une petite tumeur d'évolution rapide et douloureuse. Enfin l'étiologie sera **générale**, manifestation d'une médication systémique (béta bloquant, ciclosporine...) ou d'une pathologie générale (leucémie ...). On peut aussi réaliser des gingivoplasties à visées esthétique (prothèse fixée...).

Tous les lasers chirurgicaux sont indiqués pour la gingivoplastie et la gingivectomie. La plupart des actes seront réalisés avec une simple **anesthésie de contact**, sans douleur ni inconfort postopératoire (37).

- Cas clinique :

Nous ne détaillerons pas ici tous les lasers, voici un exemple de procédure utilisant un laser Erbium :

Paramètres : 55 à 80mJ, 20 à 30Hz, sans spray d'eau, avec aspiration.



Figure 171. Hyperplasie typique Durant un traitement orthodontique (37).



Figure 172. résultat à une semaine postopératoire(37).

3.3.9.3. Décapuchonage

Lorsque la dent est en éruption, il arrive que le besoin se fasse de devoir traiter un sillon préventivement en cas de risque carieux majoré ou encore lorsque la taille de la mandibule n'est pas suffisante pour permettre la complète arrivée sur l'arcade d'une dent de sagesse. Dans ce cas il reste un capuchon muqueux plus ou moins important, autour de la dent et sur la face occlusale. Le laser peut aider à supprimer cette muqueuse indésirable pour faciliter l'hygiène ou encore pour pouvoir effectuer un collage dans de bonnes conditions.

Ici l'avantage du laser est que la chirurgie est exsangue, (on peut finir le collage dans la séance), sans douleur postopératoire et sans anesthésie de plus il n'y aura pas de mauvaise surprise après cicatrisation puisqu'avec le laser ce que l'on voit est ce que l'on obtient (what you see is what you get). Les lasers pour cette indication sont les lasers CO₂, Erbium, Néodymium, Diode (810 et 980nm) qui travaillent tous les tissus mous. La puissance est d'environ 5W en mode pulsé sous spray, l'anesthésie et la puissance dépendent de la sensibilité du patient et de l'expérience de l'opérateur.

- Cas clinique numéro 1 :

Voici le cas d'un patient de 14 ans qui présente un retard de croissance important, son âge osseux est de 12 ans (calcul par radio du poignet demandée par le médecin traitant). Il consulte au cabinet pour une réhabilitation globale à la demande de ses parents qui s'inquiètent de ses douleurs dentaires récurrentes. Les deuxièmes molaires sont en cours d'éruption, l'âge dentaire correspond donc bien à l'âge osseux, on constate un capuchon muqueux recouvrant encore la face occlusale de 37 et 47. Le patient présente une absence d'hygiène et donc un risque carieux majoré, dès la première séance nous décidons d'effectuer le scellement prophylactique des sillons des deuxièmes molaires avant de débuter les soins des caries existantes lors de séances ultérieures sous anesthésie locale des dents 16, 24, 26, 35, 36, 46. Le laser utilisé ici est le Key3 (Er-YAG de chez Kavo) nous avons utilisé la PAM 2061 embout cône tronqué à 250mJ, 20Hz sans spray et sous anesthésie locale par infiltration.



Figure 173. Vue endobuccale de 46 (opérateur Julien KUHN)



Figure 174. vue postopératoire, le sealant sur 46 va pouvoir être effectué dans la séance puisque le champ opératoire est exsangue (opérateur Julien KUHN).



Figure 175. Cicatrisation à une semaine (opérateur Julien KUHN).

- Cas clinique numéro 2 :

Le second cas est celui d'une patiente qui présente une agénésie de 18 et 28, il lui avait été recommandé d'extraire les deux dents de sagesse sans antagoniste et la petite taille de sa mandibule ne permettait pas l'arrivée des dents de sagesse dans des conditions favorables. La patiente revient en consultation plusieurs années après sans avoir suivi la prescription, 38 et 48 ont évolué sur arcade malgré le manque de place à la mandibule, elles se sont même mises en occlusion avec 17 et 27 (cuspides distale et crête marginale distale), il persiste un capuchon muqueux sur 38 et 48 que nous décidons de libérer puisqu'elles sont fonctionnelles. Pour les besoins de la thèse nous utiliserons une technique différente pour chaque dent afin de montrer les différents protocoles possibles pour arriver au même but. La 48 est traitée avec un embout fibre optique (PAM 2062, embout 50/10, 100 à 180mJ, 20 à 25Hz sans spray) en effleurant

la gencive sans la toucher, l'anesthésie est facultative, dans ce cas il faudra travailler sous spray. Pour la 38 nous avons utilisé la PAM 2061 embout cône tronqué à 250mJ, 20Hz avec spray d'eau et sans anesthésie.



Figure 176. Cliché préopératoire de 48, notez le sillon déjà infiltré et la stagnation alimentaire causée par le repli de muqueuse (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

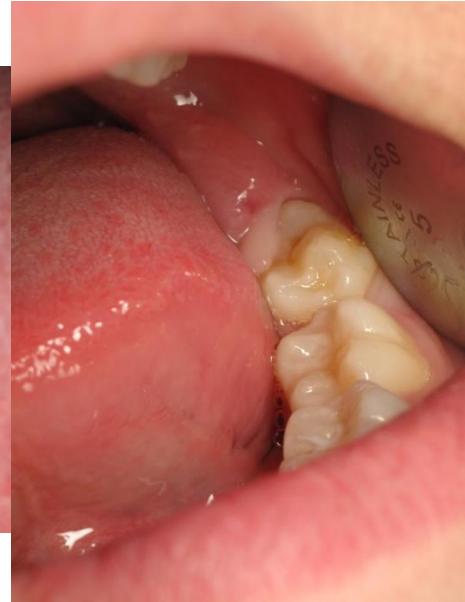


Figure 177. Cliché préopératoire de 38 (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 178. L'évitement de gencive est réalisé à la fibre pour 48 après anesthésie par infiltration (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 179. Décapuchonage de la 38 avec le cône tronqué (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 180. Aspect postopératoire de 48 (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 181. le bourgeon de gencive est maintenu à la précelle pour faciliter la coupe (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 182. Cicatrisation à 2 semaines de 38 (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).



Figure 183. Cicatrisation à 2 semaines de 48 (opérateur Dr FATTET, crédit photo Julien KUHN).

3.3.9.4. Frein interincisif

Dans cette indication qui relève d'une prise en charge multidisciplinaire nécessitant la bonne coordination entre l'orthodontiste et le pédodontiste (ou le chirurgien ou praticien traitant) tous les lasers chirurgicaux peuvent être utilisés : le laser diode (810 et 980nm), le laser Er-YAG, le laser Er-Cr:YSGG, et enfin le laser Nd:YAG et Nd:YAP.

- Cas clinique:

Le laser diode :

Le cas est tiré de la revue « cases journal », c'est le cas d'un garçon de 9 ans adressé par l'orthodontiste pour la chirurgie du frein labial antérieur. Le patient n'a pas d'antécédents médicaux et de très mineurs pour les soins dentaires. Le patient n'a aucune allergie, il pèse 32kg et mesure 112cm. La chirurgie est pratiquée au laser diode 810nm sans anesthésie. La puissance de sortie est de 1.4W en continu avec une fibre optique de 300µm. Le frein est endormi à la lidocaïne en spray (2 applications). L'incision est pratiquée latéralement au frein labial supérieur et dans le plan horizontal, son aspect est hexagonal, le geste prend 5 minutes, est sans douleur ni péri-opératoire ni postopératoire et ne nécessite aucune suture (31).



Figure 184. The upper anterior labial frenum is extended to the palatal inter-incisal area causing dental discrepancies, KAFAS P. et al. (31)



Figure 185. The fiber-optic of diode laser applied on the labial area first, using specific pain-free parameters, KAFAS P. et al. (31)



Figure 186. The final rhomboidal laser cut did not require sutures or periodontal dressing. Postoperative haemostasis is optimum, KAFAS P. et al. (31)



Figure 187. Ten days later, the healing of wound was assessed and described as optimal. Notice the biofilm on teeth surface due to inadequate oral hygiene, KAFAS P. et al. (31)

Pour le laser diode 980nm, le protocole est validé pour une fluence comprise entre 5 et 15 J/cm², avec un pulse de 20 à 60ms pour un spot d'un diamètre de 1mm et sans anesthésie locale (30) et de même pour le laser Nd:YAG (21).

Laser Er:YAG :

Le protocole sera l'utilisation de la pièce à main 2061 (cône tronqué) 250mJ par pulse à 20Hz sous irrigation avec une anesthésie de contact.

3.3.9.5. Frein de la langue

Il est réalisé selon le même protocole que le frein interincisif. Les lasers utilisés sont les mêmes ; laser Er:YAG laser (long pulses), Er-Cr:YSGG, ou diode laser 810 et 980nm, Nd:YAG, et enfin le laser CO₂.

3.3.9.6. Le désenfouissement

- Cas clinique numéro 1 :

Ce cas est réalisé avec un laser Er:YAG car il est le seul à pouvoir travailler l'os ce qui s'avérait nécessaire dans ce cas (il aurait pu être réalisé par un laser Er-Cr :YSGG). Mais attention l'inconvénient sera le risque d'endommager l'émail de la dent désenfouie. Ce cas a été traité à 45mJ/30Hz et peut être réalisé en mode contact ou à distance (37).



Figure 188. anesthésie de contact (37).



Figure 189. laser Er :YAG et aspiration en place (37).



Figure 190. résultat immédiatement postopératoire (37).

- Cas clinique numéro 2 :

La même indication peut être réalisée avec un laser diode ou Nd :YAG qui ne risquent pas d'endommager l'émail, ici c'est un laser diode 830nm à une puissance de 1W en continu(37).



Figure 191. aspect préopératoire (37).



Figure 192. aspect immédiatement postopératoire (37).



Figure 193. Cicatrisation à 10 jours (37).

3.3.9.7. La sialolithiase

La lithiase salivaire est caractérisée par la présence d'un ou plusieurs calculs ovoïdes calcifiés et obturant le canal excréteur d'une glande salivaire majeure ou accessoire. Cette obstruction se traduit par des douleurs aux moments des repas avec gonflement de la glande (correspondant à une sécrétion de salive ne pouvant pas être évacuée). Cette obstruction peut être transitoire mais peut aussi se compliquer par une infection bactérienne. Généralement, la sialolithiase survient au niveau de la glande salivaire submandibulaire, et conduit donc au risque élevé de lésion de la branche mandibulaire

du nerf facial, du nerf hypoglosse et du nerf lingual. L'imagerie moderne permet la visualisation des concrétions, de l'anatomie glandulaire et des structures adjacentes nobles, ce qui permet de préparer correctement l'intervention. Les nouvelles techniques chirurgicales endoscopiques permettent depuis peu la détection et le traitement des sialolithiases de manière conservatrice dans de nombreux cas, ces procédures ont l'avantage d'avoir peu de complications associées. Bien que de nombreux cas puissent être traités de manière non invasive, on a encore fréquemment recourt à la chirurgie (8). Plusieurs types de lasers peuvent mener à bien ce genre d'intervention, tel le laser CO₂ ou les lasers pulsés qui ont comme principe de fragmenter la lithiase par lithotripsie endoscopique (Er:YAG) (49).

- Cas clinique :

Laser diode 810nm :

Ce protocole repose sur une publication américaine ayant cinq ans de recul, on utilise une fibre optique de 320µm flexible, émettant en continu une puissance de 2.5W, le protocole consiste à localiser la lithiase et de l'isoler, on utilise une sonde rigide pour l'atteindre, la sonde est ensuite dirigée vers la surface pour visualiser la lithiase et la mettre en évidence, l'incision laser est alors pratiquée uniquement au niveau de cette dernière. Les résultats montrent 92% de succès et pour 100% des chirurgies effectuées il n'y a eu aucune lésions nerveuses ni paresthésie transitoire (8).



Figure 194. The duct is exposed and raised, and the stone is brought from the duct to the floor of the mouth, ANGIERO F. et al. (8)



Figure 195. After ductal section, the stone is removed, ANGIERO F. et al. (8)

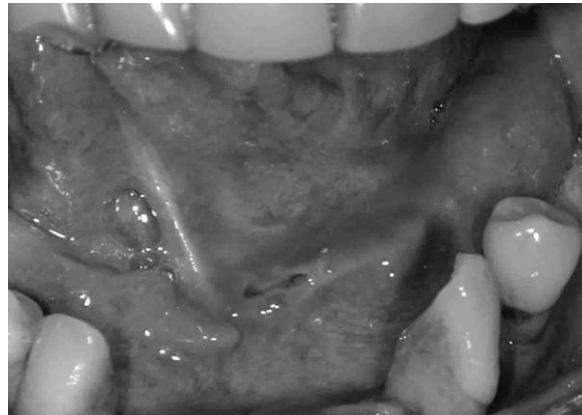


Figure 196. Two weeks after the procedure, image showing that the wound has healed well ANGIERO F. et al. (8)

3.3.10. Le blanchiment

Voir le chapitre 2.3.10 Lasers et blanchiment dentaire

3.3.11. La Photoactivated desinfection (P.A.D.)

Voici les protocoles proposés dans le livre Oral Laser Application de Moritz A.

Péri-implantites	Diode laser $\lambda=690\text{-}905\text{nm}$, 7.3mW, 60s, bleu de toluidine.
Parodontologie	Diode laser $\lambda=690\text{nm}$, 3.0-7.3mW, fluence 1.6J/cm^2 , 60s, bleu de toluidine injecté dans la poche, 2 à 3 fois par semaine.
Douleur postopératoire	Irradiation pendant 60s de bleu de méthylène déposé dans l'alvéole.
Résection apicale	60s, bleu de toluidine dans la cavité osseuse.
Pathologie Orale (aphtes, herpes, candida)	Même protocole, 60s, bleu de toluidine.

Tableau 9 Protocole de traitement de la PAD, recommandation (45).

3.3.12. Les soft lasers ou la Low Level Laser Therapy (L.L.L.T.)

Indications de la LLLT en médecine dentaire et protocole, état de l'art en 2010	
SADAM (Syndrome Algo-Dysfonctionnel de l'Articulation temporo-Mandibulaire)	Laser diode (GaAlAs), $\lambda=680\text{nm}$, 75mW, fluence 1.5 à 2J/cm ² , pendant 40 seconde, 2 à 3 fois par semaine en irradiation transdermique. Le traitement existe est réalisé sur les points d'acupuncture. Résultat : rapide réduction de la douleur.
Trismus	1 à 2J, 3 à 4 fois par semaine (sur les points d'acupuncture), rapide relaxation du muscle.
Régénération osseuse	Régénération de matrice osseuse augmentée avec le laser diode $\lambda=690\text{nm}$ pendant une minute. Fluence 1.6J/cm ² . Longévité augmentée des ostéoblastes avec un laser V 100mW pendant une minute à 6J/cm ² .
Implantologie	$\lambda=690\text{nm}$, 75mW, 2J, de 40 secondes, sans chromophore, en préopératoire, après forage et enfin après les sutures. Résultats : douleur moins importante, œdème, hématome et risque infectieux réduit. Séances de biostimulation pendant les deux jours suivant l'intervention.
Péri-implantite	Laser diode $\lambda=690$ à 905nm, 7.3mW, 1min, utilisation avec un chromophore (bleu de toluidine)
Parodontologie	$\lambda=680\text{nm}$, 75mW, 2 à 3J, 40 à 60s, irradiation pré, per et postopératoire, les poches de plus de 4mm doivent être traitées par lambeau à ciel ouvert.
Traitement des névralgies	Commencer le plus tôt possible dès que la lésion nerveuse a été diagnostiquée, laser diode $\lambda=890\text{nm}$, 75W, 3J, 60s, 5 fois par semaine. Irradiation direct du site lésé (dès le temps opératoire si possible) puis aux alentour du site et dans la zone de dysesthésie.
Lésion du V3	$\lambda= 680\text{nm}$, 75mW, 2 à 3 J, 40s. L'irradiation est faite au niveau de l'épine de spix puis dans la région symptomatique.
Hématomes	75mW, $\lambda=680\text{nm}$, 1 à 2 J, 30s, 2 à 3 fois par semaine. Accélération de la résorption de l'hématome.
Abcès	2 à 3J, 30 à 60s, sur le site d'incision, dans la région de l'abcès, et dans la région oedématée. Accélère la maturation de l'abcès.
ODF	Laser diode, GaAlAs $\lambda= 830\text{nm}$, 100 mW, 3minutes/12jours, en contact gingival sur les faces mésiale, vestibulaire et linguale. Favorise la formation osseuse ainsi que les mouvements dentaires.

Traitement de la douleur en ODF	Laser He-Ne $\lambda = 832.8$ nm, 6 mW, au niveau apicale en vestibulaire puis en lingual pendant 30s. Laser diode GaAlAs, $\lambda = 680$ nm, 75mW, 1 à 2 J, au niveau apicale en vestibulaire puis en lingual pendant 30s. Une séquence avant et après l'activation de l'appareillage orthodontique. Répéter le protocole quand les douleurs réapparaissent.
Action fibroblastique	Ga-Al-As laser : $\lambda = 809$ à 904 nm, 10 à 50 mW, 2 à 8 J/cm ² , He-Ne-laser : 25mW, 12 J/cm ²
Dents de sagesse	75mW, 1 à 2 J, 40s, irradiation pré, per (alvéole vide), et postopératoire (après sutures).
Extraction difficile	1J, 30s, 2 à 3 fois par semaine jusqu'à disparition des douleurs.
Douleurs post extractionnelles	2J, 40s, 2 à 3 fois par semaine autour de l'alvéole (lingual et vestibulaire) jusqu'à disparition de la douleur.
Gingivite	75mW, 1 à 2 J, 40s, 2 fois par semaine
Herpes, aphtes	75mW, 1 à 2 J/cm ² , 30 à 40s, 2 à 3 fois par semaine. Disparition de la douleur et desséchement de la lésion.
Stomatite	75mW, 1 à 2 J/cm ² , l'irradiation dépend de la sévérité des symptômes.

Tableau 10 Indications de la LLLT en médecine dentaire et protocole, état de l'art en 2010 (45) (74)

(75)

3.3.13. La prise en charge du patient cancéreux

3.3.13.1. Laser et bisphosphonates

- Laser Nd:YAG:

Protocole expérimentale proposé par l'équipe du CHU de Nice. Ici le premier temps chirurgicale est effectué mécaniquement, puis la LLLT est effectuée avec un laser Nd: YAG (Fotona) de $\lambda=1064\text{nm}$, puissance 1.25W, à 15Hz, la fibre optique utilisée est de 320 μm . La distance de travail est de 1 à 2mm du tissu pour une durée d'une minute répétée 5 fois. La surface est traitée par un mouvement de balayage. Le protocole comprend deux séances à une semaine d'intervalle (67).



Figure 197. Curetage mécanique du tissu nécrosé. VESCOVI P et al. (67).



Figure 198. Biostimulation au laser Nd :YAG de la zone traitée chirurgicalement, VESCOVI P et al. (67).



Figure 199. Contrôle à 1 mois postopératoire VESCOVI P et al. (67).

- Laser Er-YAG :

Le protocole est proposé par la collaboration d'une équipe de l'université Italienne de Milan et GE. Romanos de l'institut dentaire de New York. Le laser utilisé est un Er:YAG ($\lambda=2940\text{nm}$, Fidelis Plus II, Fotona), le traitement consiste d'abord à supprimer le tissu nécrotique au laser 200 à 250mJ, 10Hz, VSP mode (Very Short Pulse), pièce à main R07-Ti, fibre de 800 μm sous spray d'eau. Ensuite la décontamination et la biostimulation est effectuée à 50mJ, 15Hz, VSP mode, pièce à main R07-Ti, fibre de 800 μm , 60s en trois applications, la fluence est de 27 à 54J/cm² et l'irradiance de 0.15 à 0.30W/cm². Les patients sont placés sous antibiothérapie au long cours (7).

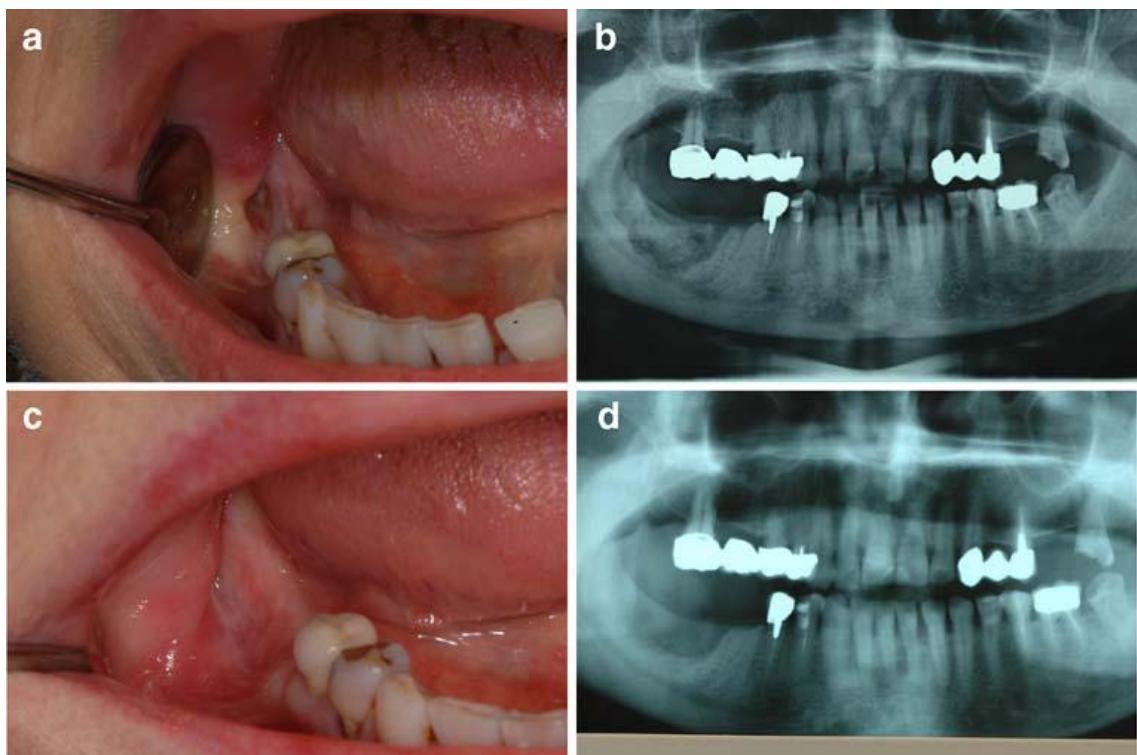


Figure 200. a) Cas clinique d'une lésion avec exposition osseuse non cicatrisée avant traitement au laser Er-YAG. b) Orthopantomogramme du même patient montrant l'étendue du séquestre osseux. c) situation clinique après traitement au laser Er-YAG, la muqueuse à bien cicatrisée. d) OPT du même patient 3 mois après le premier (7).

3.3.13.2. Mucites radio et chimio-induites.

Il n'y a pas à ce jour de standard pour le traitement des mucites, les seuls protocoles sont ceux expérimentés dans les études décrites dans 2.3.13.2.

4. Les évolutions

4.1. La fin des rotatifs?

Sur ce point il n'y a pas de débat possible, les lasers et les rotatifs ne sont pas comparables, ce sont deux outils différents avec des usages différents. On ne peut en effet pas demander au laser de polir un composite ni à l'instrument rotatif de stériliser une cavité de carie avant sa restauration. Cependant, utilisés conjointement, ils offrent au praticien qui les utilise les avantages de l'un et de l'autre donc la possibilité d'appliquer des protocoles de travail plus complets, d'augmenter les chances de succès de ses soins ainsi que le confort de ses patients.

4.2. L'avenir du laser

Les champs d'application des lasers ne cessent d'augmenter depuis leur introduction dans la médecine, cette technologie ne peut plus être mise de côté en 2010, en effet chaque discipline de l'odontologie est aujourd'hui concernée par les applications du laser, si certains traitements ne sont pas encore couronnés de succès tel le traitement des kératoses en pathologie buccale ou encore la fluxmétrie laser doppler en dentisterie conservatrice, leur recherche continue et paraît prometteuse ainsi prenons l'exemple du Dr STROUMZA qui publie dans l'Information Dentaire du mois de février 2010 un cas de transplantation laser assisté (laser Nd:YAP) (cf. Annexes).

4.3. Les attentes

En 2010, nous pouvons dire qu'après trente ans d'utilisation du laser dans les professions médicales, sa démocratisation dans nos cabinets est encore loin d'être effective. Ceci s'explique sans doute par l'existence de nombreuses longueurs d'ondes chacune étant spécifique d'un laser et d'un champ d'application, la multiplicité des machines existantes sur le marché, les prérequis liés à leur utilisation et le temps d'apprentissage nécessaire à leur maîtrise. De plus, le coût de production encore élevé de cette technologie est un frein supplémentaire à son développement. Pour tenter de comprendre pourquoi aussi peu de cabinets possèdent un laser, nous pouvons ajouter

que la complexité de cette technologie provient du grand nombre des variables qui entrent en ligne de compte dans le paramétrage qui permet d'obtenir l'effet désiré pour un acte donné. Ainsi l'énergie par pulse, la durée du pulse, la fréquence de tir, la densité d'énergie de surface, la distance de travail ou encore le mode d'émission et le moyen de conduction du faisceau sont autant d'éléments qui varient d'un laser à un autre pour obtenir le même effet sur un tissu donné dans une indication donnée et c'est ce qui explique la grande difficulté qu'ont les chercheurs à publier des protocoles reproductibles capables d'être passés en revue pour faire des méta-analyses qui permettraient d'obtenir des recommandations voire des standards dans les traitements au laser et les traitements laser assistés. Actuellement le laser diode est le meilleur marché (à partir de 5000€) malheureusement il ne couvre pas entièrement les applications correspondantes à notre profession, de plus les temps opératoires sont augmentés en chirurgie par rapport au laser CO₂. En médecine dentaire la longueur d'onde la plus spécifique est celle du laser à Erbium (Er:YAG et Er-Cr:YSGG) qui permet à la fois le travail des tissus mous et des tissus durs, malheureusement, ce laser est l'un des plus onéreux (35000€ à 59000€) à cause de son coût de production encore très élevé, de plus sa prise en main nécessite un temps d'apprentissage relativement important.

5. Conclusion

En conclusion de ce travail nous pouvons dire que l'efficacité du laser n'est plus à prouver, c'est une technologie de précision, qui apporte à notre pratique quotidienne des résultats spectaculaires, fiables dans le temps et du confort pour le praticien ainsi qu'à nos patients, les atouts des lasers en pratique quotidienne vont être le pouvoir **bactéricide, le contrôle de l'hémostase, de la douleur, l'absence d'anesthésie** dans de nombreux cas, l'ablation sélective (principe de **conservation des tissus**). Les enjeux d'avenir pour les cliniciens chercheurs sont la mise en place de consensus internationaux sur des protocoles permettant d'**optimiser** à la fois **les temps opératoires, les chances de succès** et de **minimiser les dommages iatrogènes**. Enfin les enjeux des ingénieurs et des industriels sont de devenir capables de s'associer pour mettre au point une machine intégrant les qualités de **plusieurs longueurs d'ondes complémentaires** afin de **couvrir le maximum d'indications** tout en **baissant les coûts** de production pour rendre enfin accessible au maximum de praticiens cet outil **incontournable dans la pratique de notre art et indispensable à nos patients**.

Bibliographie :

2. ABD-ELMEGUID A., YU DC. Dental Pulp Neurophysiology: Part 2. Current Diagnostic Tests to Assess Pulp Vitality. J. Can. Dent. Assoc., 2009, 75, 2, p139-143
3. ABI-RAMIA LBP et al., Effects of Low-Level Laser Therapy and Orthodontic Tooth Movement on Dental Pulps in Rats. Angle Orthod., 80, 1, p116-122
4. AGRAWAL A. et al., Transoral Carbon Dioxide Laser Supraglottic Laryngectomy and Irradiation in Stage I, II, and III Squamous Cell Carcinoma of the Supraglottic Larynx. Arch Otolaryngol. Head Neck Surg., 2007 Oct, 133, 10, p1044-1050
5. AMBROSINI P. et al, Clinical and microbiological evaluation of the effectiveness of the Nd:Yap laser for the initial treatment of adult periodontitis. A randomized controlled study. J. Clin. Periodontol., 2005, 32, p670-676
6. ANDRE C. Dossier d'enquête sur l'utilisation du laser en odontologie. 1990. Thèse Chir. Dent. : Paris 5 : 1990 : 158
7. ANGIERO F. et al., Osteonecrosis of the jaws caused by bisphosphonates: evaluation of a new therapeutic approach using the Er:YAG laser. Lasers Med. Sci., 2009, [Epub ahead of print]
8. ANGIERO F. et al., Sialolithiasis of the Submandibular Salivary Gland Treated with the 810- to 830-nm Diode Laser. Photomed. Laser Surg., 2008, 26, 6, p517-521
9. ANSARIN M. et al., Endoscopic Carbon Dioxide Laser Surgery for Glottic Cancer Recurrence After Radiotherapy. Arch Otolaryngol. Head Neck Surg., 2007, 133, 12, p1193-1197
10. ANTUNES HS. Et al., The Impact of low power laser in the treatment of conditioning-induced oral mucositis: a report of 11 clinical cases and their review. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal., 2008, 13, 3, p189-192
11. AOKI A. et al., In vitro evaluation of Er:YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. J. Periodont. Res., 2000, 35, p266-277.
12. APEL C. et al., Proceeding of the first International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry. Berlin : GUTKNECHT N., 2007.-239p
13. ARIKAWA H. et al., Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. Dent. Mater. J., 2009, 28, 4, p454-460

14. ARORA H. et al., Efficacy of He-Ne Laser in the prevention and treatment of radiotherapy-induced oral mucositis in oral cancer patients. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 2008, 105, p180-186
15. ARUN MAIYA G. et al., Effect of low level helium-neon (He-Ne) laser therapy in the prevention & treatment of radiation induced mucositis in head & neck cancer patients. Indian J. Med. Res., 2006, 124, 4, p399-402
16. BENSADOUN RJ. et al., Radiation-induced mucositis of the aerodigestive tract: prevention and treatment. MASCC/ISOO mucositis group's recommendations. Bull Cancer., 2006, 93, 2, p201-211
17. BLANKEN J. et al., Laser Induced Explosive Vapor and Cavitation Resulting in Effective Irrigation of the Root Canal. Part 1: A Visualization Study. Lasers Surg. Med., 2009, 41, 7, p514-519
18. CARON D. Le Laser : principes physiques, différents types de laser, perspectives d'application en art dentaire. 147p. 1985. Thèse Chir dent : Paris : 1985
19. CHANDU A. et SMITH AC., The use of CO₂ laser in the treatment of oral white patches: outcomes and factors affecting recurrence. Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 2005, 34, 4, p396-400
20. DERDILOPOULOU FV. et al., Microbiological findings after periodontal therapy using curettes, Er:YAG laser, sonic, and ultrasonic scalers. J. Clin. Periodontol., 2007, 34, p588-598
21. DESIATE A. et al., 980 nm diode lasers in oral and facial practice: current state of the science and art. Int. J. Med. Sci., 2009, 6, 6, p358-364
22. DICKERS B. et al., Temperature rise during photo-activated disinfection of root canals. Lasers Med. Sci., 2009, 24, 1, p81-85.
23. FADER DJ., RATNER D., Principles of CO²/Erbium Laser Safety. Dermatol. Surg., 2000, 26, 3, p235-239.
24. FRANCA CM. et al., Low-intensity red laser on the prevention and treatment of induced-oral mucositis in hamsters. J.Photochem. Photobiol., B: Biol., 2009, 94, p25-31
25. FREITAS PM. et al., The Use of Er:YAG Laser for Cavity Preparation: An SEM Evaluation. Microsc. Res. Tech., 2007, 70, 9, p803-808
26. GASPAR L., SZABO G., Manifestation of the advantages and disadvantages of using the CO₂ laser in oral surgery. J. Clin. Laser Med. Surg., 1990, 8, 1, p39-43

27. GOEL A. et al. Comparison of validity of DIAGNOdent with conventional method for detection of occlusal caries in primary molars using the histological gold standard: An in vivo study. J. Indian Soc. Pedod. Prev. Dent., 2009, 27, 4, p227-234

28. GOPIKRISHNA V., PRADEEP G., VENKATESHBABU N., Assessment of pulp vitality: a review. Int. J. Paediatr. Dent., 2009, 19, 1, p3-15

29. IPCI SD. et al., Clinical Evaluation of Lasers and Sodium Fluoride Gel in the Treatment of Dentine Hypersensitivity. Photomed. Laser Surg., 2009. [Epub ahead of print]

30. KAFAS P. et al., Diode laser lingual frenectomy may be performed without local anaesthesia. [en ligne] In International Journal of orofacial science. Disponible sur <http://www-ijoscience.com/wp-content/uploads/2008/07/article_1.pdf>

31. KAFAS P. et al., Upper-lip laser frenectomy without infiltrated anaesthesia in a paediatric patient: a case report. [en ligne]. [Disponible sur](#) (mai 2009)

32. KAMAMI Y.-V., Le laser en pratique médicale. Paris: MASSON, 1997.-191p.

33. KELSEY PW. et al., Power and Time Requirements of Use of the Argon Laser to Polymerize Composite resins. J. Clin. Laser Med. Surg., 1992, 10, p273-278

34. KHOURI VY. et al., Use of Therapeutic Laser for Prevention and Treatment of Oral Mucositis. Braz. Dent. J., 2009, 20, 3, p215-220

35. KILINC E. et al., Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. Photomed. Laser Surg., 2009, 27, 4, p565-570

36. KONOPKA K. and GOSLINSKI T., Photodynamic Therapy in Dentistry. J. Dent. Res., 2007, 86, 8, p694-707.

37. KOTLOW L., Lasers in pediatric dentistry. Dent. Clin. North Am., 2004, 48, p889–922

38. KOUPIS NS. et al., Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. Angle Orthod., 2008, 78, 5, p922-925

39. LODI G. et al., Systematic Review of Randomized Trials for the Treatment of Oral Leukoplakia. J. Dent. Educ., 2002, 66, 8, p896-902. Review

40. MAILLET H., Le Laser : principes et techniques d'application : industries, nucléaire, armement, télécommunications, médecine, 2ème édition Paris: Lavoisier, 1986, 550 p

41. MARX RE. Et al., Pamidronate and zolédronate induced avascular necrosis of the jaw. A growing epidemic. J. Oral Maxillofac. Surg., 2003, 61, p115-117.

42. MELCER J. et al., Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. Lasers Surg. Med., 1987, 7, p347-352

43. MICHIDA SM. et al., Intrapulpal temperature variation during bleaching with various activation mechanisms. J. Appl. Oral Sci., 2009, 17, 5, p436-439

44. MORITZ, A., Advantages of a pulsed CO₂ laser in direct pulp capping: a long-term in vivo study. Lasers Surg. Med., 1998, 22, p288-293

45. MORITZ, A., Oral Laser Application, Berlin : Quintessenz, 2006, 547p.

46. MORTIER E. et al., Influence of curing mode with a LED unit on polymerization contraction kinetics and degree of conversion of dental resin-based materials. J. Dent. Child (Chic)., 2009, 76, 2, p149-155

47. OZCELIK O. et al., Enamel matrix derivative and low-level laser therapy in the treatment of intra-bony defects: a randomized placebo-controlled clinical trial. J. Clin. Periodontol., 2008, 35, 2, p147-156

48. PETRUZZELLI GJ. et al., Transoral laser microsurgery : applications in head and neck oncology. [En ligne] In Expert Rev Med Devices. [Disponible sur](#) (2009)

49. RAIF J. et al., An Er:YAG laser endoscopic fiber delivery system for lithotripsy of salivary stones. Lasers Surg. Med., 2006, 38, 6, p580-587

50. REYNIER F. Intérêt d'un laser chirurgical en clientèle canine. 96p. Th : Med Vet :Alfort : 2010: 019. [Disponible sur](#) (2010)

51. ROCCA J-P., Les lasers en odontologie. Paris : CdP, 2008, 95p.

52. ROMANOS GE. Et al., Laser wavelengths and oral implantology. Lasers Med. Sci., 2009, 24, p961–970.

53. ROMANOS GE. Et al., The Use of CO₂ Laser in the Treatment of Peri-implantitis. Photomed. Laser Surg., 2009, 27, 3, p381-386.

54. ROMEO U. et al, Non-surgical periodontal therapy assisted by potassium–titanyl–phosphate laser: a pilot study. Lasers Med. Sci., 2009, [Epub ahead of print]

55. ROY E. et al., Evaluation of the ability of laser Doppler flowmetry for the assessment of pulp vitality in general dental practice. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 2008, 106, 4, p615-620

56. SANTUCCI PJ. et al., Dycal versus Nd:YAG laser and Vitrebond for direct pulpcapping in permanent teeth. J. Clin. Laser Med. Surg., 1999, 17, 2, p69-75

57. SASAKI KM. et al., Morphological Analysis of Cementum and Root Dentin After Er:YAG Laser Irradiation. Lasers Surg. Med., 2002, 31, 2, p79-85

58. SCHWARZ F. et al., Cytologic and DNA-cytometric follow-up of oral leukoplakia after CO₂- and Er:YAG-laser assisted ablation: a pilot study. Lasers Surg.Med., 2005, 37, 1, p29-36

59. SCHWARZ F. et al., In Vivo Effects of an Er:YAG Laser, an Ultrasonic System and Scaling and Root Planing on the Biocompatibility of Periodontally Diseased Root Surfaces in Cultures of Human PDL Fibroblasts. Lasers Surg. Med., 2003, 33, p140-147.

60. SCHWARZ F. et al., Laser application in non-surgical periodontal therapy: a systematic review. J. Clin. Periodontol., 2008, 35, 8(Suppl), p29-44

61. SCULEAN A. et al., Healing of intrabony defects following surgical treatment with or without an Er:YAG laser. A pilot study. J. Clin. Periodontol., 2004, 31, 8, p604-608

62. SEDGHIZADEH PP. et al., Oral bisphosphonate use and the prevalence of osteonecrosis of the jaw: an institutional inquiry. J. Am. Dent. Assoc., 2009, 140, 1, p61-66

63. SOHN DS. et al., Erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser-assisted sinus graft procedure. Lasers Med. Sci., 2009, 24, 4, p673-677.

64. STOKMAN MA. et al., Preventive Intervention Possibilities in Radiotherapy and Chemotherapy-induced Oral Mucositis: Results of Meta-analyses. J. Dent. Res., 2006, 85, 8, p690-700

65. STUBINGER S. et al., Erbium-Dopped Yttrium Aluminium Garnet Laser-Assisted Access Osteotomy for Maxillary Sinus Elevation: A Human and Animal Cadaver Study. Photomed. Laser Surg., 2009, 26, [Epub ahead of print].

66. TORTAMANO A., Low-level laser therapy for pain caused by placement of the first orthodontic archwire: a randomized clinical trial. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 2009, 136, 5, p662-667.

67. VAN AS G., Erbium lasers in dentistry. Dent. Clin. North Am., 2004, 48, 4, p1017-1059.

68. VAN DER HEM PS., et al. CO₂ laser evaporation of oral lichen planus. Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 2008, 37, 7, p630-633

69. VANDERSTRICHT K., NAMMOUR S., DE MOOR R., "Power bleaching" with the KTP laser. Rev. Belge Med. Dent., 2009, 64, 3, p129-139

70. VESCOVI P. et al., Nd:YAG Laser Biostimulation in the Treatment of Bisphosphonate-Associated Osteonecrosis of the Jaw: Clinical Experience in 28 Cases. Photomed. Laser Surg., 2008, 26, 1, p37-46

71. VESCOVI P. et al., Surgical approach with Er:YAG laser on osteonecrosis of the jaws (ONJ) in patients under bisphosphonate therapy (BPT). Lasers Med. Sci., 2010, 25, p101-113

72. VILLARREAL-RENEDO PM. et al., Treatment of oral and oropharyngeal epidermoid carcinomas by means of CO₂ laser. Med. Oral. Patol. Oralchir. Bucal., 2004, 9, 2, p168-175

73. VIVEK V. et al., Three-year follow-up of oral leukoplakia after neodymium:yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) laser surgery. Lasers Med. Sci., 2008, 23, 4, p375-379

74. WALSH L.J., The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 1. Soft tissue applications. Aust. Dent. J., 1997, 42, 4, p247-254

75. WALSH L.J., The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard tissue applications. Aust. Dent. J., 1997, 42, 5, p302-306

76. YOUNG M., Optics and lasers: including fibers and optical waveguides, 2ème édition Berlin, Paris: Springer cop., 2000, 498 p.

Tableaux:

Tableau 1 Les trois processus majeurs d'interaction tissu/laser. (11)	37
Tableau 2 Classification des dangers du rayonnement laser sur les yeux et la peau en fonction de la classe du laser considéré. (KUHN Julien).....	43
Tableau 3 tableau récapitulatif des lasers et leurs principales caractéristiques (Kuhn Julien).....	57
Tableau 4 Tableau récapitulatif des lasers et leurs principales caractéristiques, suite (Kuhn Julien)	58
Tableau 5 Sensitivity, specificity, positive predictive value (PPV), and negative predictive value (NPV) for the cold test, electric test, and pulse oximeter test. (27)....	80
Tableau 6 International standardized laser settings (44)	84
Tableau 7 les propriétés des lasers chirurgicaux et leurs indications (KUHN Julien).	96
Tableau 8 Indication des lasers en chirurgie dentaire (44).	97
Tableau 9 Protocole de traitement de la PAD, recommandation (45).....	176
Tableau 10 Indications de la LLLT en médecine dentaire et protocole, état de l'art en 2010 (45) (74) (75)	178

Annexes:

Laser Nd : YAP et réimplantation

Revue : **Information Dentaire**

Année : **2010**

Volume : **92**

Numéro : **5**

Page : **25-32**

Auteur : **J.M. STROUMZA**

Résumé :

Le mode d'action principal du laser consiste à induire une réaction inflammatoire du tissu conjonctif superficiel et moyen.

Plan détaillé:

1. Principes de fonctionnement des lasers.....	11
1.1. Historique.....	11
1.2. Fonctionnement du laser.....	12
1.2.1. Rappels de physique	12
1.2.1.1. Nature et propriétés de la lumière.....	12
1.2.1.1.1. Définitions.....	12
1.2.1.1.2. La lumière visible	14
1.2.1.1.3. La lumière laser.....	14
1.2.1.1.4. Propriétés de la lumière laser	14
1.2.1.1.5. Unités de mesures des lasers.....	15
1.2.1.2. Principe de l'optique	16
1.2.1.2.1. Rappel	16
1.2.1.2.2. Réflexion et réfraction de la lumière	17
1.2.1.2.3. Angle limite de réfraction	18
1.2.1.3. Rappel de physique quantique.....	20
1.2.1.3.1. Notions de base	20
1.2.1.3.2. Absorption ou pompage	21
1.2.1.3.3. Principe d'émission spontanée	22
1.2.1.3.4. Principe d'émission stimulée	23
1.2.1.3.5. Principe d'amplification ou inversion de population.....	23
1.2.2. Principe et schéma de fonctionnement du laser	26

1.2.2.1. Principe de fonctionnement.....	26
1.2.2.2. Schéma du laser.....	27
1.2.2.3. Mode d'émission des lasers	27
1.2.2.3.1. Mode impulsionnel	27
1.2.2.3.2. Mode continu.....	28
1.2.2.3.3. Autre mode d'émission.....	29
1.3. Interactions entre le laser et le tissu vivant et précautions d'usage en pratique courante.....	30
1.3.1. La lumière laser dans les tissus	30
1.3.1.1. Réflexion	30
1.3.1.2. Transmission.....	30
1.3.1.3. Diffusion.....	30
1.3.1.4. Absorption	31
1.3.2. Effets des lasers sur les tissus vivants.....	32
1.3.2.1. La biostimulation	32
1.3.2.2. Effet thermique	32
1.3.2.3. Effet photochimique.....	34
1.3.2.4. Effet électromagnétique.....	35
1.3.2.5. Effet mécanique ou photo ablatif	35
1.3.2.6. Effet non linéaire ou multi-photonique	36
1.3.2.7. Les caractéristiques du tir laser.....	37
1.3.2.8. Effet des lasers sur les tissus durs	38
1.3.3. Danger et précautions d'usage (44).....	40

1.3.3.1. Classification des lasers	40
1.3.3.1.1. Ancienne classification :.....	40
1.3.3.1.2. Classification depuis 2003 :.....	40
1.3.3.1.3. Tableau recapitulative	43
1.3.3.2. Précautions d'usage	43
1.3.3.2.1. Conduite à tenir en cas d'accident.....	43
1.3.3.2.2. Précautions d'usage en pratique courante (44), (22) :	44
1.4. Les différents types de lasers médicaux	48
1.4.1. Laser solide (cristal)	48
1.4.1.1. Laser Neodymium-Ytterbium et Neodymium doublé en fréquence (KTP)	48
1.4.1.2. Laser Holium et Holium-Thulium.....	50
1.4.1.3. Laser Erbium et Erbium-chrome.....	50
1.4.1.4. Laser Rubis et Alexandrite	51
1.4.1.5. Laser Titane et Saphir	52
1.4.2. Laser diode semi-conducteur	52
1.4.3. Lasers à gaz	54
1.4.3.1. Laser excimers	54
1.4.3.2. Laser Argon et Argon-Krypton.....	55
1.4.3.3. Laser Helium-Neon	55
1.4.3.4. Laser Dioxyde de Carbone	56
1.5. Tableau récapitulatif des lasers et de leurs principales caractéristiques.....	57
1.6. Pourquoi le laser en odontostomatologie ?	59

2. Les indications des lasers en médecine dentaire.	60
2.1. La médecine humaine.....	60
2.1.1. Les lasers en chirurgie ORL (30)	60
2.1.2. La stomatologie (30).....	61
2.1.3. L'ophtalmologie (30).....	63
2.1.4. La dermatologie (30)	64
2.2. La médecine vétérinaire (49).....	67
2.2.1. Indications :	67
2.2.2. Dentisterie et chirurgie de la cavité buccale en médecine vétérinaire :.....	68
2.3. L'art dentaire	69
2.3.1. Lasers en Odontologie Conservatrice	69
2.3.1.1. Préparation cavitaire	69
2.3.1.2. Mordançage.....	71
2.3.1.3. Collage amélo-dentinaire	73
2.3.1.4. Photopolymérisation	73
2.3.1.5. Prévention de la carie.....	75
2.3.1.5.1. Détection.....	75
2.3.1.5.2. Fluoration.....	76
2.3.1.6. Sensibilité dentinaire	77
2.3.1.7. Diagnostic pulpaire.....	78
2.3.1.7.1. Le test de vitalité pulpaire par LDF (laser doppler flowmetry)....	78
2.3.1.7.2. La “pulse oxmetry”	80
2.3.2. Lasers en Odontologie Pédiatrique.....	80
2.3.2.1. La vitalité pulpaire	81
2.3.2.2. La prévention de la carie	81
2.3.2.3. Le diagnostic	81

2.3.2.4. Pulpotomie	81
2.3.2.5. Coiffage pulpaire direct	81
2.3.2.6. Scellement des puits et fissures	83
2.3.2.7. La chirurgie en pédiatrie.....	83
2.3.3. Lasers en Endodontie.....	83
2.3.4. Lasers en Parodontologie	85
2.3.5. Lasers en implantologie	88
2.3.5.1. Péri-implantite.....	88
2.3.5.2. Sinus lift laser assisté	90
2.3.5.3. Désenfouissement d'implant	90
2.3.6. Lasers en Orthopédie Dento-faciale	90
2.3.6.1. Chirurgie pré-orthodontique.....	90
2.3.6.2. Analgésie.....	90
2.3.7. Lasers en Prothèse	91
2.3.7.1. Prothèse fixée.....	91
2.3.7.1.1. Collage.....	91
2.3.7.1.2. Préparation sulculaire	91
2.3.7.1.3. Allongement coronaire	92
2.3.7.2. Prothèse amovible.....	92
2.3.7.2.1. Approfondissements vestibulaires	92
2.3.7.3. Prothèse implantaire.....	93
2.3.8. Lasers en Pathologie Orale	93
2.3.8.1. Herpes labial	93
2.3.8.2. Leucoplasies et lésions précancéreuses.....	93

2.3.8.3. Lichen plan buccal	95
2.3.9. Les lasers en chirurgie	95
2.3.10. Lasers et blanchiment dentaire	98
2.3.11. La P.A.D (Photoactivated Disinfection) et la P.D.T (Photodynamic Therapy)	99
2.3.12. La L.L.L.T. (Low Level Laser Therapy)	104
2.3.12.1. Effets des soft lasers sur les tissus mous	105
2.3.12.1. Effets des soft lasers sur les tissus durs	108
2.3.13. Le laser dans la prise en charge du patient cancéreux en médecine dentaire.	111
2.3.13.1. Lasers et bisphosphonates.....	111
2.3.13.2. La photothérapie dynamique	114
2.3.13.3. La radiomucite et la chimiomucite	114
3. Utilisation du laser ; applications cliniques :	118
3.1. Quelques exemples de techniques chirurgicales en médecine humaine ...	118
3.2. Quelques exemples de techniques chirurgicales en médecine vétérinaire .	121
3.3. Utilisation et techniques clinique du laser dans les disciplines odontologiques :.....	124
3.3.1. L'Odontologie Conservatrice.....	124
3.3.1.1. Le diagnostic pulinaire.....	124
3.3.1.2. La désensibilisation des collets.....	124
3.3.1.3. Cavité de caries :.....	125
3.3.1.3.1. le mode contact :	125
3.3.1.3.2. le travail à distance :	126
3.3.1.3.3. cas cliniques :	127
3.3.2. L'Odontologie Pédiatrique.....	132
3.3.2.1. Le coiffage pulinaire et la pulpotomie.....	132

3.3.2.2. La vitalité pulpaire	134
3.3.2.3. La chirurgie au laser en pédiatrie	134
3.3.2.4. Le scellement des sillons et les caries sur dents déciduaires	134
3.3.3. L'Endodontie.....	136
3.3.3.1. Endodontie laser assistée	136
3.3.3.2. La résection apical laser assistée.....	140
3.3.4. La Parodontologie	141
3.3.4.1. Le traitement parodontal non chirurgical	141
3.3.4.2. La biostimulation de la gencive	148
3.3.5. L'Implantologie.....	150
3.3.5.1. Décapuchonage d'implant.....	150
3.3.5.2. Levé de sinus laser assisté	150
3.3.5.3. Traitement des péri-implantites.....	151
3.3.6. L'Orthopédie Dento-Faciale	153
3.3.7. La Prothèse.....	153
3.3.7.1. Prothèse fixe :.....	153
3.3.7.2. Prothèse amovible :.....	153
3.3.8. La Pathologie Orale	153
3.3.8.1. Herpes.....	153
3.3.8.2. Lichen plan, kératose et tatouages ethnique.....	157
3.3.8.3. Aphtes.....	158
3.3.8.4. Incision d'abcès	159
3.3.8.5. Diapneusie	161
3.3.9. La Chirurgie	163

3.3.9.1. Hémostase locale.....	163
3.3.9.2. La gingivoplastie et la gingivectomie.....	166
3.3.9.3. Décapuchonage	167
3.3.9.4. Frein interincisif.....	171
3.3.9.5. Frein de la langue	172
3.3.9.6. Le désenfouissement.....	173
3.3.9.7. La sialolithiase.....	174
3.3.10. Le blanchiment	176
3.3.11. La Photoactivated desinfection (P.A.D.)	176
3.3.12. Les soft lasers ou la Low Level Laser Therapy (L.L.L.T.).....	177
3.3.13. La prise en charge du patient cancéreux	179
3.3.13.1. Laser et bisphosphonates	179
3.3.13.2. Mucites radio et chimio-induites.....	180
4. Les évolutions	181
4.1. La fin des rotatifs?.....	181
4.2. L'avenir du laser	181
4.3. Les attentes.....	181
5. Conclusion.....	183
Tableaux:.....	189
Annexes:.....	191
Plan détaillé:	192

KUHN (Julien).- Les indications des lasers en médecine dentaire

Nancy, 2010 .- 201 f. : ill. ; 29.7 cm.-

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2010 ; n°3215

Mots-clés : Laser
Indications des lasers
Laser et odontostomatologie
Laser en clinique

KUHN (Julien).- Les indications des lasers en médecine dentaire

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2010 ; n°3215

Le L.A.S.E.R. ou Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation a fait irruption dans l'arsenal thérapeutique de l'odontostomatologie depuis maintenant deux décennies tout comme dans les autres disciplines médicales. Les apports de cette technologie sont donc à prendre en considération. En effet on peut se demander quel impact le laser peut avoir sur notre pratique de l'art dentaire, et quel est son champ d'action ?

Ce travail a pour objectif d'actualiser les données concernant les indications des lasers en médecine dentaire en 2010.

Tout d'abord nous détailleront les grands principes physiques et optiques de la lumière, puis nous rappellerons le principe de fonctionnement des lasers et nous établirons la liste exhaustive des lasers médicaux.

Ensuite nous ferons le point sur les données bibliographiques et les indications des lasers médicaux.

Enfin nous décrirons les protocoles cliniques d'utilisation des lasers et décrirons les cas cliniques qui s'y rapportent.

Nous discuterons pour finir de l'avenir et des évolutions attendues dans la technologie laser au cabinet dentaire.

JURY :
Président : Pr. P.AMBROSINI Professeur des Universités
Juge : Pr. P.MAHLER Professeur des Universités
Juge : Dr. P.BRAVETTI Maître de Conférences des Universités
Juge : Dr. J.BEMER Assistante Hospitalier

ADRESSE DE L'AUTEUR : KUHN Julien
3 boulevard de l'American légion
54000 NANCY



Jury : Président : P. AMBROSINI – Professeur des Universités
Juges : P. BRAVETTI – Maître de Conférence des Universités
 J.BEMER – Assistante hospitalier Universitaire
 P.MAHLER – Professeur des Universités

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur KUHN Julien, Laurent**

né(e) à: **NANCY (Meurthe-et-Moselle)** le **30 juillet 1982**

et ayant pour titre : « **Les indications des lasers en médecine dentaire** ».

Le Président du jury,

P. AMBROSINI

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie


Circular red stamp:
FACULTÉ D'ODONTOLOGIE
UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ NANCY I
Le Doyen
DR P. BRAVETTI
BP 70200 NANCY 54001
3215

Autorisé à soutenir et imprimer la thèse 3215

NANCY, le 22.02.2010

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

J-P. FINANCE