



HAL
open science

Évaluation et indications des lasers pour les biopsies de la muqueuse buccale

Samira Abouyaala

► **To cite this version:**

Samira Abouyaala. Évaluation et indications des lasers pour les biopsies de la muqueuse buccale. Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01613592

HAL Id: dumas-01613592

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01613592>

Submitted on 9 Oct 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS
UFR ODONTOLOGIE
24 avenue des Diables Bleus
06357 NICE cedex 04

**EVALUATION ET INDICATIONS DES LASERS
POUR LES BIOPSIES DE LA MUQUEUSE BUCCALE.**

Année 2017

Thèse n°42-57-17-23

THESE

Présentée et soutenue publiquement devant
La Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le Jeudi 22 Juin 2017, par

Madame Samira ABOUYAALA
Née le 3 juillet 1988 à nice (06)

Pour obtenir le grade de :
Docteur en Chirurgie Dentaire
(Diplôme d'Etat)

Examineurs:

Madame le Professeur
Madame le Docteur
Monsieur le Professeur
Monsieur le Professeur
Madame le Docteur

Michèle MULLER-BOLLA
Hélène RAYBAUD
Jean-Paul ROCCA
Marc BOLLA
Christine VOHA

Présidente du jury
Directrice de thèse
Assesseur
Assesseur
Membre invité

CORPS ENSEIGNANT

56ème section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle
Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme PIERRE Audrey

Sous-section 02 : ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle
Assistante Associée-Praticien Associé : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BUSSON Florian

Sous-section 03 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : Mme LUPI-PEGURIER Laurence
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme SOSTHE Anne Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BORSA Leslie

57ème section : SCIENCES BIOLOGIQUES, MEDECINE ET CHIRURGIE BUCCALE

Sous-section 01 : PARODONTOLOGIE

Maître de Conférences des Universités : M. CHARBIT Yves
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BORIE Gwenaël
Assistant Hospitalier Universitaire : M. RATHELOT Benjamin

Sous-section 02 : CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE, ANESTHESIE ET REANIMATION

Professeur des Universités Associées : Mme MERIGO Elisabetta
Maître de Conférences des Universités : M. COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : M. SAVOLDELLI Charles
Assistant Hospitalier Universitaire : M. PAUL Adrien

Sous-section 03 : SCIENCES BIOLOGIQUES

Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine

58ème section : SCIENCES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES ENDODONTIQUES ET PROTHETIQUES

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : M. MEDIONI Etienne
Professeur Emérite : M. ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Maître de Conférences Associé des Universités : M. CEINOS Romain
Assistant Hospitalier Universitaire : M. MORKOWSKI-GEMMI Thomas
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DUVERNEUIL Laura
Assistant Hospitalier Universitaire : M. GANDJIZADEH GHOUCHANI Mir-Payam

Sous-section 02 : PROTHESES

Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Maître de Conférences des Universités : M. ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : M. LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme CERETTI Léonor
Assistant Hospitalier Universitaire : M. OUDIN GENDREL Antoine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SABOT Jean-Guy
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SAMMUT Arnaud

Sous-section 03 : SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES

Professeur des Universités : M. BOLLA Marc
Professeur des Universités : M. MAHLER Patrick
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : M. LEFORESTIER Eric
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy

REMERCIEMENTS AUX MEMBRES DU JURY :

A la présidente du jury Madame le Professeur **Michèle MULLER-BOLLA**
Professeur des universités, Praticien hospitalier

C'est un grand honneur que vous ayez accepté la présidence de ce jury de thèse. Votre gentillesse, votre disponibilité et votre dynamisme ont fait que les vacations cliniques en odontologie pédiatrique ont été de réels moments de plaisir dans l'apprentissage. Je vous prie d'accepter mes respectueux remerciements.

A la directrice de thèse Madame le Docteur **Hélène RAYBAUD**
Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier

Je vous remercie de m'avoir guidée dans l'élaboration de ce travail. Votre passion de transmettre vos connaissances en anatomopathologie et votre gentillesse m'ont beaucoup aidé durant mon cursus à l'université et à l'hôpital.

Au jury de thèse Monsieur le Professeur **Jean-Paul ROCCA**
Professeur Emérite

Je vous remercie sincèrement d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury de thèse ainsi que pour votre humour et votre aide en clinique durant toutes mes années de formation.

Au jury de thèse Monsieur le Professeur **Marc BOLLA**
Professeur des Universités, Praticien hospitalier

Je vous remercie chaleureusement d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse. Veuillez recevoir toute ma reconnaissance et mon profond respect.

Au membre invité Madame le Docteur **Christine VOHA**
Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier

Je vous remercie de m'avoir guidée et soutenue dans l'élaboration de ce travail. Votre disponibilité, votre passion dans la transmission de vos connaissances ont contribué à ce que ce métier devienne aussi le nôtre. Je vous en remercie.

Je dédie cette thèse ...

A ma Maman, à mon Papa

A Sandra, mon amie, mon binôme et enfin ma consoeur : nous étions toujours là l'une pour l'autre. On a passé de belles années ensemble dans la joie et la persévérance. Merci pour ta patience et ta gentillesse.

A mes chers professeurs

A toutes les femmes et les hommes qui par amour de l'art dentaire ont contribué à nous transmettre cette flamme en partageant leur savoir. Merci de nous avoir permis de grandir.

Aux personnels de la faculté d'odontologie et de l'hôpital Saint Roch de Nice

Aux docteurs Laporte, Boiteau, Carta et Hayot et leurs assistantes qui m'ont beaucoup appris lors de mon stage actif.

Au Docteur Pagliuzza et aux infirmières de l'hôpital d'Antibes. Merci pour votre encadrement.

Au Docteur Dedobbler Stephane et ses assistantes Martine et Raf. Merci de m'avoir permis d'effectuer dans de bonne condition mon premier remplacement de 5^{ème} année. Merci de ta confiance et de tes encouragements.

Au Docteur Zakarian Badia et son assistante Sakina. Ça a été un réel bonheur de redécouvrir à travers ta philosophie humaniste et pleine de sérénité le travail en cabinet dentaire à la fin de ma 6^{ème} année. Merci de m'avoir aidée et permis de commencer à exercer.

Table des matières

INTRODUCTION	1
Partie I - LASER	2
1. Définition	2
1.1 Caractéristiques du rayonnement laser	2
1.2 Principe de fonctionnement du laser.....	3
1.3 Composition d'un laser.....	4
1.4 Caractéristiques énergétiques du rayonnement laser.....	5
1.5 Mode d'émission	5
2. Les lasers médicaux	6
2.1 Lasers à solide.....	6
2.2 Lasers à gaz.....	6
2.3 Laser à liquide.....	6
2.4 Lasers à électrons libres.....	6
2.5 Diodes lasers à semi-conducteurs	6
3. Mode de transmission du faisceau laser vers la cible.....	7
4. Interaction du faisceau laser avec la matière	7
5. Principaux lasers en odontologie.....	9
5.1 Applications cliniques	9
5.2 Lasers utilisés en chirurgie orale.....	10
5.3 Lasers utilisés en chirurgie des tissus mous	10
6. Principaux effets lasers sur les tissus biologiques	13
6.1 L'effet thermique.....	13
6.2 L'effet photo-ablatif (effet bistouri)	14
6.3 L'effet photomécanique.....	15
6.4 L'effet photochimique	15
6.5 L'effet de biostimulation.....	15
Partie 2 : LA BIOPSIE EN ODONTO-STOMATOLOGIE	17
1. Définition.....	17
1.1 Biopsie par incision	17
1.2 Biopsie-exérèse.....	17
2. Indications des biopsies des tissus mous buccaux.....	18
3. Contre-indications.....	18
4. Techniques de prélèvements conventionnels à lame froide	19
4.1 Matériel nécessaire.....	19
4.2 Technique de biopsie-exérèse	20
4.3 Technique de biopsie-incision	20
4.4 Critères requis pour une biopsie de bonne qualité.....	21
4.5 Avantages et inconvénients de la biopsie à lame froide.....	21
5. Les autres techniques de prélèvement.....	22
5.1 Le bistouri électrique	22
5.2 Le laser.....	23

Partie 3 - ETUDE COMPARATIVE BIOPSIE LASER - BIOPSIE LAME FROIDE	24
1. Contexte scientifique.....	24
2. Critères de sélection des études	25
3. Résultats et discussion	27
3.1 Lasers utilisés.....	27
3.2 Lésions étudiées.....	27
3.3 Méthode d'évaluation de la qualité des coupes histologiques.....	30
3.4 Intégrité des marges d'exérèse	30
3.4.1 Création d'artéfacts	30
3.4.2 Profondeur des dommages thermiques.....	33
3.5 Diagnostic histologique.....	37
4. Conditions peropératoires du prélèvement.....	39
5. Complications postopératoires	40
CONCLUSION.....	43
Index des illustrations.....	44
Références bibliographiques.....	46

INTRODUCTION

La biopsie en odontostomatologie est un geste chirurgical essentiel qui engage la responsabilité du praticien qui la réalise. Elle s'impose au terme d'un examen clinique bien conduit afin de préciser la nature histopathologique de la lésion étudiée. La pathologie buccale est riche et variée, une biopsie de qualité est primordiale pour établir un diagnostic adéquat.

La biopsie laser reste marginale en pratique quotidienne par rapport au prélèvement conventionnel à la lame froide. Cependant, le laser s'avère être un outil thérapeutique offrant de nombreux avantages tant pour le patient que pour le praticien. L'extrême précision du rayon laser apporte une grande sécurité, l'absence ou le peu de saignements réduisent énormément les réactions inflammatoires, la cicatrisation est plus rapide et les douleurs post-opératoires sont réduites.

Après un rappel sur les principes de la technologie laser et la biopsie, nous ferons le point, par une revue de la littérature, sur l'apport et les limites de la biopsie laser en odontostomatologie. Nous tenterons de comprendre les controverses qui existent corrélées aux effets photo-thermiques des lasers et d'apporter un éclairage pour une utilisation clinique raisonnée.

Partie I - LASER

1. Définition [1]

Le mot laser est l'acronyme de l'anglais *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (amplification de lumière par émission stimulée de radiation). Il s'agit d'un dispositif qui amplifie la lumière et la rassemble en un étroit faisceau, dit cohérent. Les ondes et photons associés se propagent en phase, au lieu d'être arbitrairement distribués. Cette propriété rend la lumière laser extrêmement directionnelle et d'une grande pureté spectrale.

La première application de la technologie laser en odontologie a été décrite par Goldman en 1964.

1.1 Caractéristiques du rayonnement laser [1,2]

Contrairement à la lumière visible, le rayonnement laser se caractérise par :

- **sa mono- chromaticité** : c'est l'aptitude de la source laser à émettre sous une seule longueur d'onde. Le rayonnement laser est émis dans le visible ou l'invisible parmi les longueurs d'ondes comprises entre 190 nm et 10600 nm (figure 1). La longueur d'onde a un rôle primordial dans l'effet biologique des lasers. En fonction de celle-ci, les faisceaux peuvent être absorbés par les tissus ou au contraire les traverser.

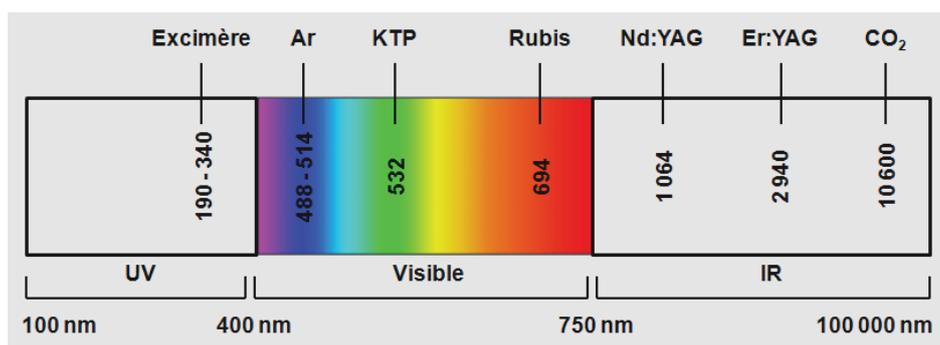


Figure 1 : Différents types de laser et leur spectre électromagnétique.

- **sa directivité** : c'est l'émission sous un faisceau parallèle unidirectionnel, permettant de transmettre cette lumière sous une fibre optique de petite section (de 50 à 600 μm). Alors qu'une source de lumière classique émet de la lumière dans toutes les directions de l'espace,

le faisceau laser émis peut être considéré comme collimaté, car celui-ci présente un faible angle de divergence θ : $\theta = \lambda/\pi\omega_0$ (λ : longueur d'onde, ω_0 : « waist » demie épaisseur du faisceau la plus faible, là où les faisceaux sont parallèles (figure 2).

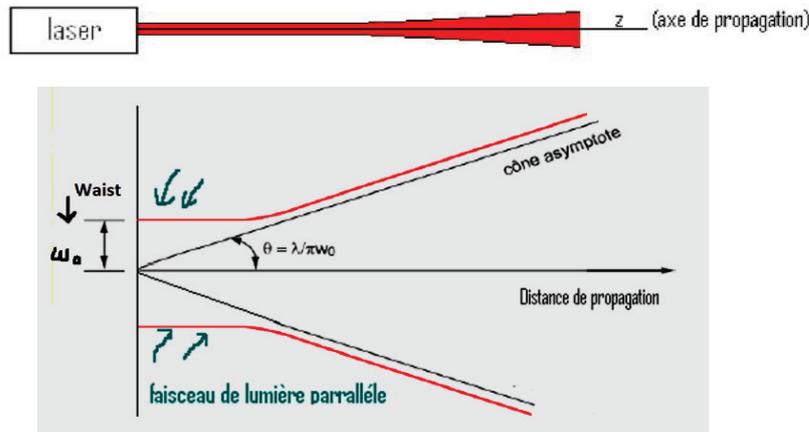


Figure 2 : Géométrie d'un faisceau laser lors de sa propagation
http://www.impactlaser.fr/img/01_parametre_faisceau_laser.pdf

- **son intensité** : la lumière émise présente une dispersion et une perte énergétique très limitée.

1.2 Principe de fonctionnement du laser

Un laser est donc avant tout un amplificateur de lumière, qui repose sur un principe physique découvert par Einstein : l'émission stimulée. Pour comprendre le principe de fonctionnement du laser, il faut se replonger au niveau des atomes. Trois phénomènes physiques qui décrivent l'interaction d'un atome avec la lumière (figure 3) :

- **L'absorption**: lorsqu'un atome à l'état stable absorbe un photon caractérisé par une énergie ($E=h\nu$), un de ses électrons atteint un niveau d'énergie supérieur, et l'atome se retrouve dans un état excité ou instable.
- **L'émission spontanée**: pour retourner à son état fondamental, l'atome excité va restituer le surplus d'énergie sous la forme d'un photon. L'électron passe d'un haut niveau d'énergie à un niveau plus bas.
- **L'émission stimulée**: le photon produit par émission spontanée peut interagir avec un autre atome excité et stimuler son retour à l'état fondamental : deux photons sont alors émis, l'un issu de la transition électronique et le deuxième à l'origine de la désexcitation. Ces deux photons sont caractérisés par la même phase, la même énergie, la même direction.

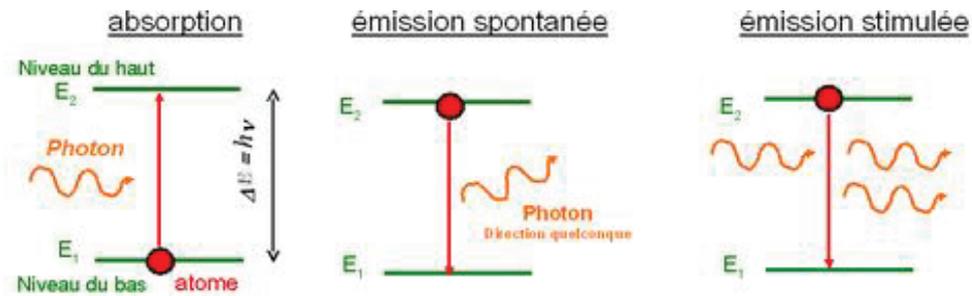


Figure 3 : Mécanisme d'interaction entre un atome et un photon.

La même réaction en chaîne se reproduit lorsque ces photons rencontrent d'autres atomes à l'état excité, l'énergie initiale est amplifiée avec toujours production de plus de photons identiques, c'est cet effet d'avalanche qui est à l'origine du phénomène laser (figure 4).

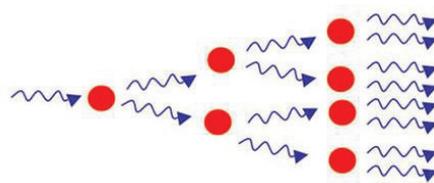


Figure 4 : Amplification des photons par l'émission stimulée

1.3 Composition d'un laser [3]

Pour favoriser l'émission laser, il faut opérer une inversion de population au niveau des électrons, en amenant les atomes d'un état fondamental, de basse énergie, à un état excité avec des électrons à de haute énergie. Ainsi, le laser se compose d'un milieu actif (réservoir d'électrons) associé à une source d'énergie, dite source de pompage, qui va permettre cette inversion de population. Le milieu actif peut être solide, gazeux, ou liquide (figure 5).

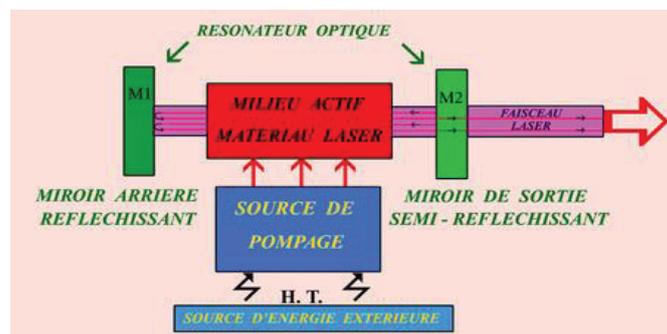


Figure 5 : principe de fonctionnement d'un laser [3]

L'ensemble est placé dans une cavité optique dite résonnante, à 2 miroirs dont au moins un est semi-réfléchissant. Ce résonateur contribue à créer des oscillations et une amplification grâce aux allers et retours de la lumière laser au sein de cette cavité. Le miroir semi-réfléchissant laisse passer les photons en phase et dans une seule direction, avec la même phase, la même amplitude et la même longueur d'onde. Le faisceau laser obtenu est dit spatialement et temporellement cohérent : les photons sont identiques en un même point de l'espace à deux moments différents et au même moment à deux points différents de l'espace.

L'énergie du photon incident est un paramètre important qui dépend de la longueur d'onde et qui varie donc pour chaque laser selon la formule :

$$E_p = h \cdot c / \lambda$$

$$E_p \text{ (eV)} = 1.2398 \cdot 10^3 / \lambda$$

$$h \text{ (constante de Planck)} = 6,626 \times 10^{-34} \text{ J.s et } c = 2,997 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$$

L'énergie du photon est donc inversement proportionnelle à sa longueur d'onde.

1.4 Caractéristiques énergétiques du rayonnement laser

La **puissance** de sortie d'un rayonnement laser se mesure en watt, c'est le taux d'énergie par seconde (joule/seconde). Les paramètres cliniques les plus importants sont la **fluence** (= énergie délivrée par unité de surface, en j/cm²), et la **densité d'énergie** (W/cm²) ; car ces valeurs permettent de comparer les quantités d'énergie que reçoit le tissu cible. Ces paramètres dépendent notamment de la taille du spot (= diamètre du faisceau laser) : plus la taille du spot augmente plus la surface exposée augmente et plus la densité d'énergie diminue.

1.5 Mode d'émission [2]

Un laser peut émettre selon différents modes :

- Soit en mode **d'émission continu**, la puissance instantanée est constante au cours du temps.
- Soit **en mode pulsé**, la puissance instantanée varie avec le temps. Trois paramètres sont alors liés à cette émission : la durée de l'impulsion (en seconde), l'énergie contenue dans une impulsion (en joule) et la fréquence d'émission des impulsions (en Hertz).
- Soit **en mode déclenché**, qui permet de hacher l'émission continue par interruption du faisceau. C'est l'effet recherché dans les lasers Q-switched avec la production d'impacts ultra courts.

2. Les lasers médicaux [4]

Il existe cinq familles de lasers classées en fonction de la nature du milieu excité.

2.1 Lasers à solide

Ils utilisent des cristaux comme milieu d'émission des photons. Ce sont les lasers les plus puissants, ils fonctionnent de manière impulsionnelle. Ils sont capables d'émettre aussi bien dans le visible que dans l'ultraviolet, l'infrarouge ou les rayons X. Les plus utilisés sont le **laser Nd:YAG** (composé d'un barreau de cristal de grenat yttrium aluminium garnet dopé au néodyme), le **laser Nd:YAP** (utilise un cristal d'yttrium aluminium perowskite), le **laser Er : YAG** (dont le cristal d'yttrium aluminium garnet est dopé par l'erbium), le **laser KTP** (utilise un cristal de potassium-titanyl phosphate, obtenu par doublement en fréquence du neodimium), le **Er,Cr-YSGG** (le cristal est un grenat d'yttrium, de scandium et de gallium dopés par des ions erbium et chrome).

2.2 Lasers à gaz

Le milieu générateur de photons est ici un gaz contenu dans un tube en verre ou en quartz. Le faisceau émis est particulièrement étroit. Les plus utilisés sont le **laser CO2** et le **laser He-Ne**.

2.3 Laser à liquide

Le milieu d'émission peut être un colorant organique (dye laser). Il existe un grand nombre de colorants possibles qui étendent la gamme des longueurs d'onde de l'ultraviolet à l'infrarouge.

2.4 Lasers à électrons libres

L'émission laser provient du rayonnement synchrotron d'un faisceau d'électrons accélérés. Il permet d'ajuster la fréquence dans une gamme très large, de l'infrarouge aux rayons X, en modifiant la vitesse des électrons. Ils sont généralement utilisés pour la recherche.

2.5 Diodes lasers à semi-conducteurs

Ces lasers sont principalement constitués d'une diode à semi-conducteur afin de produire un faisceau lumineux. Ils émettent dans le proche infrarouge (entre 800 et 1000 nm) et sont constitués de 2 semi-conducteurs de nature différente (gallium Ga, arsenide Ar, aluminium Al ou indium In). Leur

puissance varie de 4 à 15 W. Ils peuvent être utilisés dans de très grand nombre d'indications superposables à celles d'un laser CO₂, mais, les temps opératoires sont en revanche rallongés. Ils sont peu encombrants et leur coût est relativement abordable.

3. Mode de transmission du faisceau laser vers la cible [2]

La transmission de l'énergie laser au tissu cible se fait par divers moyens (figure 6) :

- Soit au moyen **d'une fibre optique** en quartz soutenue par un guide d'onde flexible, avec en bout de fibre une pièce à main. Son diamètre peut varier de quelques micromètres à plusieurs millimètres.
- Soit au moyen d'un **bras articulé** incorporant un système de miroirs. La transmission au faisceau se fait via un contre-angle muni d'un miroir optique ou d'un insert en saphir ou en quartz.



Figure 6 : A. Fibre optique souple et pièce à main, B. Système de bras articulé, C. Contre-angle avec miroir optique.

4. Interaction du faisceau laser avec la matière [2]

La transformation de l'énergie électromagnétique du rayonnement laser en énergie thermique est le phénomène mis en jeu lors des applications cliniques des lasers.

La composition du milieu cible et les caractéristiques de la longueur d'onde de chaque laser vont déterminer quatre types d'interactions entre le faisceau laser avec la matière (figure 7).

- **La transmission** : le faisceau incident traverse le milieu sans être modifié.
- **L'absorption** : l'énergie du faisceau est absorbée au point d'impact et transformée en chaleur.
- **La diffusion** : l'absorption du faisceau n'est pas complète, des rayons de plus faible énergie pénètrent le milieu dans toutes les directions.
- **La réflexion** : le faisceau incident est réfléchi par la surface atteinte sans effet sur le tissu cible.

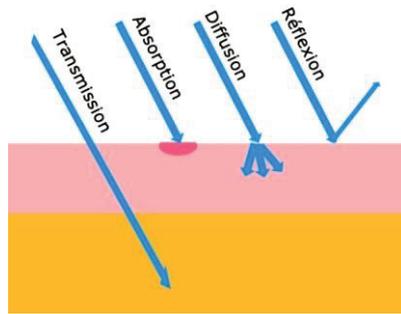


Figure 7 : Interactions du rayonnement laser-tissu cible [5].

L'action du laser au niveau des tissus de la cavité buccale est déterminée par les caractéristiques optiques et par la concentration de chacun de ses composants (exemple l'eau, la mélanine, l'hémoglobine, l'hydroxyapatite...). Ces éléments chromophores peuvent constituer chacun une cible potentielle du faisceau laser. Ils sont caractérisés par un coefficient d'absorption qui varie en fonction de chaque longueur d'onde (figure 8).

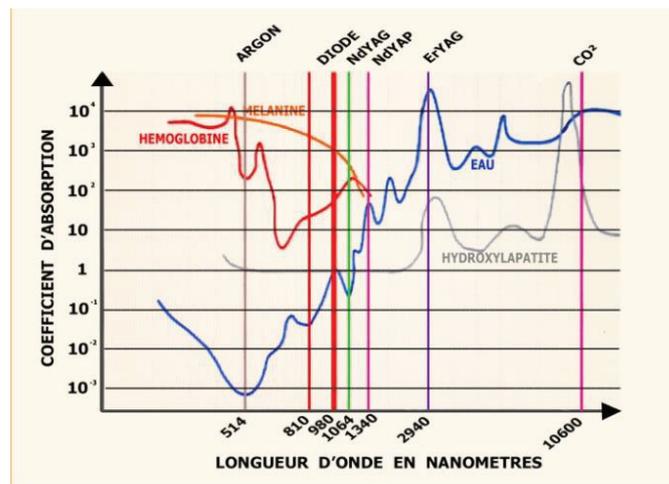


Figure 8 : Spectre d'absorption des principaux chromophores.

Une absorption est possible lorsque la fréquence d'émission du faisceau laser est en cohérence avec la fréquence d'absorption du chromophore. Plus le taux d'absorption du rayonnement dans un milieu donné est important plus vite ce rayonnement incident sera absorbé et transformé en chaleur par ce tissu et donc moins sa profondeur de pénétration sera grande.

L'effet de la lumière laser sur les tissus est donc dépendante de ses constituants biologiques, mais aussi de sa transmission aux couches sous-jacentes et de sa diffusion plus ou moins importantes dans chaque couche tissulaire.

5. Principaux lasers en odontologie

5.1 Applications cliniques

Les lasers utilisés en odontologie émettent du visible à l'infrarouge. Leurs applications sont nombreuses et pluridisciplinaires. C'est l'interaction plus ou moins importante de la longueur d'onde avec les tissus biologiques qui va déterminer des propriétés et des applications cliniques propres à chaque laser (figure 9).

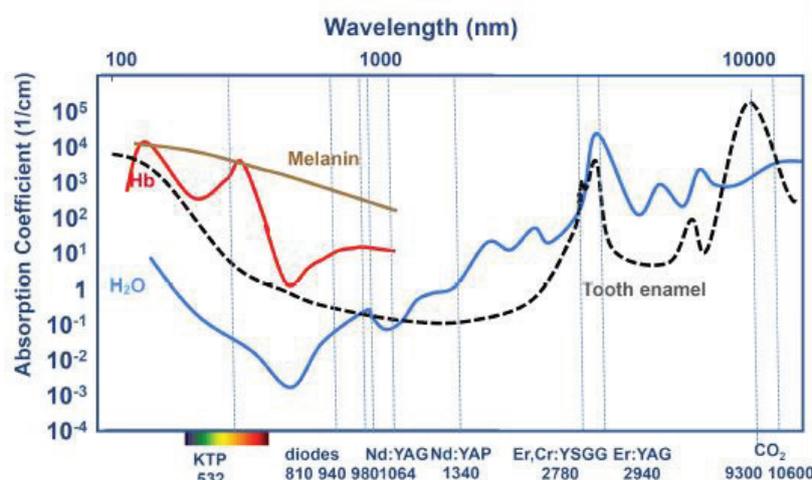


Figure 9 : Spectres d'absorption des 4 principaux chromophores des tissus dentaires.

http://www.westernschools.com/Portals/0/html/H8441/fLET9K_files/OEBPS/Text/H8441_ebooks-2.html

Parmi ces diverses applications on peut citer :

- L'élimination des tissus carieux
- L'élimination de la boue dentaire
- La décontamination du réseau canalaire
- Le surfaçage radiculaire
- La décontamination des poches parodontales
- La chirurgie des tissus mous
- La chirurgie osseuse
- L'hémostase
- L'éclaircissement dentaire
- La biostimulation ou photomodulation

Nous allons nous intéresser aux caractéristiques des lasers et leurs effets sur les tissus de la cavité buccale en général, et en chirurgie des tissus mous en particulier.

5.2 Lasers utilisés en chirurgie orale

Les lasers les plus communément utilisés en chirurgie orale émettent dans l'infrarouge pour le **Nd :YAG** (1064 nm), le **Nd :YAP** (1340 nm), l'**Er :YAG** (2940 nm), l'**Er,Cr :YSGG** (2780 nm), les **diodes** (810 et 980 nm), le **CO₂** (10600 nm) et dans le visible pour le **laser KTP** (532 nm).

Le spectre d'absorption des principales longueurs d'onde dans les chromophores montre que (figure 9): **les plus hautes longueurs d'onde interagissent principalement avec l'eau et l'hydroxyapatite, alors que les plus basses longueurs d'onde interagissent avec l'hémoglobine et la mélanine.**

On distingue ainsi les lasers qui se caractérisent par leur capacité à interagir exclusivement avec les tissus mous de la cavité buccale, composés de tissu conjonctif plus ou moins pigmenté, de collagène, d'eau, de vaisseaux sanguins et de vaisseaux lymphatiques ; des lasers qui ont une action à la fois sur le tissu mou et les tissus durs, dentaire et osseux dont le composant majoritaire est l'hydroxyapatite.

Ainsi les lasers **CO₂**, **Er:YAG** et **Er,Cr:YSGG** (dont les longueurs d'onde sont assez proches 2940 nm et 2780 nm) présentent un taux d'absorption maximal dans l'eau et l'hydroxyapatite. Ils permettent alors une action à la fois sur les tissus mous et les tissus durs. Ce sont des lasers peu pénétrants dans les tissus.

En contraste, les lasers **KTP**, **diode**, **Nd:YAG** et **Nd:YAP** sont donc adaptés uniquement pour les tissus mous du fait de leur affinité avec l'eau, l'hémoglobine et la mélanine. Ce sont les lasers les plus pénétrants, leur coefficient d'absorption dans l'eau est faible.

Ces lasers d'utilisation courante, de par l'effet thermique qu'ils engendrent et qui sera décrit dans les chapitres suivants, vont permettre un pouvoir photo-ablatif par incision, une vaporisation ou un effet de coagulation sur les tissus mous de la cavité buccale.

5.3 Lasers utilisés en chirurgie des tissus mous [6]

- **Le laser CO₂**

Il demeure depuis 1968, date de sa première utilisation chirurgicale, le laser de référence. Sa longueur d'onde de 10600 nm **est très bien absorbée dans l'eau** et l'hydroxyapatite, mais mal absorbée dans l'hémoglobine. Il présente une bonne capacité d'incision et d'hémostase par coagulation des petits vaisseaux sanguins. Son absorption immédiate et intense dans l'hydroxyapatite entraîne un risque de carbonisation des tissus minéralisés dentaires et osseux.

Il peut être utilisé en mode continu, en mode pulsé, et dernièrement en mode superpulsé. Cette innovation permet l'obtention des puissances de crêtes très élevées à une fréquence très rapide. Le but est de réduire le risque de diffusion thermique et de lésions dans les couches plus profondes des tissus cibles par augmentation du temps de relaxation thermique, ce qui permet une meilleure dissipation de la chaleur par rapport au mode continu.

La transmission du faisceau se fait soit par fibre optique munie d'une pièce à main, soit par bras articulé. Ces lasers sont utilisés sans contact, en mode focalisé pour permettre un effet bistouri et en mode défocalisé pour peler les tissus par évaporation des couches cellulaires superficielles et coagulation des vaisseaux de faible diamètre.

- **Le laser Er:YAG**

Sa longueur d'onde, de 2940 nm, présente une **absorption maximale dans l'eau et une bonne absorption dans l'hydroxyapatite**. Il ne présente en revanche aucune absorption dans l'hémoglobine : il a donc une faible action coagulante mais de bonnes capacités d'ablation des tissus durs et d'incision des tissus mous. Ce laser est utilisé en mode pulsé, son faisceau est transmis par fibre optique ou bras articulé.

- **Le laser Er,Cr:YSGG**

Ce laser présente une longueur d'onde de 2780 nm voisine de celle de l'Er:YAG avec une absorption moindre dans l'eau et l'hydroxyapatite. On leur attribue peu de différences concernant leurs propriétés ablatives. Ils permettent une action visible et contrôlable lorsqu'ils sont utilisés avec un système de refroidissement air-eau, sans effet délétère particulièrement au niveau des tissus minéralisés. Il peut être utilisé en mode pulsé et est transmis au moyen d'une fibre optique ou d'un bras articulé

- **Le laser Nd:YAG :**

Sa longueur d'onde de 1064 nm présente un coefficient d'**absorption élevé dans la mélanine**, une très bonne absorption dans l'hémoglobine et une absorption faible dans l'eau et aucune absorption dans l'hydroxyapatite. C'est un laser dont le faisceau est **très pénétrant** en profondeur avec un effet de vaporisation jusqu'à environ 4-5 mm alors que la coagulation des petits vaisseaux sanguins se fait jusqu'à une profondeur d'environ 7-10 mm.

La transmission du faisceau à travers des tissus de couleur claire et moins irrigués peut créer des dommages à distance du site d'irradiation allant jusqu'à des phénomènes de nécrose lorsque les paramètres sont mal contrôlés et l'opérateur inexpérimenté. Il n'a pas d'effet sur le tissu minéralisé mais la transmission du faisceau à travers les tissus dentaires de couleur claire peut atteindre la pulpe

et créer des dommages thermiques. Il faut être attentif à éliminer les résidus de tissu carbonisé restés à l'extrémité de la fibre, car la forte absorption de ce laser dans la couleur noire peut entraîner un échauffement néfaste. Il est reconnu comme un laser difficile à appréhender. Il faut veiller à utiliser le paramétrage le plus bas permettant d'obtenir l'effet recherché. Il peut être utilisé en mode continu ou pulsé. La transmission du rayonnement se fait au moyen d'une fibre optique.

▪ **Le laser diode**

Les lasers diodes (810 nm et 980 nm) présentent une bonne absorption dans l'hémoglobine et la mélanine, une faible absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite. Ils permettent un effet **d'incision et d'hémostase** au niveau des tissus mous. Les applications des lasers diode à 810 nm et 980 nm sont très proches de celles du laser Nd:YAG avec les mêmes précautions à prendre. Ces lasers peuvent être utilisés en mode continu ou en mode pulsé. La transmission du faisceau se fait par fibre optique. Ils sont très attractifs car leurs principaux atouts résident dans leur taille réduite et donc leur encombrement minime, ainsi que leur faible coût.

▪ **Le laser KTP :**

Sa longueur d'onde de 532 nm émet dans le vert. Il présente un taux d'absorption très élevé dans **l'hémoglobine et la mélanine** et aucune absorption dans l'eau. Ce laser est très bien absorbé par les tissus mous, il est efficace en chirurgie pour traiter les lésions vasculaires du fait de son affinité avec l'hémoglobine. Il peut être utilisé en mode continue ou pulsé. Le faisceau laser est transmis au moyen d'une fibre optique.

Tableau 1 : Caractéristiques des principaux lasers utilisés en odontologie [4, 2].

Laser	Longueur d'onde	Absorption	Pénétration	Action
CO ₂	10600 nm infra rouge	eau, hydroxyapatite	faible	effet bistouri
Er : YAG	2940 nm infra rouge	eau, hydroxyapatite	très faible dans l'eau (de l'ordre du mm)	efficace sur tissu durs, effet photo ablatif
Nd : YAG	1064 nm infra rouge	mélanine, hémoglobine	importante (10 mm et au-delà)	décontamination en profondeur, chirurgie des tissus mous, hémostase
Nd : YAP	1340 nm infra rouge	tissus mous	inférieure à 1 mm	parodontie, endodontie, hémostase
KTP	532 nm Vert	mélanine, hémoglobine	pénétrant	endodontie, parodontie, chirurgie des tissus mous, hémostase, éclaircissement
Er,Cr :YSGG	2780 nm infra rouge	eau, hydroxyapatite	peu pénétrant	omnipratique
Diode	entre 800 et 1000 nm proche infra rouge	hémoglobine, mélanine	importante dans les tissus mous	endodontie, parodontie, biostimulation

6. Principaux effets lasers sur les tissus biologiques [1,7]

Le rayonnement laser produit des effets biologiques spécifiques qui sont à l'origine de leurs indications thérapeutiques : l'effet photo-thermique, l'effet photomécanique, l'effet photo-ablatif, l'effet photochimique et l'effet de biostimulation. Ces effets engendrent des réactions biologiques variées qui sont dépendantes de plusieurs paramètres : du type de laser (longueur d'onde), de la nature de la cible, du mode opératoire (pulsé ou continu), de la durée d'impulsion et du praticien (geste, temps d'application).

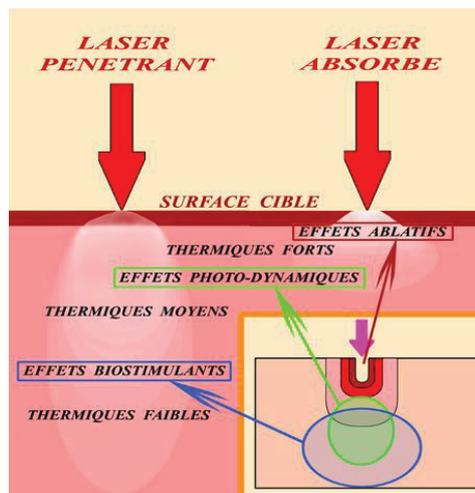


Figure 10 : Principaux effets lasers sur les tissus cibles [3].

6.1 L'effet thermique

L'effet thermique des lasers est un processus comprenant trois phénomènes : une conversion de la lumière laser en chaleur, un transfert de chaleur dans le tissu et une réaction tissulaire dépendante de la température.

En fonction de la durée du chauffage réalisée et de l'élévation de la température du tissu, on obtient (Figure 11) :

- à une température inférieure à 50°C, **une vasodilatation** : elle peut entraîner un saignement des alvéoles ou des sites opératoires quand on souhaite un apport sanguin et des facteurs de croissance naturels. Elle peut conduire à une mort cellulaire retardée par dénaturation des enzymes.
- entre 55 et 70 °C, **une coagulation** : elle entraîne une dessiccation et rétraction des tissus par dénaturation des protéines et du collagène. La protéine plasmatique est dénaturée entraînant une augmentation de la viscosité du sang, cela permet la formation d'un caillot sanguin. Ce processus trouve des applications cliniques dans l'élimination de phénomènes tumoraux (par

détersion secondaire) et dans le phénomène d'hémostase pour interrompre le flux sanguin dans les vaisseaux.

- entre 75 et 99 °C, **une carbonisation** : il s'agit d'une nécrose irréversible entraînant une rétraction tissulaire et une déshydratation.
- au-delà de 100 °C, **une vaporisation** : perte de substance immédiate. Au niveau microscopique, une zone de nécrose de coagulation est constatée et correspond à la zone de transition entre zone saine et zone volatilisée au niveau des berges qui se fait graduellement. Cette zone est capitale car elle participe de l'effet d'hémostase des vaisseaux.

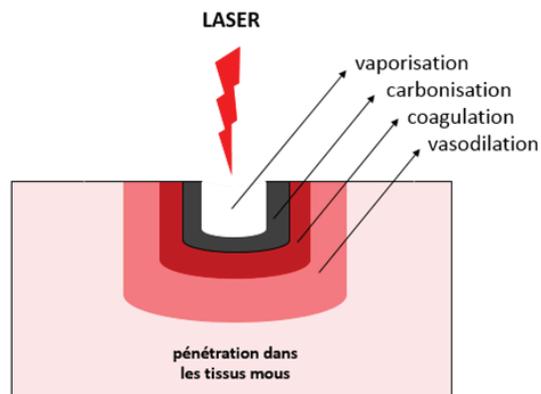


Figure 11 : Effets du faisceau laser lors de son interaction avec le tissu.

6.2 L'effet photo-ablatif (effet bistouri)

Cet effet est basé sur l'utilisation de photons présentant une énergie supérieure à l'énergie de liaison des molécules biologiques. Les molécules sont cassées et les composants du tissu sont gazéifiés, avec ou sans génération de chaleur sur les berges. L'action est très superficielle, sur quelques microns, du fait de la forte absorption de la lumière par les tissus. Les lasers CO2 et Er:YAG auront d'excellents effets de photo-ablation. Le laser CO2 réalise un compromis intéressant entre la vaporisation et la coagulation associée, qui évite le saignement au niveau des berges (figure 12) [12].



Figure 12 : Chirurgie d'un frein lingual au laser diode situations pré et per et post-opératoires [12].

6.3 L'effet photomécanique

L'effet photomécanique est un effet de destruction. La cible ou le chromophore reçoit des pulses de l'ordre de la nano ou de la pico seconde associés à des densités énergétiques élevées. Du fait de cette durée de pulsation extrêmement brève, l'énergie accumulée localement n'a pas le temps de diffuser et ce confinement engendre des ondes de pression internes très élevées, ce qui entraîne une élévation de la chaleur et du volume de la cible, et par conséquent une rupture mécanique de la structure tissulaire par micro explosion. Cet effet est obtenu avec les lasers Q-switched conçu pour produire des impacts laser ultra courts.

Ces propriétés sont utilisées en médecine pour fragmenter des calculs dans les voies urinaires ou détruire des pigments de la peau (mélanine, pigments artificiels dans les tatouages).

6.4 L'effet photochimique

Cet effet est obtenu par l'exposition des tissus à de bas niveaux de fluence et des temps d'application long. Cela permet par des réactions chimiques à travers le transfert de l'énergie photonique à l'oxygène, la production de forme réactives d'oxygène (oxygène singulet, puissamment bactéricide), et de radicaux libres capables de détruire des structures.

Ce principe s'avère particulièrement intéressant et prometteur par exemple en endodontie car il permettrait de potentialiser l'effet bactéricide des solutions d'irrigation, en utilisant le principe dit de « la thérapie photodynamique antibactérienne ». Celle-ci nécessite une substance photo sensibilisante dont l'interaction et l'affinité avec une longueur d'onde adaptée va permettre une réaction photochimique dont l'accepteur final est l'oxygène.

6.5 L'effet de biostimulation

Il s'agit de la photomodulation ou Low-Level Laser Thérapy (LLLT) ou thérapie laser basse énergie car les puissances utilisées sont très faibles (1 à 10 milliwatts). Il fait appel à des lasers dit « athermiques ». En pénétrant dans le corps par la peau, le faisceau laser stimule les activités et le métabolisme cellulaire d'une manière spécifique (augmentation de la production d'ATP, stimulation de la synthèse de facteur de transcription). Les effets biologiques sont les suivants :

- action antalgique
- action anti inflammatoire et anti-œdémateux
- amélioration de la circulation sanguine et lymphatique
- une amélioration de la cicatrisation

En pratique clinique, la thérapie laser à basse énergie permet de traiter des pathologies comme les mucites induites par chimiothérapie ou radiothérapie, les ostéonécroses et les dysfonctions de l'appareil manducateur.

L'utilisation des lasers à basse énergie n'a pas montré d'effet secondaire dangereux, mais elle est contre indiquée en regard des tumeurs, des articulations et de la thyroïde (North American Association of Laser Therapy, NAALT), et déconseillée pour les patients immunodéprimés car son effet anti-inflammatoire risque d'entraver justement ce même processus d'inflammation mis en jeu lors des mécanismes de défense contre les infections en particulier chez ces patients.

Partie 2 : LA BIOPSIE EN ODONTO-STOMATOLOGIE

1. Définition

Une biopsie est un prélèvement chirurgical d'un fragment de tissu ou d'organe afin d'en étudier la nature et la structure, grâce à un examen microscopique ou une analyse biochimique. La biopsie peut être effectuée au moyen d'une aiguille, par frottis ou par incision. On s'intéressera ici uniquement aux biopsies par incision des tissus mous buccaux.

1.1 Biopsie par incision [9]

Il s'agit de l'excision partielle d'une lésion dans un but diagnostique.

La 1^{ère} indication essentielle est l'élimination d'un diagnostic de carcinome dans le cadre de lésion suspecte. Elle est obligatoire sur un plan médico-légal même si le diagnostic clinique ne fait aucun doute.

Elle sera indiquée pour toute lésion ulcérée ou ulcéro-végétante d'aspect sanieux qui ne cicatrise pas, pour toute lésion rouge évoquant une érythroplasie, pour toute lésion chronique dont l'aspect se modifie (ulcération, fissuration, induration), pour toute lésion blanche isolée ou non :

- chronique (comme une candidose, une leucoplasie, un lichen plan) qui présente un changement d'aspect avec apparition d'une composante rouge érythémateuse ou de fissure
- d'apparition récente sur une muqueuse saine dans un site à haut risque de transformation (plancher buccal, face ventrale de la langue, voile du palais).

1.2 Biopsie-exérèse

On parle de biopsie-exérèse lorsque la lésion est enlevée en totalité sans en connaître au préalable la nature exacte, avec l'inclusion de marges suffisantes lors de l'exérèse en cas de suspicion de malignité.

Elle s'adresse couramment aux tumeurs buccales d'aspect bénin, de petit volume.

Les lésions bénignes les plus fréquemment rencontrées sont les lésions fibreuses type nodules comme les épulis, les diaphanosités, les lipomes, les granulomes pyogènes.

Elle réalise dans ce cas en même temps le diagnostic et le traitement de la lésion.

Il est admis que la biopsie-exérèse doit respecter des précautions rigoureuses :

- la lésion doit avoir une taille inférieure à 1 cm ; mais la notion de taille est variable l'indication est surtout basée sur l'aspect bénin de la lésion (souple et bien limitée) ainsi il sera aisément possible de prélever en totalité une lésion d'aspect bénin, bien limitée mais de taille plus importante ;
- elle est enlevée en passant à distances des limites visibles de la lésion, grâce à un bistouri froid ;
- et doit être orientée par un fil de repérage par le chirurgien. Le bistouri électrique est à proscrire car va brûler les bords du prélèvement. L'anatomopathologiste risque en effet des difficultés pour déterminer si ceux-ci passent en zone saine [8].

Comme tout geste chirurgical, la biopsie a des indications précises, des contre-indications, des impératifs et des précautions rigoureuses à respecter.

2. Indications des biopsies des tissus mous buccaux [9,11]

La biopsie est réalisée dans le cadre :

- d'une ulcération dont la durée est supérieure à 2 semaines
- de lésions dermatologiques des muqueuses
- de lésions blanches, érythémateuses, ou pigmentées
- de la persistance de lésion présumées bénignes bien délimitées et de petite taille, sessiles ou pédiculées.
- ou à la suite d'intervention de chirurgie buccale : lors d'une gingivectomie ou d'hyperplasie gingivale ; lors de l'exérèse d'un kyste, d'un granulome ou de tout autre lésion d'aspect kystique appendue à une dent, ou lors de l'exérèse d'une pièce anatomique non identifiable [9].

3. Contre-indications

Elles sont d'ordre général :

- trouble de la coagulation
- altération de l'état général du patient
- antécédent d'irradiation.

Et d'ordre local, c'est le cas en présence de :

- lésions vasculaires : cela est proscrit car elle risque de provoquer une hémorragie très sévère voir incoercible (par exemple devant la suspicion d'un angiome, figure 13)
- lésions pigmentées noires : on préférera une exérèse d'emblée en milieu très spécialisé afin d'éviter la dissémination d'un éventuel mélanome malin.
- risque anatomique : lésion profonde difficile d'accès dans un territoire très vascularisé ou innervé.

- lésions du bord libre ou du versant cutané des lèvres qui peuvent présenter un risque esthétique, on préférera référer le patient au praticien qui saura gérer ce risque.



Figure 13 : Angiome au niveau de la langue.

4. Techniques de prélèvements conventionnels à lame froide

4.1 Matériel nécessaire

Comme tout geste chirurgical, la biopsie conventionnelle doit respecter les conditions d'asepsie.

L'instrumentation nécessaire comprend généralement :

- le matériel nécessaire à l'anesthésie,
- un bistouri à lame froide (exemple n° 15),
- un emporte-pièce ou bistouri punch (figure 14),
- une précelle à mords plats,
- des compresses,
- un écarteur,
- une canule d'aspiration,
- le matériel de suture (fil, une pince porte aiguille, une paire de ciseaux),
- un flacon contenant le fixateur,
- une fiche d'information pour le laboratoire.



Figure 14 : Bistouri circulaire « punch ».

4.2 Technique de biopsie-exérèse [9]

La lésion est prélevée en totalité. Les traits d'incision doivent être relativement profonds permettant de mettre en évidence l'épithélium et le tissu conjonctif.

Pour les lésions pédiculées, une section au bistouri est effectuée en incluant le pédicule. Pour les lésions à base sessile, une incision en ellipse ou en quartier d'orange (figure 15) avec augmentation des marges en tissu sain est effectuée, cette incision comprend une première incision perpendiculaire à la lésion, et la seconde incision réalise un quartier d'orange et converge vers la première pour libérer le prélèvement ; mais si la base est plus large, le prélèvement est saisi délicatement avec un fil de suture en piquant en dehors de la lésion et soulevé afin de permettre une 3^{ème} incision en profondeur qui libérera le prélèvement.

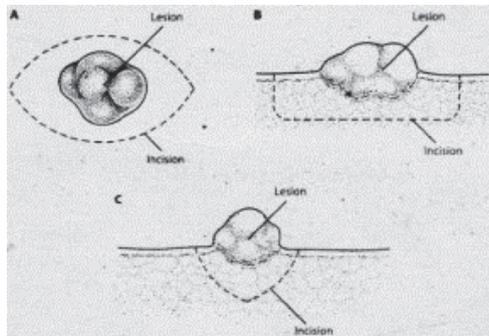


Figure 15 : excision en quartier d'orange, lésion à base sessile

4.3 Technique de biopsie-incision

Le prélèvement doit contenir 1/3 de tissu sain et 2/3 de tissu pathologique. L'incision dans une zone de nécrose sera évitée (9). La biopsie peut être effectuée en quartier d'orange par incision partielle de la lésion ou être réalisable au bistouri punch (figure 16).



Figure 16 : Biopsie d'une lésion leucoplasique linguale au bistouri punch [10].

4.4 Critères requis pour une biopsie de bonne qualité

Afin de ne pas altérer les tissus prélevés et minimiser les artéfacts, la biopsie doit répondre à des impératifs rigoureux lors de l'acte chirurgical :

- Toujours injecter la solution anesthésique en périphérie de la lésion à prélever car une injection trop proche risque de générer une altération des cellules des couches superficielles, la formation de vacuoles et d'œdème au sein de l'épithélium et du tissu conjonctif.
- Il faut éviter l'utilisation de pinces de préhension même en appliquant une faible pression au tissu prélevé. Des perforations de l'épithélium et/ou du tissu conjonctif et une compression des tissus peuvent être observées. Utiliser de préférence un fil de suture en piquant en dehors de la lésion afin de soulever délicatement le prélèvement.
- La pièce prélevée doit être de volume suffisant, en longueur, en largeur et en épaisseur. En effet une dimension insuffisante du prélèvement peut provoquer une rétraction après fixation et des erreurs d'orientation lors de la fixation en paraffine.
- Les marges d'incision doivent être régulières, précises, non déchirées.
- Ne pas décontaminer la muqueuse avec des solutions antiseptiques iodées car cela perturbe la coloration des coupes histologiques.
- Aussi une biopsie de bonne qualité doit autorisée des conditions de prélèvement optimales à la fois pour le patient et le praticien, en termes de confort en per et post opératoire.

4.5 Avantages et inconvénients de la biopsie à lame froide

Avantages :

- absence de modification thermique, ou nécrose au niveau des marges
- incision sans perte tissulaire
- incision nette précise, propre aux bords
- possibilité de corriger en per opératoire le trajet de l'incision

Inconvénients :

- extravasation de sang et de lymphes avec réaction inflammatoire marquée
- complication per opératoire avec saignement, réduction de la visibilité du site opératoire, pas d'effet hémostatique
- contraction des tissus lors phase de cicatrisation avec formation de cicatrice ce qui peut limiter les fonctions orales.
- pas d'effet antibactérien

- technique lente fastidieuse pour certains cas
- risque de récurrence pour certaines lésions
- plus invasif pour des interventions mineures.

5. Les autres techniques de prélèvement

D'autres outils sont mentionnés pour permettre une coupe rapide, précise des tissus avec un saignement minimal et une bonne cicatrisation.

5.1 Le bistouri électrique [10,13]

Le bistouri électrique est un générateur d'électricité de haute fréquence dont l'avantage réside dans le fait de ne produire qu'un effet thermique. Il entraîne selon les appareils, les réglages et les types d'électrodes des effets chirurgicaux de section ou de coagulation. La fonction de coupe est obtenue à une température supérieure à 100°C, suite à la chaleur accumulée qui entraîne une vaporisation du liquide intracellulaire et extracellulaire. Cette température est générée par un courant d'ondes entretenues avec une forte puissance, de l'ordre de 400 W. La fonction de coagulation repose sur l'induction d'un échauffement et d'un dessèchement des colloïdes à l'intérieur des vaisseaux sanguins à une température inférieure à 100°C. En chirurgie orale, le bistouri électrique offre un confort opératoire pour le praticien en raison de la possibilité d'opérer facilement sans pression dans un site difficile d'accès tout en bénéficiant d'un effet d'hémostase immédiate. Il est indiqué notamment dans les chirurgies des freins, des crêtes flottantes.

Le bistouri électrique est proscrit pour la biopsie car il détruit une partie du tissu prélevé et le rend ininterprétable à l'évaluation histologique du fait des artéfacts thermiques provoquant déshydratation, coagulation et nécrose sévère au niveau des marges périphériques (figure 17). L'intégration d'un système de refroidissement est rare. De plus des délais plus longs de cicatrisation ont été rapportés [14].

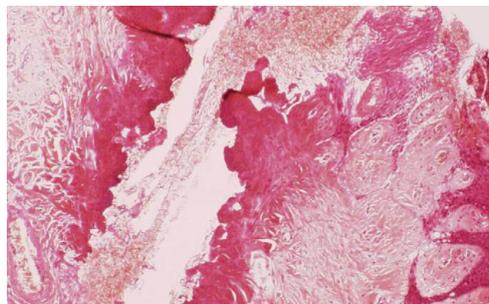


Figure 17 : Prélèvement réalisé au bistouri électrique, notez la carbonisation du conjonctif de chaque côté du passage de l'électrode (HES × 25)[15].

5.2 Le laser

L'attrait pour le laser s'explique par ses propriétés de thermo-coagulation et ses capacités d'incision des tissus mous, mais la chaleur accumulée lors de l'incision peut représenter un facteur d'altération des tissus. Sa validité en biopsie pour les lésions buccales et par rapport au bistouri conventionnel est un sujet de controverse et l'objet de notre présente étude.

Partie 3 - ETUDE COMPARATIVE BIOPSIE LASER - BIOPSIE LAME FROIDE : REVUE DE LA LITTERATURE

1. Contexte scientifique

Parmi les principaux avantages de la chirurgie laser, on peut citer : la précision, l'effet hémostatique en per- et post-opératoire, la décontamination du site chirurgical, et la réduction de l'inflammation et de la douleur post-opératoire.

Cependant, les effets thermiques engendrés par les lasers peuvent aussi provoquer des dommages au niveau de l'architecture du tissu prélevé. Or, on sait que tout artéfact peut être à l'origine d'erreur de diagnostic et alors compromettre l'établissement d'un traitement sûr et ciblé [16, 17]. Ceci est d'autant plus vrai pour la caractérisation des lésions malignes ou suspectes de malignité. En effet, l'intégrité des marges d'exérèse est capitale pour l'évaluation du potentiel d'infiltration.

Ainsi, les avis sur l'usage du laser pour biopsier les lésions en odontostomatologie sont mitigés. Beaucoup d'auteurs, par principe de précaution, contre-indiquent le laser comme outil de prélèvement mais le recommande comme outil complémentaire de traitement [18, 15]. D'autres soutiennent son usage pour le prélèvement et le traitement chirurgical de lésions telles que les leucoplasies, les érythroleucoplasies [19, 20], certains carcinomes au stade précoce et même des carcinomes verruqueux à un stade plus avancé [21] ; constatant que le taux de survie à 5 ans sont comparables à celles obtenues en employant d'autres méthodes chirurgicales [22].

Actuellement, les praticiens peuvent choisir entre le bistouri, le laser ou la cryochirurgie, mais il n'existe pas d'étude, avec un haut niveau de preuve, qui recommandent une option plus qu'une autre. Il n'y a pas de consensus dans la littérature.

Par ce travail, nous aimerions savoir qu'elle est la validité d'une biopsie laser d'une lésion de la muqueuse buccale? Quels sont les avantages et les limites par rapport à la biopsie à lame froide ? Trouve-t-elle une justification pour l'intégrer dans la pratique quotidienne?

Pour répondre à ses questions, nous avons réalisé une étude comparative entre biopsie au laser et biopsie à lame froide, basée sur quatre critères de jugements qui conditionnent la réussite d'une biopsie. Ces critères sont :

- L'intégrité des marges d'exérèse
- La possibilité d'établir un diagnostic histologique fiable
- Les conditions peropératoires du prélèvement
- Les complications post-opératoires

2. Critères de sélection des études

Nous avons réalisé une revue de littérature, à partir d'articles publiés entre 2005 et 2017. La sélection des articles a été réalisée sur le moteur de recherche Pubmed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) et Google Scholar. Les mots clés étaient :

-« laser biopsy », « scalpel biopsy » : 79 articles obtenus.

-« laser biopsy », «histological diagnostic », «oral lesion »: 14 articles obtenus.

-« laser artifact», « diagnostic», « biopsy», « oral lesions» : 138 articles obtenus.

-« laser biopsy», « histological evaluation», « oral benign lesions»: 4 articles obtenus.

Nous avons inclus les articles présentant des lasers différents. Les études chez l'animal ont été également incluses.

Les études sur la biopsie laser sont peu nombreuses et se caractérisent par leur hétérogénéité. Il est difficile de réaliser une comparaison entre les lasers employés car de multiples variables interviennent: type des lasers, puissance, mode, temps de travail. Le nombre et le type de lésions diffèrent également. Nous reviendrons plus loin sur chacun de ces paramètres afin de tenter de comprendre comment ils modulent et influencent les résultats entre les études.

Au total, 19 articles ont été sélectionnés pour ce travail (tableau 2).

Tableau 2. Récapitulatif des études sélectionnées sur la biopsie laser des tissus mous buccaux

	Etudes	LASER	Paramètres	Groupe contrôle lame froide	Nombre de patient	type de lésion
1	Amaral 2005 [23]	Diode	2 - 3,5 W fibre 600 µm	oui	34	hyperplasie fibreuse
2	Mathur 2015 [24]	Diode 810 nm	0,7 - 2 W; mode continu fibre 400 µm	-	4	lésions bénignes
3	Romeo 2014 [25]	Diode 808 nm, KTP 532 nm	Diode 2W ; 2400 J/cm ² ; fibre 320 µm KTP 1,5 W ; 212 J/cm ² ; fibre 300 µm	Non mentionné	17	lésions bénignes
4	Angiero 2012 [26]	Diode 808 nm	1,6-2,7 W ; mode continu, fibre 320 µm	Non mentionné	608	lésions de la cavité buccale
5	Chawla 2014 [27]	Diode 810 nm	2W ; mode pulsé (30 ms)	-	1	fibrome
6	Tamarit 2005 [28]	CO ₂ , Erbium, diode	4-6 W	-	120	lésions hyperplasiques fibreuses
7	Suter 2012 [29]	CO ₂	5 W ; mode continu et pulsé (140 Hz, 400 µs) fibre 200 µm	oui	60	lésions hyperplasiques similaires
8	Tuncer 2010 [30]	CO ₂	-	oui	43	lésions de la muqueuse orale
9	Bornstein 2005 [31]	CO ₂	-	-	139	avec 164 lésions
10	Yague 2009 [32]	CO ₂	5-7 W	oui	68	mucoécèles
11*	Seoane 2010 [33]	CO ₂	à 3, 6, 9, et 12 W mode pulsé (0,05 s)	oui	25	muqueuse de souris
12*	Palaia 2014 [34]	New generation superpulsed laser 10600 nm	2 - 4 W mode continu et en mode pulsé (50 Hz)	oui	31	langues de cadavre de porc
13	Seoane 2013 [35]	Er,Cr : YSGG 2780 nm	0,1-8 W ; mode pulsé (10-15 Hz) ; 2W; mode pulsé (20 Hz) ; 140 µs, 35,7 J/cm ² fibre 600 µm	-	4	leucoplasies
14	Vescovi 2010 [36]	Nd: YAG	3,5W; mode pulsé (60 Hz) et 5 W; mode pulsé (30 Hz) fibre: 320 µm	oui	26	lésions fibro-épithéliales
15*	Romeo 2011 [37]	Er:YAG	60 à 150 mJ ; 21 à 53 J/cm ² ; fibre: 600µm sans spray d'eau	oui	5	langue de cadavre de porc
16*	Roméo 2010 [38]	KTP 532 nm	2 à 3 W, de 141 à 212 J/cm ² ; fibre: 300 µm	oui	5	langue de cadavre de porc
17	Suter 2010 [39]	CO ₂ , Diode 810 nm	CO ₂ : 5W ; mode continu et pulsé (140 Hz, 400 µs) ; Diode : 5-12 W ; en mode pulsé fibre 200 µm et 400 µm	Non mentionné	15	hyperplasie fibreuse
18	Suter 2017 [40]	CO ₂ , Er:YAG	CO ₂ : mode pulsé (140 Hz, 400 µs, 33mJ) Er:YAG : mode pulsé (35 Hz, 297 µs, 200 mJ)	Non mentionné	32	hyperplasie fibreuse
19*	Azevedo 2016 [41]	Er :YAG, CO ₂ , Diode, Nd :YAG	Er :YAG, 2-4 W; CO ₂ , 3,5-7 W Diode 3,5 W; Nd :YAG, 6W, 40Hz	oui		coupe de langue de porc

* étude chez l'animal

3. Résultats et discussion

3.1 Lasers utilisés

Plusieurs lasers ont été utilisés pour la biopsie-exérèse des lésions bénignes de la cavité buccale et comparés à la biopsie à lame froide. Il s'agit des lasers : Diode, CO₂, Er:YAG, KTP et Nd:YAG. Les paramètres utilisés sont variables entre les études :

Lasers	Puissance ou fluence
Diode	0,7 à 3,5 W
CO ₂	2 W à 12 W
Nd:YAG	3,5 W à 6 W
Er:YAG	21 à 53 J/cm ²
KTP	141 à 212 J/cm ²
Er,Cr:YSGG	35,7 J/cm ²

Le diamètre de la fibre des différents lasers utilisés variait de 200 µm à 600 µm.

3.2 Lésions étudiées

Les lésions de la cavité buccale prélevées au laser dans ces études sont des :

- hyperplasies fibreuses de cause traumatique (figure 18 et 19)
- fibromes (figure 20)
- granulome pyogène
- papillome (figure 21)
- mucocèle
- granulome à cellule géante
- hyperkératose,
- hyperplasie squameuse
- hémangiome
- lichen plan
- ulcération
- incision des lésions avec suspicion de malignité
- leucoplasie verruqueuse, homogène (figure 22 et 23)



Figure 18 : Biopsie-exérèse d'une épulis fissurée au laser diode [23].



Figure 19 : Hyperplasie fibreuse prélevée au laser CO2 [29].



Figure 20 : Fibrome chronique au palais avant et après biopsie exérèse laser diode [24].



Figure 21 : Papillome au niveau du palais dur avant et après biopsie exérèse au laser diode [24].

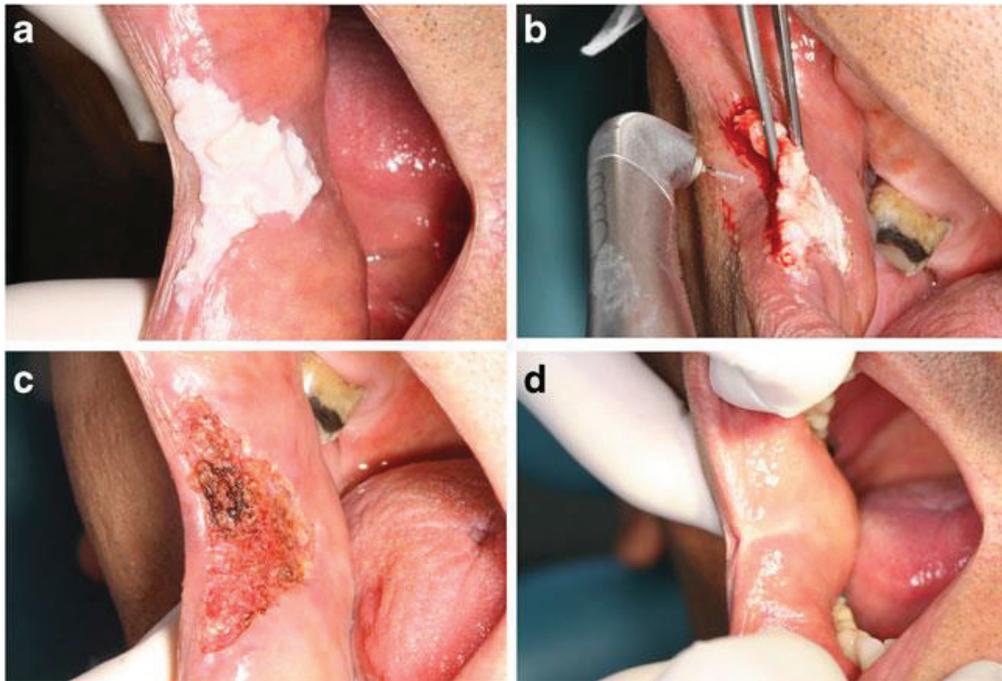


Figure 22 : A. Leucoplasie verruqueuse de la joue, B. et C. Biopsie-exérèse au laser Er,Cr :YSGG, D. vue postopératoire à 5 semaines [35].

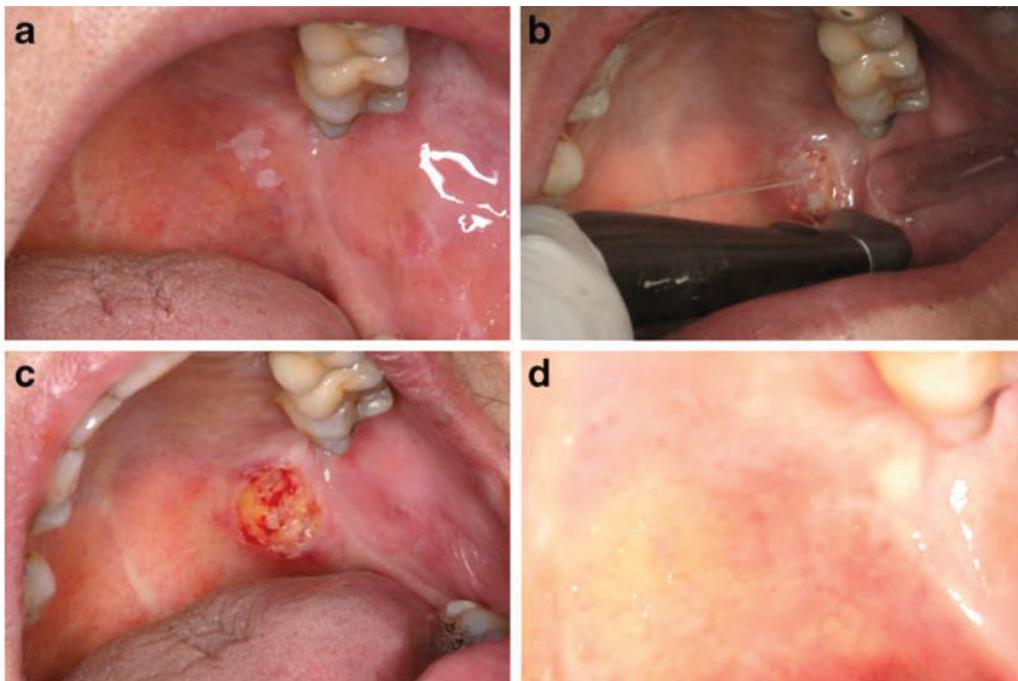


Figure 23 : Excision de leucoplasie homogène au niveau du palais mou avec le laser Er,Cr:YSGG et vue post-opératoire à 4 semaines [35].

3.3 Méthode d'évaluation de la qualité des coupes histologiques

L'évaluation histologique des échantillons diffèrent entre les études. Les coupes sont examinées :

- Soit par 2 anatomopathologistes différents ; ils travaillent séparément pour juger de la lisibilité des coupes après incision laser et établissent un consensus [26, 33, 37, 41].
- Soit le même pathologiste examine les coupes en aveugle, en ne sachant pas le type de mode ou le laser utilisé.

3.4 Intégrité des marges d'exérèse

A cause de leur effet photo-thermique, les lasers créent une bande de coagulation au niveau du trait d'incision. Par contre, il n'y a pas de dommage thermique lors de la biopsie à la lame froide. L'incision au laser entraîne ainsi des modifications au niveau des marges d'exérèse, à la fois sur le plan :

→ qualitatif = créations d'artéfacts

→ et quantitatif = extension en profondeur du dommage thermique

3.4.1 Création d'artéfacts

L'effet photo-thermique entraîne des artéfacts portant atteinte à l'épithélium et au conjonctif [33].

- **Artéfacts au niveau de l'épithélium**

Ces modifications structurelles peuvent se présenter sous formes de « cloque », de fente, d'érosion, d'une perte intra-épithéliale ou sous-épithéliale de l'attachement et/ou d'une rétraction des couches épithéliales. Elles peuvent aller jusqu'à simuler des artéfacts d'atypies cellulaires avec des dysplasies légères. Ainsi, les artéfacts les plus fréquemment retrouvés sont un polymorphisme cellulaire et nucléaire et l'hyperchromatisme du noyau. La fusion cellulaire, la perte d'adhérence des cellules entre elles sont aussi présents (figure 24).

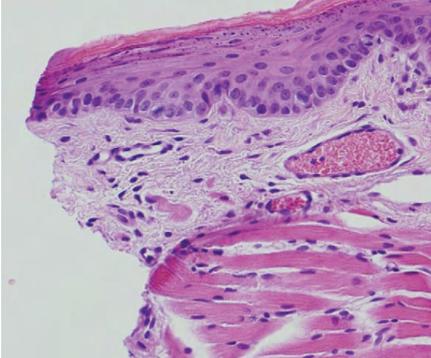
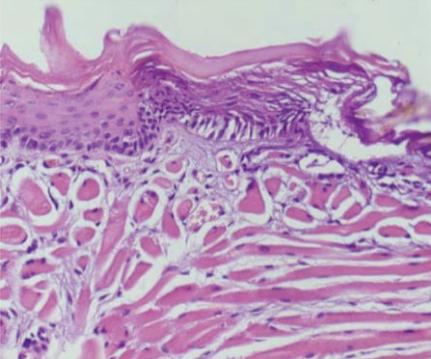
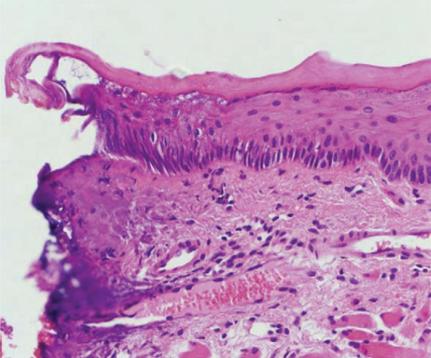
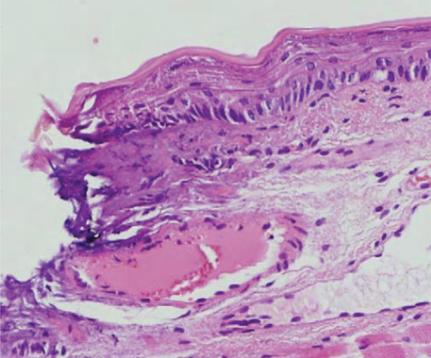
	<p>Incision à la lame froide. Absence d'artefacts</p>
	<p>Incision au laser CO2 (3W), créant une perte d'adhérence, un hyperchromatisme et une élévation nucléaire au niveau des couches basales</p>
	<p>Incision au laser CO2 (9 W), avec hyperchromatisme et élévation nucléaire dans la couche basale et supra basale</p>
	<p>Incision au laser CO2 (12 W), affichant des artéfacts qui simulent des changements de types dysplasies épithéliales</p>

Figure 24 : Coupes histologiques de langue chez la souris, qualités des marges d'exérèse après incision à la lame froide ou au laser HEx40 [33]

▪ **Les artéfacts au niveau du conjonctif :**

Les lasers peuvent entraîner une carbonisation tissulaire ou une dessiccation (= déshydratation) et/ou d'une dénaturation du collagène. Cela engendre des vaisseaux lymphatiques collabés, des érythrocytes coagulés, une stase vasculaire et une thrombose artérielle (figure 25).

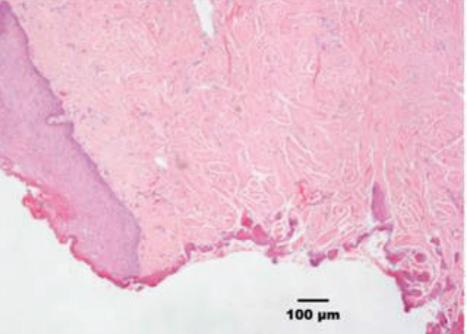
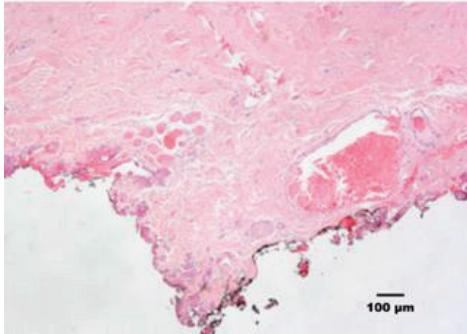
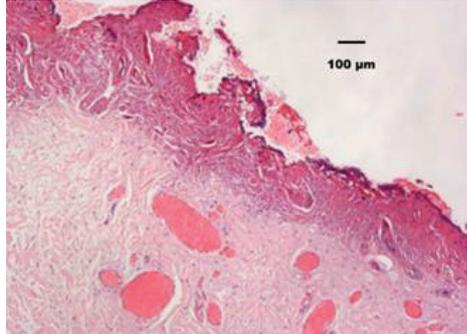
	<p>Incision à la lame froide n°15.</p>
	<p>Incision réalisée laser Nd:YAG (3.5 W, 60 Hz, fibre 320 µm) créant des modifications tissulaires sur une profondeur de 150 µm.</p>
	<p>Incision réalisée Nd:YAG laser (5 W, 30 Hz, fibre 320 µm) créant des modifications tissulaires sur une profondeur de 500 µm : carbonisation (dénaturation collagénique) et présence d'une couche éosinophile dense et de modifications vasculaires.</p>

Figure 25 : Coupe de lésions fibreuses HE x10, mise en évidence des modifications conjonctives après incision lame froide versus laser [36].

Les auteurs montrent que quel que soit la puissance employée (3 à 12 W), les lasers sont source d'artéfact sur la marge d'incision.

Les dommages thermiques sont aussi dépendants du type de laser utilisé et les paramètres utilisés. Cercadillo et al. [47] ont comparé les dommages produits par le laser Er,Cr:YSGG, le laser CO2 et le laser diode sur muqueuse porcine à différents paramètres. Ils concluent que les coupes ayant le moins de dommage thermique étaient celles effectuées au laser Er,Cr:YSGG avec spray air/eau suivies du

laser CO2 et du laser diode. Enfin, Gonzales et al. [46] comparent les dommages et le types d'artefacts induit par le laser CO2 et le laser Er,Cr:YSGG. Ils confirment que le laser Er,Cr:YSGG (2-4W) provoque des artefacts cellulaires significativement plus faibles et moins de dommages épithéliaux que le laser CO2 (3-10W).

Bien que les artefacts peuvent simuler des dysplasies légères, il n'a jamais été trouvé de signes de dysplasie de haut grade (telles que la perte de polarité des cellules basales, la présence de plus d'une couche de cellules basale, une stratification épithéliale irrégulière, un nombre accru de figures mitotiques, des figures mitotiques anormales, la présence de figure mitotique dans la moitié superficielle de l'épithélium et la présence d'îlot de kératinisation dans la couche granuleuse). Cela suggère que l'emploi du laser peut minimiser le risque d'erreur de diagnostic concluant à de fausses dysplasies de haut grade [33].

3.4.2 Profondeur des dommages thermiques

L'incision au laser crée des dommages thermiques au niveau des marges d'exérèse. Les études montrent que la profondeur de ces dommages ne s'étend pas au-delà du millimètre (tableau 3).

Cependant, la profondeur des dommages varie en fonctions de divers paramètres :

- de paramètres opérateur dépendant : liés à l'expérience du praticien et de son geste (le temps d'application du faisceau, la vitesse de coupe, la pression appliquée, le respect de la distance du faisceau laser par rapport à la cible dite distance focale.
- de paramètres non opérateur dépendant : liés au type de laser (longueur d'onde) et les paramètres appliqués tels que le mode d'émission (continu ou pulsé), la puissance, la fluence ainsi que la nature de la lésion à biopsier.

Tableau 3. Mesure moyenne de la profondeur des dommages thermiques en fonction des lasers

Type de laser	Etudes	Profondeur du dommage thermique (moyenne en μm)
Diode	[25]	382 \pm 149
	[26]	282,8
	[39]	754,23
	[41]	456,15
CO2	[33]	298,7 \pm 150,7
	[34]	95 pour l'épithélium/ 245 pour le conjonctif
	[29]	166,5 en mode continu / 162,5 en mode pulsé
	[39]	225,46 en mode continu / 233,76 en mode pulsé
	[40]	74,9
KTP	[38]	125
Nd: YAG	[36]	363,7 pour l'épithélium / 459,1 pour le conjonctif
	[41]	670 ,68
Er:YAG	[40]	34,0
	[41]	74,66
Er,Cr :YSGG	[35]	26,6 \pm 25,3

Facteurs influençant la profondeur des dommages thermiques

→ Type de laser :

Il semble que les dommages soient moins profonds avec les lasers Er:YAG, CO₂, KTP et Er,Cr:YSGG qu'avec les lasers diode et Nd:YAG dont le faisceau est plus pénétrant (tableau 3). Dans leur étude, Suter et al. [40] comparent les dommages produits par le laser CO₂ et le laser Er:YAG, lors de biopsie-exérèse d'hyperplasies fibreuses. Le laser Er:YAG a montré une meilleure préservation de l'intégrité des tissus que le laser CO₂, avec une zone de dommage réduite à l'évaluation histologique (figure 25). Les auteurs soulignent, cependant, la nécessité de faire d'autres études avec des cohortes plus large pour confirmer ces résultats.

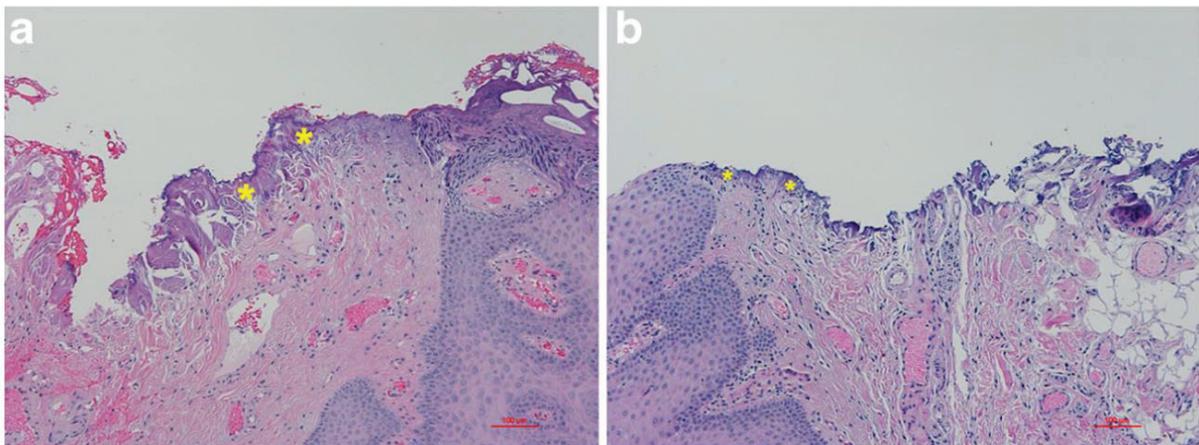


Figure 25: Coupes histologiques mettant en évidence la profondeur des dommages (astérisque) après biopsie effectuée (a) au laser CO₂ (140 Hz, 33 mJ) et (b) au laser Er:YAG (35 Hz, 200 mJ) [40].

→ Puissance appliquée :

Dans une étude sur muqueuse de souris utilisant le laser CO₂, Seoane et al. [33] montrent qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative dans la profondeur des dommages thermiques épithéliaux entre faibles puissances (3W) et puissance plus élevées (6, 9, 12 W). Palaia et al. [34] ont comparé, sur muqueuse linguale porcine, les artefacts thermiques produits par le laser CO₂ (2 à 4 W) en mode continu et pulsé (50Hz). Ils montrent que les dommages thermiques sont négligeables pour tous les groupes. En conclusion, ils recommandent un paramétrage de 3 W en mode continu ou pulsé (50 Hz) car il associe une bonne efficacité de coupe et des dommages thermiques minimales (figure 26).

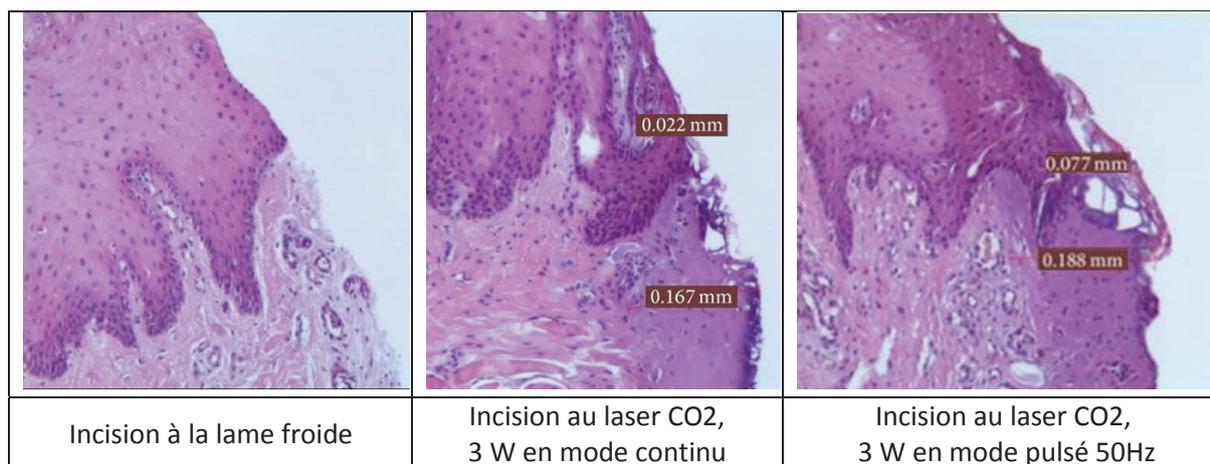


Figure 26: Profondeurs des dommages thermiques (en mm), après incision sur muqueuse linguale de porc, au laser CO2 par rapport à la lame froide [34].

En revanche avec un laser diode, D'Arcangelo et al. [42] montrent que les dommages thermiques sont réduits à de faibles puissances et qu'une meilleure guérison des plaies est observée à une puissance de 4 W au lieu de 6 W.

Concernant le laser Nd-YAG, Vescovi et al. [36] concluent que la qualité de l'incision est meilleure et la profondeur des dommages thermiques moins importante, quand on utilise de hautes fréquences (60 Hz vs 30 Hz) à une puissance réduite (3,5 W vs 5W).

Pour le laser Er:YAG, Romeo et al. [37] montrent des dommages minimums avec d'énergie entre 80 - 100 mJ et de fluence entre 28-35 J/cm².

→ Le mode d'émission appliqué :

Le mode d'émission peut avoir une conséquence sur l'extension des dommages aux marges des coupes histologiques. En effet, le mode pulsé est connu pour réduire les dommages thermiques. Walsh et al. [43] dans une étude chez le rat, utilisant le laser CO2, ont rapporté une réduction de cette zone lorsque la durée du pulse diminuait : à 50 ms, 2 ms, 600 µs et 2 µs on obtenait respectivement une profondeur de : 750, 170, 70 et 50 µm.

Aussi lors d'exérèse de lésions de langue humaine avec le laser CO2, Matsumoto et al. [44] rapportent des différences statistiquement significatives entre mode pulsé (269 ± 38,72 µm) et mode continu (306 ± 32,04 µm), mais les résultats étaient difficiles à comparer vu le nombre faible de patient (n=10) et que différentes lésions étaient étudiées.

En contraste à ces résultats, Suter et al. [40], dans une étude portant sur l'exérèse de 60 hyperplasies fibreuses avec le laser CO2, concluent qu'aucune différence significative dans la profondeur du

dommage thermique n'a été trouvée entre les 2 modes d'émission. La moyenne des dommages histologiques était similaire (166,5 μm et 162,5 μm) et les 2 modes étaient appropriés pour l'excision des lésions des muqueuses orales (figure 27).

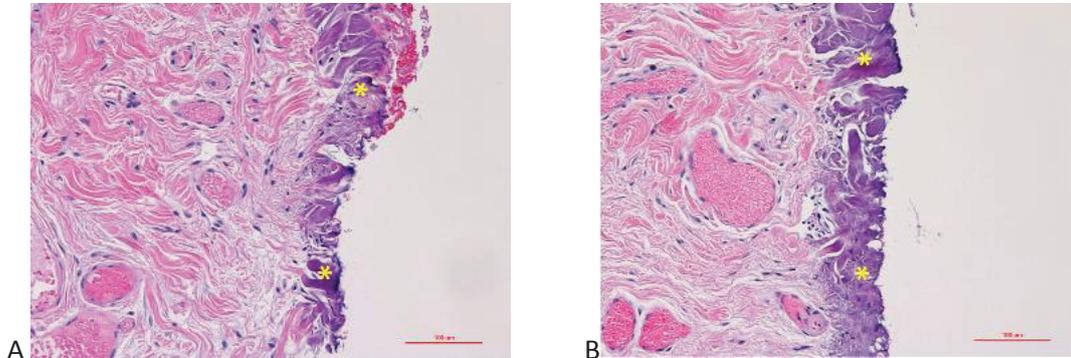


Figure 27: Profondeur des dommages thermiques après incision au laser CO2 (A) en mode continu et (B) en mode pulsé [40].

→ La nature des lésions :

Romeo et al. [25], dans une étude portant sur 17 biopsies des lésions bénignes réalisées au laser diode et KTP, observent que la réponse au laser est liée au type de lésions. Ainsi, ils suggèrent d'élargir les marges de la lésion à biopsier lorsqu'il s'agit de lésions inflammatoires, en particulier le lichen plan où les dommages thermiques ont été plus élevés (figure 28).

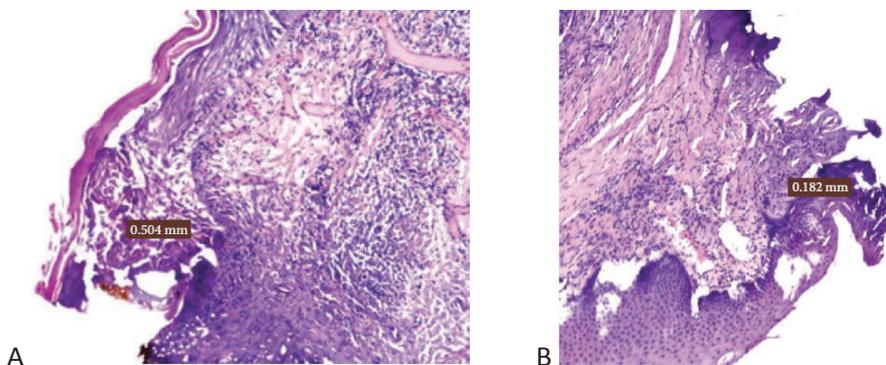


Figure 28: Profondeur des dommages thermiques lors de la biopsie laser diode et KTP (A) d'un lichen plan oral (B) d'un granulome à cellule géante [25].

Les dommages thermiques ont été évalués pour chaque pathologie, leurs extension est variable en fonction de la nature de la lésion [25] :

Lésion	Profondeur du dommage thermique en mm
Mucocèle	0,245 \pm 0,162
Fibrome	0,382 \pm 0,149
Hyperkératose	0,336 \pm 0,106
hyperplasie squameuse	0,473 \pm 0,105
Granulome à cellule géantes	0,182
Macule mélanique	0,149

→ La distance focale :

La profondeur du dommage thermique est corrélée à la densité d'énergie appliquée aux tissus qui est elle-même dépendante : de la distance focale, de la taille de la pointe et du temps d'application du faisceau.

La distance focale doit être maintenue à une distance constante de la cible lors de l'incision par le praticien, mais cela n'est pas toujours aisé à standardiser. De plus, la vitesse de coupe et les conditions cliniques peuvent aussi entraîner une variation des dommages observés.

3.5 Diagnostic histologique

Comme nous venons de le voir, la zone d'incision au laser est marquée par une zone de coagulation, elle est bien délimitée et aisément reconnaissable. Les études montrent que même si les valeurs d'extensions diffèrent d'un type de laser à l'autre, celle-ci ne crée pas d'altération significative pouvant porter atteinte à la possibilité d'établir un diagnostic histologique [26, 28, 29, 35, 36, 40]. Ainsi, **les dommages thermiques aux bordures des biopsies n'ont jamais entravé l'établissement d'un diagnostic ferme par les pathologistes.**

Dans un essai clinique contrôlé randomisé, Amaral et al. [23] montrent qu'aucun dommage tissulaire causé par le laser, après biopsie-exérèse de lésions fibro-épithéliales bénignes, n'a été observé dans le reste de la biopsie. Ainsi, un diagnostic sûr peut être rendu dans tous les cas. Les lésions avaient une taille comprise entre 5 et 90 mm (figure 29).

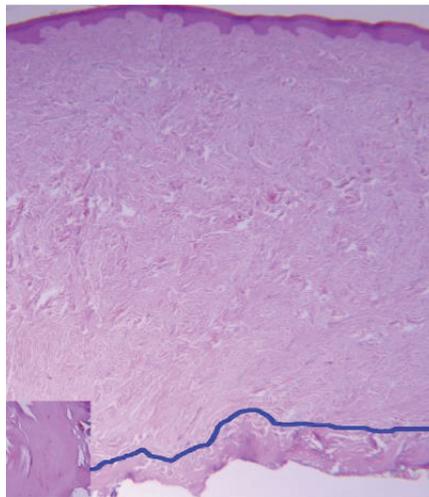


Figure 29 : Coupe histologique d'une hyperplasie fibreuse de la muqueuse buccale après exérèse au laser diode (HE x 25). On observe une couche d'épithélium hyper kératinisé avec la lamina propria bien dense. Une bande de nécrose de coagulation est présente au bord inférieur de la coupe à l'opposé de la couche de l'épithélium et délimitée par la ligne bleue [23].

La taille des lésions est un facteur important à prendre en compte. En effet, il a été démontré que pour des lésions inférieures à 3 mm, les dommages thermiques étaient plus importants à la fois sur l'épithélium et la lamina propria (figure 30). Le diagnostic histologique était impossible dans 46,15% des lésions dont la taille, après passage en paraffine, était en dessous de 3 mm [26]. Vescovi et al. ont trouvé des dommages sérieux dans les échantillons de 26 lésions fibro-épithéliales, prélevées au laser Nd:YAG, dont la taille moyenne étaient inférieure à 7 mm [36].

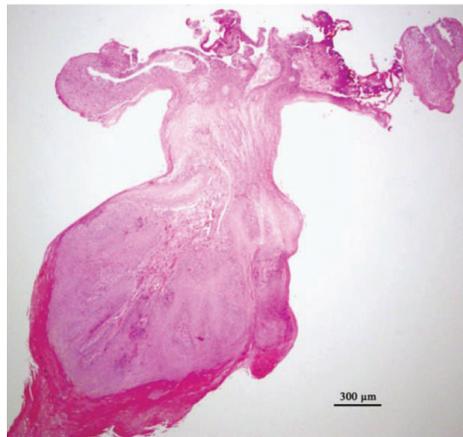


Figure 30 : Coupe histologique d'un papillome squameux après incision laser. La lésion mesure 2,33 mm et les marges de la carbonisation paraissent importantes par rapport à taille de l'échantillon (HEx 40) [26].

Lésions bénignes :

Malgré des modifications architecturales périphériques, le diagnostic histologique pour ce type de lésion a été possible dans toutes les études citées. En effet, les dommages thermiques localisés dans la zone d'incision n'ont pas compromis pas l'analyse des échantillons. Ainsi, il est possible d'obtenir un diagnostic histologique valide et sûr pour les lésions bénignes. Cependant, afin d'avoir une lecture fiable des coupes après biopsie laser, les auteurs formulent des recommandations pour limiter quantitativement et qualitativement les modifications induites par l'effet thermique du laser :

- Différencier les lésions selon leur potentiel dysplasique en 2 groupes : les lésions bénignes pour lesquelles le laser représente une option valide pour la biopsie (fibrome, hémangiome, hyperplasie gingivale, mucocèle, etc) versus les lésions à suspicion maligne où à potentiel de malignité (leucoplasie, lichen plan, mélanome, carcinome) où les dommages thermiques périphérique peuvent mener au risque de mal cerner l'extension périphérique réelle de la lésion [26].
- Elargir la zone à prélever de 0.5 mm à 1 mm [29, 40], afin d'inclure plus de tissu sain et de limiter la diffusion de l'effet thermique, en particulier dans les lésions inflammatoires [37].

- Eviter les lésions de petite taille, selon les auteurs, de moins de 7 mm [36], ou de moins de 5 mm [26]. A noter que cette recommandation est valable aussi pour une biopsie à la lame froide.
- Procéder à une analyse histologiquement systématique pour toutes les lésions prélevée au laser : aussi bien celles à potentiel de malignité que celle d'apparence bénignes [18].

Lésions malignes ou potentiellement malignes :

La biopsie laser des lésions malignes ou potentiellement malignes de la muqueuse buccale est plus rare dans la littérature. Mais certains auteurs n'excluent pas le fait d'utiliser le laser pour la biopsie de ces lésions malgré les artéfacts thermiques, en s'assurant d'inclure des marges supplémentaires de tissu sain par rapport à la biopsie conventionnelle [34, 37].

Une étude descriptive portant sur 4 patients a montré des résultats positifs, sans compromettre le diagnostic, lors de l'utilisation du laser Er,Cr:YSGG pour la biopsie de leucoplasies homogènes et non homogènes [35]. Après biopsie-exérèse au laser, un contrôle de cicatrisation a été conduit toutes les semaines jusqu'à guérison complète et les patients ont été admis dans une liste de programme de suivi à long terme. La profondeur des dommages thermiques au marge des incisions était en moyenne de $26,6 \pm 25,3 \mu\text{m}$. Les auteurs concluent que l'incision au laser Er,Cr:YSGG induit une quantité faible d'artéfacts thermiques aux marges chirurgicales et évite l'interférence diagnostic avec de réels bords dysplasiques. La perte d'adhérence intercellulaire était l'artéfact thermique le plus fréquent, deux cas ont présenté des cellules fusiforme avec un hyper chromatisme des nucléi.

Concernant les autres lasers comme le CO₂, le diode et Nd:YAG, les marges de sécurité doivent être plus importantes, car des artéfacts thermiques sont plus fréquents et compromettent le diagnostic des pathologies à suspicion de malignité [17, 33, 39, 40].

Des études supplémentaires sont nécessaires pour ce type de lésion (essais cliniques contrôlés et randomisés) avec des séries de cas plus larges pour confirmer ces résultats.

4. Conditions peropératoires du prélèvement

A travers cette revue de littérature, les auteurs ont conclu à de meilleures conditions de prélèvement lors de l'utilisation du laser par rapport à la lame froide [27, 30, 31, 32].

En effet, les quantités d'anesthésiques lors de la biopsie laser sont réduites par rapport aux techniques conventionnelles [23, 30].

La chirurgie est moins invasive, plus rapide, avec un effet hémostatique efficace permettant une bonne visibilité du champ opératoire. Il est très utile pour pratiquer des interventions chirurgicales chez les

patients atteints de troubles de la coagulation. Dans la plupart des cas, les prélèvements ne nécessitent pas de sutures [29, 40] (figure 31). Les seules complications hémorragiques peropératoires ont été constatées lors de section de petites artères. En effet, le laser CO2 ne peut pas sceller des vaisseaux de diamètre supérieur à 500 μm ; les saignements de vaisseaux plus importants nécessitent donc des techniques hémostatiques standards [31].



Figure 31 : (A) Biopsie-exérèse d'un mucocèle au laser CO2 (B) Hémostase due au laser (C) Cicatrisation à 2 semaines [32].

La biopsie au laser est aussi bien acceptée par les patients, mais il n'y a pas de différence statistiquement significative concernant la satisfaction des patients entre les deux techniques de prélèvement [23].

Ainsi, le laser peut être considéré comme un outil alternatif pour de nombreuses biopsies-exérèses.

5. Complications postopératoires

Après une incision au laser, les dommages aux tissus avoisinants sont minimisés grâce à une diminution du saignement et une décontamination du site chirurgical. Les complications les plus rapportées sont un œdème postopératoire [23].

Concernant la perception de **la douleur** en post-opératoire, les études rapportent souvent une réduction de celle-ci après excision laser par rapport à la lame froide. Ainsi Haytac et al. ont trouvé significativement moins de douleurs post-opératoires après freinectomie au laser CO2 comparé au bistouri lame froide [45]. Ceci s'explique, en partie, par l'effet thermique : il crée une fine couche de collagène dénaturé qui agit comme un pansement biologique en scellant les terminaisons des nerfs sensitifs [29]. Cette couche agit comme une barrière protectrice contre les bactéries et les frictions mécaniques. Dans un essai clinique contrôlé randomisé, Suter et al. évaluent la perception de la douleur après biopsie-exérèse de 32 lésions fibreuses, au laser CO2 et au laser Er:YAG. Pour les deux types de traitement, la prise d'antalgique est faible. Sur une échelle visuelle analogique d'évaluation de la douleur (de 0 à 10), en moyenne un indice entre 3 et 5 a été retrouvé le jour de l'intervention,

puis 0 les jours suivants. Dans l'étude de Bornstein et al., sur les 139 patients traités au laser CO2 pour différentes lésions buccales, 72,7% ont eu recours localement à un pansement adhésif, sans qu'aucune autre médication antalgique après l'intervention ne soit nécessaire [31]. Enfin, on peut citer l'étude de Tuncer et al qui comparent la chirurgie conventionnelle avec le laser CO, appliquée à des pathologies des tissus mous oraux. Dans le groupe conventionnel, 90 % des patients ont eu recours aux antalgiques après l'opération, contre 29 % seulement dans le groupe laser [30].

L'effet antalgique peut aussi être potentialisé par l'utilisation après exérèse de lasers de faible puissance. Ils ont une action antalgique :

- en agissant sur la conduction nerveuse (augmentation de la synthèse d'endorphines, diminution du potentiel d'action par l'augmentation de la synthèse d'ATP) [48, 49]
- en favorisant la guérison par une augmentation du flux sanguin et la vasodilatation des capillaires sanguins [50],
- en ayant un effet anti-inflammatoire (diminution de la production de prostaglandines E2 et de l'interleukine β 1) [51,52].

La **cicatrisation** est de bonne qualité avec les lasers. Grâce à leur propriété de biostimulation, ils permettent un raccourcissement de la phase inflammatoire et favorise la régénération des cellules épithéliales et des fibroblastes [53, 54]. D'Arcongelo et al. [42] ont montré que la cicatrisation est influencée par les paramètres du laser CO2 : celle-ci est jugée moins bonne (mais non compromise) à 6 W qu'à 4W. Dans cette étude, ils montrent aussi que l'analyse immunohistochimique révèle plus de cellules et de marqueurs inflammatoires dans le groupe scalpel que dans le groupe laser. Qu'ils soient à effets thermiques ou à basse énergie, les lasers ont une action bactéricide ou bactériostatique sur de nombreuses bactéries de la cavité buccale, notamment sur *Streptococcus mutans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum* [55, 56] Ils peuvent également une action virucide sur l'Herpès simplex de type 1 [57].

Les **récidives** des lésions sont faibles lors de l'utilisation du laser. Yagüe-García et al. [32] ont comparé le bistouri au laser CO2 pour la résection de mucocèle chez 68 patients. Parmi les cas traités au bistouri, des récidives ont été rapportées dans 8,8 % des cas et 13,2 % des patients ont souffert de complications (cicatrice fibreuse, paresthésie transitoire de la lèvre, saignement postopératoire), tandis qu'il n'existait aucune complication ou récidive pour les cas traités au laser CO2.

Enfin, les auteurs soulignent le rôle du laser dans la prévention du développement de métastase. Durant la biopsie, l'effet thermique des lasers entraîne la coagulation des vaisseaux et lymphatiques et empêche ainsi dissémination des cellules dysplasiques [58].

Tableau 4. Récapitulatif des avantages et inconvénients de la biopsie à la lame froide versus biopsie-laser

	Avantages	Inconvénients
Lame froide	<ul style="list-style-type: none"> - Incision nette - incision sans perte tissulaire - absence de modification thermique, ou nécrose au niveau des marges - possibilité de corriger en per opératoire le trajet de l'incision 	<ul style="list-style-type: none"> - extravasation de sang et de lymphes avec réaction inflammatoire marquée - complication per opératoire avec saignement, réduction de la visibilité - contraction des tissus lors phase de cicatrisation avec formation de cicatrice - pas d'effet hémostatique - pas d'élimination bactérienne - peut causer une dissémination de cellules tumorales - technique fastidieuse pour certains cas - risque de récidive pour certaines lésions - acte invasif pour des interventions mineures
Laser	<ul style="list-style-type: none"> - précision - visibilité du champ opératoire - chirurgie conservatrice et minimalement invasive - hémostase / peu d'hémorragie per opératoire - action antimicrobienne - guérison plus rapide avec peu de cicatrice - réduction de l'œdème post opératoire, douleur post opératoire minimale - prévention de la dissémination des cellules dysplasiques - moindre recours aux anesthésiques et aux sutures - confort du praticien - diminue le risque de récidive 	<ul style="list-style-type: none"> - bande de coagulation au niveau de la zone d'incision - création d'artéfacts cellulaires et tissulaires par les effets thermiques - nécessité d'intégrer des marges de sécurité

CONCLUSION

Le laser est un outil médico-chirurgical complexe qui requiert des connaissances et une expérience de manipulation.

Le laser présente d'excellentes propriétés chirurgicales : coupe précise, actions hémostatique et antimicrobienne, bonne visibilité du champ opératoire, réduction de la quantité d'anesthésie locale. De plus, les effets photo-thermiques et biostimulants des lasers améliorent le confort per- et post-opératoire à la fois pour le praticien et son patient.

Cependant, les effets photo-thermiques sont également responsables d'artefacts au niveau des marges d'exérèse des prélèvements. Les études montrent que les lasers engendrant le moins de dommages thermiques sont les lasers Er,Cr :YSGG, Er :YAG, et CO2.

Dans notre revue de la littérature, les artefacts thermiques n'ont jamais entravé l'établissement d'un diagnostic sûr par les pathologistes. Ainsi, ils peuvent être utilisés avec succès pour effectuer des biopsies de lésions bénignes. En revanche, peu d'études sont disponibles concernant les lésions à potentiel de malignité, des essais cliniques contrôlés randomisés sont donc nécessaires pour compléter ces résultats premiers encourageants.

Index des illustrations

- Figure 1 : Différents types de laser et leur spectre électromagnétique.
- Figure 2 : Géométrie du faisceau laser lors de sa propagation.
- Figure 3 : Mécanisme d'interaction entre un atome et un photon.
- Figure 4 : Amplification des photons par l'émission stimulée.
- Figure 5 : Principe de fonctionnement d'un laser.
- Figure 6 : A. fibre optique souple et pièce à main, B. Système de bras articulé, C. contre-angle et miroir optique
- Figure 7 : Interactions du rayonnement laser-tissu cible.
- Figure 8 : Spectre d'absorption des principaux chromophores.
- Figure 9 : Spectres d'absorption des 4 principaux chromophores des tissus dentaires.
- Figure 10 : Principaux effets lasers sur les tissus cibles.
- Figure 11 : Effets du faisceau laser lors de son interaction avec le tissu
- Figure 12 : chirurgie d'un frein lingual au laser diode situations pré- et per- et post- opératoires
- Figure 13 : Angiome au niveau de la langue.
- Figure 14 : Bistouri circulaire « punch ».
- Figure 15 : Excision en quartier d'orange, lésion à base sessile.
- Figure 16: Biopsie d'une lésion leucoplasique linguale au bistouri punch.
- Figure 17 : Prélèvement réalisé au bistouri électrique, notez la carbonisation du conjonctif de chaque côté du passage de l'électrode (HES × 25).
- Figure 18 : Biopsie-exérèse d'une épulis fissurée au laser diode.
- Figure 19: Hyperplasie fibreuse prélevé au laser CO2.
- Figure 20 : Fibrome chronique au palais avant et après exérèse laser diode.
- Figure 21: Papillome au niveau du palais dur avant et après exérèse au laser diode.
- Figure 22: A. Leucoplasie verruqueuse de la joue, B. et C. Biopsie-exérèse au laser Er,Cr :YSGG, D. vue postopératoire à 5 semaines
- Figure 23 : Excision de leucoplasie homogène au niveau du palais mou avec le laser Er,Cr:YSGG et vue post-opératoire à 4 semaines
- Figure 24 : Coupes histologiques de langue chez la souris, qualités des marges d'exérèse après incision à la lame froide ou au laser HEx40
- Figure 25 : Coupe de lésions fibreuses HE x10, mise en évidence des modifications conjonctives après incision lame froide versus laser
- Figure 26 : Profondeur des dommages thermiques après incision sur muqueuse linguale de porc au laser CO2 par rapport à la lame froide
- Figure 27: Profondeur des dommages thermiques après incision au laser CO2 (A) en mode continu et (B) en mode pulsé

Figure 28: Profondeur des dommages thermiques lors de la biopsie laser (A) d'un lichen plan oral (B) d'un granulome à cellule

Figure 29 : Coupe histologique d'une hyperplasie fibreuse de la muqueuse buccale après exérèse au laser diode (HEx 25)

Figure 30 : Coupe histologique d'un papillome squameux après incision laser. La lésion mesure 2,33 mm et les marges de la carbonisation paraissent importantes par rapport à taille de l'échantillon (HEx 40)

Figure 31 : (A) Biopsie-exérèse d'un mucocèle au laser CO2 (B) Hémostase (C) Cicatrisation à 2 semaines

Tableau 1 : Caractéristiques des principaux lasers utilisés en odontologie.

Tableau 2 : Récapitulatif des études sélectionnées sur la biopsie laser des tissus mous buccaux

Tableau 3 : Mesure moyenne d'extension des dommages thermiques en fonction des lasers.

Références bibliographiques

- 1) Brunetaud JM. Les applications thérapeutiques des lasers, Photoniques, 2002, n°8, pp. 36-41.
- 2) Rocca JP, Bertrand MF. Les lasers en médecine buccodentaire, Réalité clinique. 2012 vol. 23, n° 2 : pp. 85-94.
- 3) Rey G, Missika P. Les lasers et la chirurgie dentaire, innovation et stratégies cliniques, CdP 2010, nb pages 217.
- 4) Rocca JP. Memento Le laser en odontologie, CdP 2008, collection memento, nb pages 96.
- 5) <http://www.laser-dentaire.fr/http-laser-dentaire-e-monsite-com-/interaction-laser-et-le-tissus-vivant.html>
- 6) Augros C, Voha C, Rocca JP, Mahler P. Lasers et chirurgie orale, Réalité Clinique 2012 Vol. 23, n°2 : pp. 125-135.
- 7) Bouvet-gerbettaz S, Darcourt V, Merigo E. La thérapie laser à basse énergie en odontologie, Réalité Clinique, 2012 Vol. 23, n° 2 : pp. 149-159.
- 8) GAUZERAN D. Des lésions à risque aux cancers des muqueuses orales, CdP 2015 , pp :77-93.
- 9) MONDOLONI R. Bonnes pratiques des prélèvements oraux en exercice libéral, Thèse Université de Nice, 2008, pp : 19-23, 32-39.
- 10) <http://www.idweblogs.com/chirurgie-maxillo-faciale/2014/11/09/biopsie-dune-lesion-cavite-buccale>
- 11) Avon SL, Klieb HB. Oral soft-tissue biopsy: an overview. J Can Dent Assoc. 2012;78:c75.
- 12) Elanchezhiyan S, Renukadevi R, Vennila K. Comparison of diode laser-assisted surgery and conventional surgery in the management of hereditary ankyloglossia in siblings: a case report with scientific review. Lasers Med Sci. 2013Jan;28(1):7-12.
- 13) Farouk M, Medaghri Alaoui O, Ben Yahya I. Place du bistouri électrique en chirurgie orale. Le courrier du dentiste, 2015 , <http://www.lecourrierdudentiste.com/dossiers-du-mois/place-du-bistouri-electrique-en-chirurgie-orale.html>
- 14) Liboon J, Funkhouser W, Terris DJ. A comparison of mucosal incisions made by scalpel, CO2 laser, electrocautery, and constant-voltage electrocautery. Otolaryngol Head Neck Surg. 1997 Mar;116(3):379-85.
- 15) Raybaud H, Voha C, Cardot-Leccia N, Monteil RA . Optimisation des biopsies des muqueuses buccales. Revue Stomatol Chir Maxilofac, 2012 , pp: 397-401.

- 16) Convissar RA. Laser biopsy artifact. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997 Nov;84(5):458.
- 17) Eversole LR. Laser artifacts and diagnostic biopsy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997 Jun;83(6):639-40.
- 18) Jerjes W, Hamdoon Z, Hopper C. CO2 lasers in the management of potentially malignant and malignant oral disorders. *Head Neck Oncol.* 2012 Apr 30;4:17.Review.
- 19) Ishii J, Fujita K, Komori T. Laser surgery as a treatment for oral leukoplakia. *Oral Oncol.* 2003 Dec;39(8):759-69. Review.
- 20) Hamadah O, Thomson PJ. Factors affecting carbon dioxide laser treatment for oral precancer: a patient cohort study. *Lasers Surg Med.* 2009 Jan;41(1):17-25.
- 21) Azevedo LH, Galletta VC, de Paula Eduardo C, de Sousa SO, Migliari DA. Treatment of oral verrucous carcinoma with carbon dioxide laser. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Nov;65(11):2361-6.
- 22) Burkey MD BB, Garrett G. Use of the laser in the oral cavity. *Otolaryngol Clin North Am.* 1996 Dec;29(6):949-61. Review.
- 23) Amaral MB, de Ávila JM, Abreu MH, Mesquita RA. Diode laser surgery versus scalpel surgery in the treatment of fibrous hyperplasia: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Nov;44(11):1383-9.
- 24) Mathur E, Sareen M, Dhaka P, Baghla P. Diode Laser Excision of Oral Benign Lesions. *Journal of Lasers in Medical Sciences.* 2015;6(3):129-132.
- 25) Romeo U, Russo C, Palaia G, Lo Giudice R, Del Vecchio A, Visca P, Migliau G, De Biase A. Biopsy of different oral soft tissues lesions by KTP and diode laser: histological evaluation. *ScientificWorldJournal.* 2014;2014:761704.
- 26) Angiero F, Parma L, Crippa R, Benedicenti S. Diode laser (808 nm) applied to oral soft tissue lesions: a retrospective study to assess histopathological diagnosis and evaluate physical damage. *Lasers Med Sci.* 2012 Mar;27(2):383-8.
- 27) Chawla K, Lamba AK, Faraz F, Tandon S, Ahad A. Diode laser for excisional biopsy of peripheral ossifying fibroma. *Dent Res J (Isfahan).* 2014 Jul;11(4):525-30.
- 28) Tamarit-Borràs M, Delgado-Molina E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Removal of hyperplastic lesions of the oral cavity. A retrospective study of 128 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005;10:151-62.
- 29) Suter VG, Altermatt HJ, Dietrich T, Reichart PA, Bornstein MM. Does a pulsed mode offer advantages over a continuous wave mode for excisional biopsies performed using a carbon dioxide laser? *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70(8):1781-8.

- 30) Tuncer I, Ozçakir-Tomruk C, Sencift K, Cöloğlu S. Comparison of conventional surgery and CO2 laser on intraoral soft tissue pathologies and evaluation of the collateral thermal damage. *Photomed Laser Surg.* 2010 Feb; 28(1):75-9.
- 31) Bornstein MM, Winzap-Kälin C, Cochran DL, Buser D. The CO2 laser for excisional biopsies of oral lesions: a case series study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005 Jun;25(3):221-9.
- 32) Yagüe-García J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele-scalpel versus CO2 laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009 Sep 1;14(9):e469-74.
- 33) Seoane J, Caballero TG, Urizar JM, Almagro M, Mosquera AG, Varela-Centelles P. Pseudodysplastic epithelial artefacts associated with oral mucosa CO2 laser excision: an assessment of margin status. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Aug;39(8):783-7.
- 34) Palaia G, Del Vecchio A, Impellizzeri A, Tenore G, Visca P, Libotte F, Russo C, Romeo U. Histological ex vivo evaluation of peri-incisional thermal effect created by a new-generation CO2 superpulsed laser. *ScientificWorldJournal.* 2014 Feb 25;2014:345685.
- 35) Seoane J, González-Mosquera A, López-Niño J, García-Caballero L, Aliste C, Seoane-Romero JM, Varela-Centelles P. Er,Cr:YSGG laser therapy for oral leukoplakia minimizes thermal artifacts on surgical margins: a pilot study. *Lasers Med Sci.* 2013 Nov;28(6):1591-7.
- 36) Vescovi P, Corcione L, Meleti M, Merigo E, Fornaini C, Manfredi M, Bonanini M, Govoni P, Rocca JP, Nammour S. Nd:YAG laser versus traditional scalpel. A preliminary histological analysis of specimens from the human oral mucosa. *Lasers Med Sci.* 2010 Sep;25(5):685-91.
- 37) Romeo U, Libotte F, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Visca P, Nammour S, Polimeni A. Histological in vitro evaluation of the effects of Er:YAG laser on oral soft tissues. *Lasers Med Sci.* 2012 Jul;27(4):749-53.
- 38) Romeo U, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Gambarini G, Gutknecht N, De Luca M. Effects of KTP laser on oral soft tissues. An in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2010 Jul;25(4):539-43.
- 39) Suter VG, Altermatt HJ, Sendi P, Mettraux G, Bornstein MM. CO2 and diode laser for excisional biopsies of oral mucosal lesions. A pilot study evaluating clinical and histopathological parameters. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(8):664-71.
- 40) Suter VG, Altermatt HJ, Bornstein MM. A randomized controlled clinical and histopathological trial comparing excisional biopsies of oral fibrous hyperplasias using CO(2) and Er:YAG laser. *Lasers Med Sci.* 2017 Apr;32(3):573-581.
- 41) Azevedo AS, Monteiro LS, Ferreira F, Delgado ML, Garcês F, Carreira S, Martins M, Suarez-Quintanilla J. In vitro histological evaluation of the surgical margins made by different laser wavelengths in tongue tissues. *J Clin Exp Dent.* 2016 Oct 1;8(4):e388-e396.
- 42) D'Arcangelo C, Di Nardo Di Maio F, Prosperi GD, Conte E, Baldi M, Caputi S. A preliminary study of healing of diode laser versus scalpel incisions in rat oral tissue: a comparison of clinical,

- histological, and immunohistochemical results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Jun;103(6):764-73.
- 43) Walsh JT Jr, Flotte TJ, Anderson RR, Deutsch TF. Pulsed CO2 laser tissue ablation: effect of tissue type and pulse duration on thermal damage. *Lasers Surg Med.* 1988;8(2):108-18.
 - 44) Matsumoto K, Suzuki H, Usami Y, Hattori M, Komoro T. Histological evaluation of artifacts in tongue tissue produced by the CO2 laser and the electrotome. *Photomed Laser Surg.* 2008 Dec;26(6):573-7.
 - 45) Haytac MC, Ozcelik O. Evaluation of patient perceptions after frenectomy operations: a comparison of carbon dioxide laser and scalpel techniques. *J Periodontol.* 2006 Nov;77(11):1815-9.
 - 46) González-Mosquera A, Seoane J, García-Caballero L, López-Jornet P, García-Caballero T, Varela-Centelles P. Er,Cr:YSGG lasers induce fewer dysplastic-like epithelial artefacts than CO2 lasers: an in vivo experimental study on oral mucosa. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Sep;50(6):508-12.
 - 47) Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO2, Er,Cr:YSGG and diode lasers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010 Nov 1;15(6):e912-8.
 - 48) Almeida AL, Esper LA, Sbrana MC, Ribeiro IW, Kaizer RO. Utilization of low-intensity laser during healing of free gingival grafts. *Photomed Laser Surg.* 2009 Aug;27(4):561-4.
 - 49) Yu W, Naim JO, Lanzafame RJ. Effects of photostimulation on wound healing in diabetic mice. *Lasers Surg Med.* 1997;20(1):56-63.
 - 50) Vale FA, Moreira MS, de Almeida FC, Ramalho KM. Low-level laser therapy in the treatment of recurrent aphthous ulcers: a systematic review. *ScientificWorldJournal.* 2015;2015 :150412.
 - 51) Shimizu N, Yamaguchi M, Goseki T, Shibata Y, Takiguchi H, Iwasawa T, Abiko Y. Inhibition of prostaglandin E2 and interleukin 1-beta production by low-power laser irradiation in stretched human periodontal ligament cells.
 - 52) Hagiwara S, Iwasaka H, Okuda K, Noguchi T. GaAlAs (830 nm) low-level laser enhances peripheral endogenous opioid analgesia in rats. *Lasers Surg Med.* 2007 Dec;39(10):797-802.
 - 53) Gupta A, Avci P, Sadasivam M, Chandran R, Parizotto N, Vecchio D, de Melo WC, Dai T, Chiang LY, Hamblin MR. Shining light on nanotechnology to help repair and regeneration. *Biotechnol Adv.* 2013 Sep-Oct;31(5):607-31.

- 54) Pansani TN, Basso FG, Turrioni AP, Soares DG, Hebling J, de Souza Costa CA. Effects of low-level laser therapy and epidermal growth factor on the activities of gingival fibroblasts obtained from young or elderly individuals. *Lasers Med Sci.* 2017 Jan;32(1):45-52.
- 55) Basso FG, Oliveira CF, Fontana A, Kurachi C, Bagnato VS, Spolidório DM, Hebling J, de Souza Costa CA. In Vitro effect of low-level laser therapy on typical oral microbial biofilms. *Braz Dent J.* 2011;22(6):502-10.
- 56) Feuerstein O, Persman N, Weiss EI. Phototoxic effect of visible light on *Porphyromonas gingivalis* and *Fusobacterium nucleatum*: an in vitro study. *Photochem Photobiol.* 2004 Nov-Dec;80(3):412-5.
- 57) Muñoz Sanchez PJ, Capote Femenías JL, Díaz Tejeda A, Tunér J. The effect of 670-nm low laser therapy on herpes simplex type 1. *Photomed Laser Surg.* 2012 Jan;30(1):37-40.
- 58) Kusakawa J, Suefuji Y, Ryu F, Noguchi R, Iwamoto O, Kameyama T. Dissemination of cancer cells into circulation occurs by incisional biopsy of oral squamous cell carcinoma. *J Oral Pathol Med.* 2000 Aug;29(7):303-7.



Faculté de chirurgie dentaire

Approbation-Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la faculté de chirurgie dentaire.

Lu et approuvé,

vu,

Nice, le

Le président du jury

Le doyen de la faculté de l'UNS

Professeur

Professeur Armelle MANIERE

Serment d'Hippocrate

***En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples,
devant l'effigie d'Hippocrate,***

***Je promets et je jure, au nom de l'être suprême, d'être fidèle aux lois
de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire,***

***Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire
au dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin
d'honoraires,***

***Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se passe,
ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira
pas à corrompre les mœurs ni favoriser le crime***

***Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race,
de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon
patient,***

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception,

***Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes
connaissances médicales contre les lois de l'humanité.***

***Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs
enfants l'instruction que j'ai reçu de leur père,***

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses,

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

