



HAL
open science

Le laser et ses utilisations en Odontologie conservatrice

Claire Alamarguy

► **To cite this version:**

Claire Alamarguy. Le laser et ses utilisations en Odontologie conservatrice. Sciences du Vivant [q-bio]. 2011. hal-01739155

HAL Id: hal-01739155

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739155>

Submitted on 20 Mar 2018

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.



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

ACADEMIE DE NANCY- METZ
UNIVERSITE NANCY POINCARE-NANCY1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2011

N°3691

THESE

Pour le

DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

PAR

Claire ALAMARGUY

Née le 15/12/1986 à METZ

LE LASER ET SES UTILISATIONS EN ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

Présentée et soutenue publiquement le

11 octobre 2011

Examineurs de la Thèse :

Pr Jean-Paul LOUIS	Professeur des universités	Président
<u>Dr Christophe AMORY</u>	Maître de conférences des Universités	Juge
Dr Stephan HESS	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
Dr Pierre CUNY	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

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

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

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Chevalier des Palmes académiques

Docteur en chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur d'Etat en Odontologie

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section: Prothèses

Vous nous avez fait le grand honneur de bien vouloir juger ce travail malgré les nombreuses activités qui vous incombent.

Vous avez su durant nos années d'études nous communiquer, par la richesse et la clarté de votre enseignement, les premières notions de notre exercice et éveiller en nous l'esprit de perfectionnement.

Veillez trouver ici l'assurance de notre très vive reconnaissance et de notre sincère admiration.

A NOTRE JUGE,

Monsieur le Docteur Christophe Amory

Docteur en chirurgie Dentaire

Maitre de Conférences des Universités

Responsable de la sous-section: Odontologie conservatrice- endodontie

Nous tenons à vous remercier très chaleureusement d'honorer notre travail de votre attention en ayant accepté de le diriger.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de notre gratitude.

A NOTRE JUGE,
Monsieur le Docteur Stephan Hess
Docteur en chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalier Universitaire
sous-section: Odontologie conservatrice et endodontie

Nous vous remercions de l'écoute bienveillante dont vous avez toujours su faire preuve à notre égard.

Nous vous remercions pour vos conseils et votre disponibilité.

C'est pour nous une grande fierté et je vous prie d'accepter ici l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE,
Monsieur le Docteur Pierre Cuny
Docteur en chirurgie Dentaire
Assistant hospitalier Universitaire
sous-section: odontologie conservatrice et endodontie

Avec la même gentillesse et le même dévouement que ceux que vous nous avez témoignés durant nos études, vous avez accepté naturellement de faire partie de notre jury.

Veillez trouver ici l'expression de notre immense gratitude

A Romuald,

Qui m'a toujours soutenue. Tu me comprends mieux que personne, merci pour le bonheur que tu m'apportes. J'espère continuer un très long chemin encore à tes côtés.

A mes parents, Annie et Michel,

que j'aime plus que tout. Merci d'être toujours là pour moi et de m'encourager dans tous mes projets.

A mes sœurs, Lise et Annabelle,

pour tout ce que vous faites pour moi chaque jour.

A mes grands-parents, Jean et Georgette, Rolande et Roger,

qui malgré la distance qui nous sépare ont toujours été là pour moi, m'ont toujours soutenue.

A toute ma famille,

Jojo, Alain, Maryvonne, Marjorie, Charlotte, fanny, Greg.....

A mon petit David,

Mon filleul qui a déjà bien grandi.

A Fanny,

ma fannette, merci pour ta bonne humeur, tes histoires abracadabrantes et ton amitié qui m'est chère.

A tous mes amis, en particulier,

Marie Z., Marie K., Stéphanie, Emeline, Delphin, Guillaume Et tous les autres. Merci pour ces six années passées ensemble. Merci pour votre bonne humeur et votre amitié.

A Fred et Anne,

Merci pour toutes ces parties de rigolades et aux futures à venir. Merci de me soutenir et de m'encourager dans tous les moments de doutes.

Au Docteur Luigina Mammone et à Michelle,

Qui m'ont accompagné dans mes premiers pas en cabinet et m'épaule encore actuellement. Merci pour votre soutien, vos conseils et votre aide. J'espère encore apprendre beaucoup à votre contact.

Aux assistantes du cabinet Mammone-Baron, Danielle, et Maryline,

merci d'avoir toujours un mot ou un geste d'attention.

TABLE DES MATIERES

1. Laser : historique et notions PHYSIQUES indispensables.....	6
1.1. Historique	6
1.2. Caractéristiques, sources, et nature de la lumière	7
1.2.1. Nature ondulatoire	7
1.2.2. Nature corpusculaire	7
1.3. Principes de fonctionnement du LASER.....	8
1.3.1. Systèmes de base d'un laser	8
1.3.1.1. Le milieu actif :	8
1.3.1.2. Le mécanisme de pompage	9
1.3.1.3. Cavité de résonance	9
1.3.2. Formation du rayon laser.....	10
1.3.2.1. Rappels fondamentaux.....	10
1.3.2.1.1. L'absorption	10
1.3.2.1.2. L'émission.....	10
1.3.2.2. Rayon laser	12
1.3.2.3. Caractéristiques d'un faisceau laser	14
1.3.2.3.1. La lumière laser est unidirectionnelle	14
1.3.2.3.2. La lumière laser est monochromatique	15
1.3.2.3.3. La lumière laser est ordonnée.....	15
1.3.2.4. Mode de fonctionnement d'un laser.....	15
1.3.2.5. Mode de transmission du rayon laser	16
1.4. Effets du laser	16
1.4.1. Effets biologiques.....	16
1.4.2. Effets photochimiques	16
1.4.3. Effets thermiques.....	16
1.4.4. Effets photo ablatifs.....	17
1.5. Classifications des lasers.....	17
1.6. LASER, précautions, règles légales	18
1.6.1. Effets sur la peau :	18
1.6.2. Effets sur l'œil :	19
1.6.3. Règles de sécurité	21
1.6.3.1. Protection collective.....	21
1.6.3.1.1. Aménagement des locaux	21
1.6.3.2. Protection individuelle	22
1.6.3.2.1. Les lunettes de protection	22
1.6.3.2.2. Les lunettes de réglage(19)	23
2. Les différents types de laser	24
2.1. Laser à gaz	24
2.1.1. Laser à argon.....	24
2.1.2. Laser helium neon.....	25

2.1.3.	Laser CO ₂	26
2.2.	Laser à solide	28
2.2.1.	Laser Nd :YAG	28
2.2.2.	Laser Ho :YAG.....	29
2.2.3.	Laser Erbium ER : YAG	29
2.2.4.	Laser ER CR / YSGG.....	32
2.2.5.	KTP	33
2.3.	Laser à diode.....	35
3.	Laser et cariology.....	36
3.1.	Détection carieuse	36
3.1.1.	Rappel du processus carieux.....	36
3.1.2.	Les difficultés de diagnostic des lésions débutantes avec les moyens de détection conventionnelle.....	36
3.1.2.1.	Détection visuelle	36
3.1.2.2.	Détection visuelle avec utilisation de moyens grossissant.....	37
3.1.2.3.	Le sondage.....	37
3.1.2.4.	Passage du fil dentaire.....	37
3.1.2.5.	L'examen radiologique	37
3.1.2.6.	La transillumination	38
3.1.2.7.	Les autres méthodes de diagnostic :	38
3.1.2.7.1.	Détection par mesure de la conductivité électrique.....	38
3.1.2.7.2.	Méthode endoscopique	38
3.1.2.7.3.	Air abrasion	38
3.1.2.7.4.	Ultrasons	39
3.1.3.	Le DIAGNOdent ou détecteur de carie à fluorescence laser	39
3.1.3.1.	L'auto -fluorescence laser	39
3.1.3.1.1.	La fluorescence laser quantitative	39
3.1.3.1.2.	La fluorescence laser expérimentale avec marqueur DELF.....	40
3.1.3.2.	Mesures de sécurité	40
3.1.3.2.1.	Précautions d'emplois.....	40
3.1.3.2.2.	Fonctionnement et manipulation	42
3.2.	Action du rayonnement laser sur les tissus dentaires.....	44
3.2.1.	Principes fondamentaux	44
3.2.1.1.	La réflexion	45
3.2.1.2.	La transmission.....	45
3.2.1.3.	La diffusion	45
3.2.1.4.	L'absorption.....	45
3.2.2.	Action sur l'émail	45
3.2.2.1.	Traitement par laser Nd ;YAG.....	45
3.2.3.	Traitement par laser Erbium	46
3.2.3.1.1.	Laser Er : YAG	46
3.2.3.1.2.	Laser Er ; Cr :YSCG	49
3.2.3.2.	Etude comparative entre le laser Er ;YAG (2940 nm) et le laser Er ;Cr :YSCG	50
3.2.3.2.1.	Comparaison des dégâts thermiques engendrés.....	50
3.2.3.2.2.	Comparaison de la douleur engendrée par un traitement laser Er :YAG et un traitement par Er ;Cr :YSCG.....	51

3.2.3.2.3.	Comparaison du temps de traitement.....	52
3.2.3.2.4.	Comparaison de la morphologie de la cavité obtenue	52
3.2.3.2.5.	Conclusion.....	52
3.2.3.3.	Action du laser CO ₂	53
3.2.3.4.	980 nm diode laser.....	54
3.2.3.5.	Laser argon.....	54
3.3.	Action du rayonnement laser sur la dentine	55
3.3.1.	Effet du rayonnement laser Nd : YAG.....	55
3.3.2.	Effet du rayonnement laser Er : YAG	55
3.3.2.1.	Facteurs d'influence de l'effet laser	58
3.3.2.1.1.	Influence du mode contact/non contact	58
3.3.2.1.2.	Influence de la durée de pulsation.....	61
3.3.3.	Effet du rayonnement laser CO ₂	62
3.4.	Action sur la pulpe	65
3.4.1.	Laser CO ₂	65
3.4.1.1.	Coiffage indirect	65
3.4.1.2.	Coiffage direct	65
3.4.1.3.	Lors d'une amputation pulpaire partielle.....	66
3.4.2.	Laser Nd ; YAG.....	66
4.	Cas cliniques	67
4.1.1.1.1.	Conclusion.....	72
5.	Laser et hypersensibilité dentinaire	73
5.1.	Dynamique de l'hypersensibilité.....	73
5.2.	Traitement conventionnel de l'hypersensibilité	73
5.2.1.	Traitement ambulatoire.....	73
5.2.2.	Traitement au fauteuil	73
5.3.	les traitements laser.....	74
5.3.1.	Low-level laser	74
5.3.1.1.	Helium-Neon laser.....	74
5.3.1.2.	Laser à diode: Gallium, Aluminium, Arsenide laser	75
5.3.1.3.	Excimer laser	77
5.3.2.	Middle Output Power lasers	78
5.3.2.1.	Er : YAG.....	78
5.3.2.2.	Nd : YAG.....	78
5.3.2.3.	KTP laser	79
5.3.2.4.	Laser CO ₂	79
6.	Laser et collage	81
6.1.	Collage à l'émail	81
6.2.	Réaction de photopolymérisation.....	81
6.2.1.	Principe de photopolymérisation	81
6.2.1.1.	Phase minérale ou inorganique.....	81
6.2.1.2.	Phase organique	82
6.2.1.3.	Agent de couplage.....	83

6.2.2.	Comparaison de la photopolymérisation laser et des méthodes traditionnelles.....	83
6.2.2.1.	Méthodes traditionnelles	84
6.2.2.1.1.	Lampe halogène	84
6.2.2.1.2.	Lampe au xénon ou plasma	84
6.2.2.1.3.	LED	84
6.2.2.2.	Polymérisation laser : le laser argon	85
6.2.2.3.	Méthode laser contre méthode traditionnelle	85
7.	<i>Laser et blanchiment</i>	88
7.1.	Cas cliniques	88
8.	<i>Conclusion</i>	91
9.	<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	92

INTRODUCTION

C'est en 1917 avec Albert Einstein que commencent les travaux de recherches sur le laser mais ce n'est qu'en 1960 qu'apparaissent les premiers lasers. Ce n'est que dix ans plus tard qu'ils commencent à être utilisés dans le domaine médical.

L'apparition en odontologie est très récente et leur utilisation en France reste encore méconnue. Seules quelques universités comme Paris 7 Garancière et Nice ont introduit ces nouvelles techniques dans leur formation. La plus connue des indications du laser est la chirurgie buccale, et pourtant il existe d'autres applications, et notamment l'application à l'odontologie conservatrice.

A travers cette thèse nous pourrons nous familiariser avec les différents types de laser existant sur le marché ainsi que leurs indications cliniques ; et plus particulièrement dans le domaine de l'odontologie restauratrice. Au terme de ce travail chacun pourra se faire sa propre opinion sur l'intérêt, les avantages et les inconvénients de l'utilisation du laser dans la pratique quotidienne de l'odontologie.

Toutefois avant d'aborder la partie pratique de l'utilisation laser, nous nous attarderons sur la présentation de quelques notions physiques car la maîtrise d'une technique nécessite un minimum de compréhension du fonctionnement du matériel utilisé. L'odontologiste, qui intègre le laser à sa pratique clinique, doit en connaître les paramètres physiques autant que les effets sur les tissus. Tous les lasers ne peuvent être utilisés sur les tissus durs, ainsi donc après une brève description des lasers accessibles sur le marché, nous étudierons plus particulièrement l'action des lasers à solide sur les différents tissus de l'organe dentaire à savoir l'émail, la dentine, et le cément. A partir de cette étude, nous déduirons les avantages qu'apporte le laser lors du traitement de l'hypersensibilité dentinaire.

Dans une dernière partie nous démontrerons que le collage est amélioré lorsqu'une cavité est préparée au laser.

1. LASER : HISTORIQUE ET NOTIONS PHYSIQUES INDISPENSABLES

1.1. HISTORIQUE

Un laser est un appareil produisant un rayonnement électromagnétique amplifié par émission stimulée. Le mot LASER est l'acronyme de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. Albert Einstein fut le précurseur d'une série de travaux sur le laser. En effet il fut le premier, en 1917, à travailler sur les émissions stimulées et spontanées de lumière.

En 1954 le physicien Alfred Kastler découvre le pompage optique. Deux années plus tard, grâce aux travaux de nombreux scientifiques tels que Ch.H.Towmes, A.L.Schawlow, le résonateur optique permettant la production de lumière cohérente est mis au point. Tous les composants de bases sont alors prêts.

En 1960, le physicien Américain Théodore Maiman obtient pour la première fois une émission laser au moyen d'un cristal de rubis comme amplificateur.

Le laser à gaz (hélium néon) est le premier à être mis au point par les scientifiques Javan et Bennet.

Au cours des années suivantes de nombreux autres lasers ont été réalisés : les premiers lasers à diodes (laser semi conducteur) font leur apparition en 1962. Apparaissent ensuite les lasers à CO₂ en 1964. Puis création des laser à solides, avec en 1973 la mise au point du laser Yttrium aluminium garnet dopé avec une terre rare, le Néodyme (laser Nd :YAG) , puis en 1980 , naissance des laser Yttrium aluminium garnet dopé à l'erbium(laser Er :YAG) , et enfin découverte du laser Yttrium aluminium perowskite dopé au néodyme (laser Nd :YAP) en 1994.

L'utilisation en médecine du traitement par laser débuta dans les années 70 notamment en chirurgie. L'apparition en Odontologie date des années 1990. Depuis une vingtaine d'années, un nouvel instrument est donc à la disposition des odontologistes. Pour ceux, désirant faire l'acquisition d'un laser, il faut reconnaître que le choix est actuellement extrêmement difficile à faire. Le laser à usage universel n'existant pas, il est important de comprendre dès maintenant que les applications cliniques vont dépendre de la longueur d'onde choisie.

Les lasers proposés actuellement en odontologie ont une interaction rayonnement-matière différente, il est donc nécessaire de les différencier.

Les lasers pourraient-ils bientôt suppléer les instruments de taille à grande vitesse et les fraises diamantées ?

1.2. CARACTERISTIQUES, SOURCES, ET NATURE DE LA LUMIERE

Qu'est ce que la lumière ? La lumière est un phénomène électromagnétique de nature corpusculaire et ondulatoire. Ondulatoire car elle se propage comme une onde et corpusculaire car elle est composée de "petits grains" nommés photons. La lumière possède donc une double nature :

1.2.1. Nature ondulatoire

La lumière est une onde électromagnétique qui se propage à la vitesse :

- $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ (dans le vide)

La longueur d'onde peut s'écrire $\lambda = c / f$ avec :

- λ = la longueur d'onde (en m)
- c = la vitesse de propagation de l'onde (en m/s)
- f = la fréquence de l'onde (en Hz ou m^{-1})

La lumière correspond à un domaine restreint des ondes électromagnétiques.

1.2.2. Nature corpusculaire

L'énergie lumineuse est transportée par des PHOTONS. Chaque photon possède les caractéristiques suivantes :

- masse nulle : $m = 0,7$
- vitesse de déplacement : $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$
- énergie : avec $h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J.s}$ (Constante de Planck)

La lumière que nous percevons correspond aux ondes électromagnétiques visibles par l'œil humain, c'est-à-dire aux longueurs d'ondes comprises entre 380 nm (violet) et 780 nm (rouge). C'est la partie visible du spectre électromagnétique. Tous les autres rayonnements sont dits « invisibles », on peut notamment citer l'infrarouge, l'ultraviolet ou bien encore les ondes radio, ou les rayons gamma.

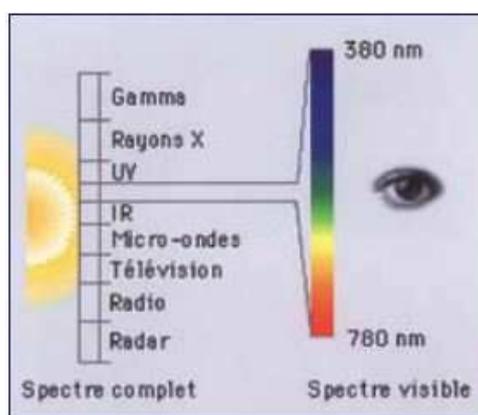


Figure 1 : spectre électromagnétique (www-inf.enst.fr)

Un faisceau de lumière est constitué d'un grand nombre de photons.

Qu'est ce que la lumière laser ? La lumière laser n'existe pas dans la nature, c'est une lumière produite par amplification de lumière par émission stimulée de radiations. Les lasers émettent des rayonnements de longueur d'onde identique, tous en phase et qui le restent sur toute leur trajectoire. Un faisceau laser est unidirectionnel, intense, monochromatique et cohérent.



Figure 2 : comparaison des caractéristiques de la lumière ordinaire par rapport à la lumière laser (33)

1.3. PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT DU LASER

1.3.1. Systèmes de base d'un laser

Trois éléments doivent impérativement coexister pour permettre l'émission laser : un matériau actif, une source de pompage, et une cavité de résonance.

1.3.1.1. Le milieu actif :

Il est composé des atomes que l'on souhaite exciter. Il est représenté soit par un gaz, soit par un liquide, soit par un solide.

Les milieux actifs les plus souvent rencontrés sont :

- Gaz : CO₂, helium néon, Argon
- Solide : Nd-YAG, Er-YAG
- Liquide : colorants

Le milieu actif permettra de définir le type de laser.

1.3.1.2. Le mécanisme de pompage

Procédé élaboré en 1950 par Alfred Kastler, cette technique permet de modifier les états des atomes à l'aide d'une irradiation externe polarisée. Selon sa polarisation, la source externe permet de modifier les états atomiques vers les basses ou hautes énergies. Dans une population d'atomes en équilibre thermique, ce sont les niveaux d'énergie les plus bas qui prédominent, le pompage consiste à fournir au milieu une énergie initiale de source externe permettant l'excitation moléculaire et donc le passage des atomes de basses énergies en atomes de haute énergie : on dit qu'on a réalisé une « inversion de population » .

On observe trois types de pompage : le pompage optique, le pompage chimique et le pompage électrique.

1.3.1.3. Cavité de résonance

Dispositif dans lequel certains rayons lumineux peuvent rester confinés grâce à la présence de miroir qui leur permet de se réfléchir. Pour réaliser une cavité de résonance il faut placer deux miroir plans ou sphériques face à face et espacé d'une distance L. La distance séparant les miroirs est fonction de la longueur d'onde produite. L'un des miroirs est réfléchissant, l'autre est semi transparent. La lumière réfléchi par les miroirs peut interférer avec elle-même.

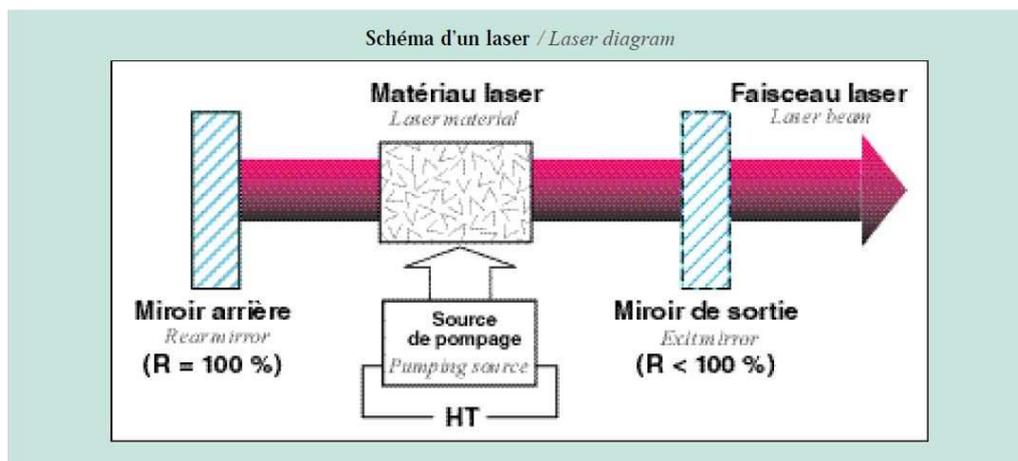


Figure 3 : composition d'une source de rayonnement laser (slidefinder laser-professionnals.inc) (33)

1.3.2. Formation du rayon laser

Pour comprendre le fonctionnement d'un laser, nous devons d'abord revoir les principes de bases de la physique quantique.

Considérons un atome et un électron de cet atome.

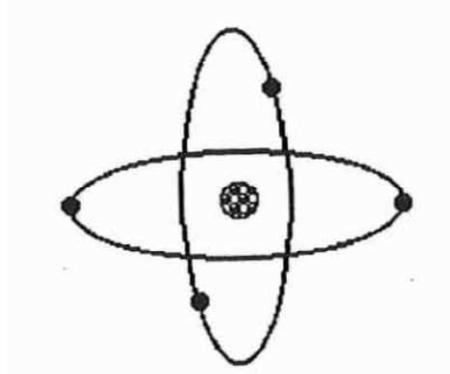


Figure 4 : électron gravitant autour d'un noyau (33)

1.3.2.1. Rappels fondamentaux

1.3.2.1.1. L'absorption

Un atome stable absorbe un photon (particule de lumière) et un de ses électrons atteint alors le niveau d'énergie supérieur (plus *loin* du noyau) ; l'atome est alors dans un état dit excité, instable : il est prêt à rendre l'énergie qu'il a acquise pour retourner à son état antérieur (ou un autre état stable).

1.3.2.1.2. L'émission

Est le phénomène inverse : un atome excité retombe à un état plus stable. L'électron dans un haut niveau d'énergie retourne à un état d'énergie plus basse, et l'atome émet le surplus d'énergie sous la forme d'un photon ; le retour à l'état le plus stable peut passer par plusieurs étapes (plusieurs états d'énergie intermédiaires), auquel cas il y aura l'émission de plusieurs photons qui se partageront l'énergie d'excitation. Les photons ainsi produits ont tous une énergie bien précise, correspondant à la différence d'énergie entre l'état de départ de l'atome et son état final. On peut observer deux types d'émissions : l'émission stimulée, et l'émission spontanée.

➤ **L'émission spontanée :**

Un électron peut perdre spontanément son état d'excitation en émettant un photon pour retrouver son état d'énergie inférieur. Le photon émis possède une direction aléatoire.

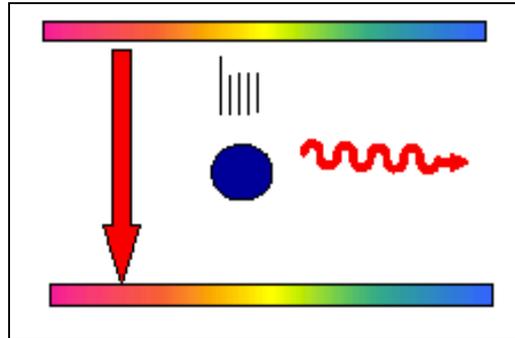


Figure 5 : émission spontanée d'un photon (43)

➤ **L'émission stimulée :**

Le photon est émis vers un électron déjà excité provoquant alors la formation d'un photon de même énergie et même direction que le photon initial. On dit qu'ils sont dans le même état.

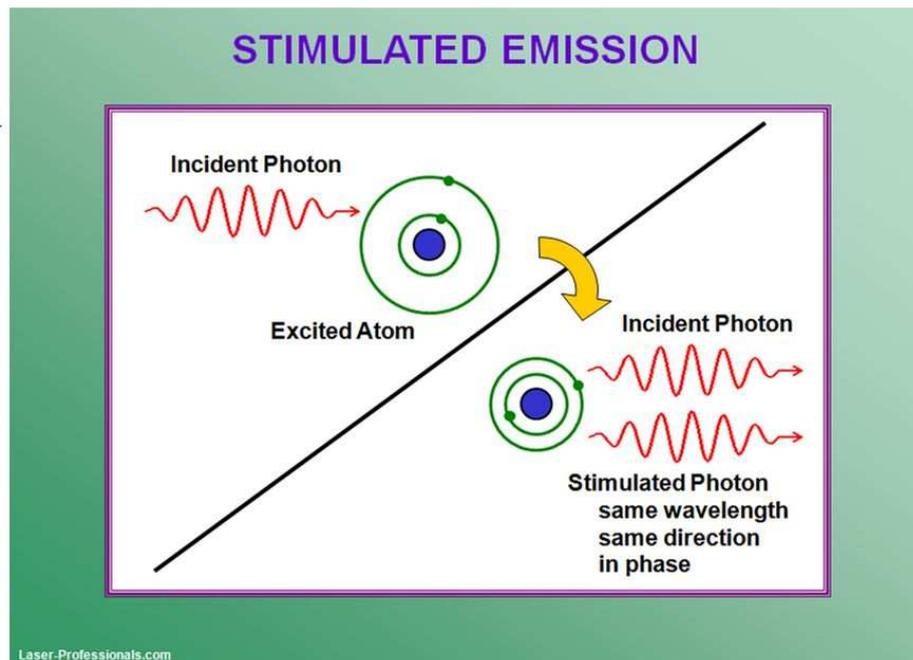


Figure 6 : émission stimulée d'un photon (33) www.laser-professional.com

1.3.2.2. Rayon laser

Le principe de fonctionnement d'un laser est basé sur le principe de l'émission stimulée. Cependant pour obtenir un faisceau laser le phénomène doit être amplifié, multiplié.

En premier lieu la source de lumière excite les électrons d'un milieu, puis y déclenche l'émission stimulée de photons. Pour cela, un laser possède un réservoir d'électrons (ce réservoir peut être solide, liquide ou gazeux, c'est le milieu actif) associé à une source excitante. Un photon est injecté dans le milieu, ce qui produit, pendant la désexcitation d'un des atomes, un deuxième photon identique. Ces deux photons produisent à leur tour deux autres photons identiques pendant la désexcitation de deux autres atomes. C'est une réaction en chaîne. Ces photons vont se réfléchir entre les deux miroirs de la cavité de résonance. En plusieurs allers et retours une sélection de direction se met en place. Le nombre de photons cohérents augmente. Seuls les photons alignés dans l'axe vont rester dans la cavité. Lorsque le signal est suffisamment puissant le miroir de sortie laisse passer le faisceau.

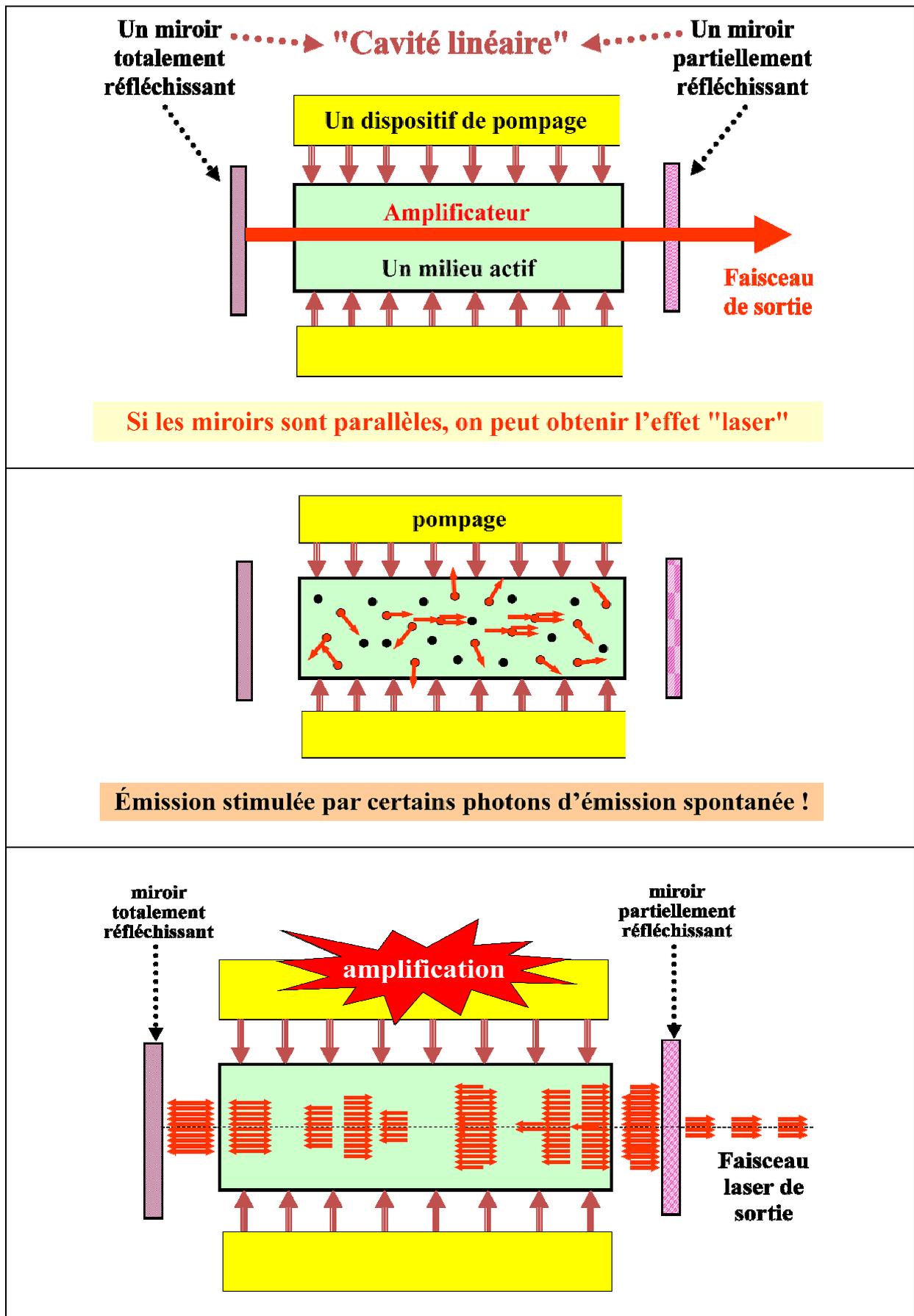
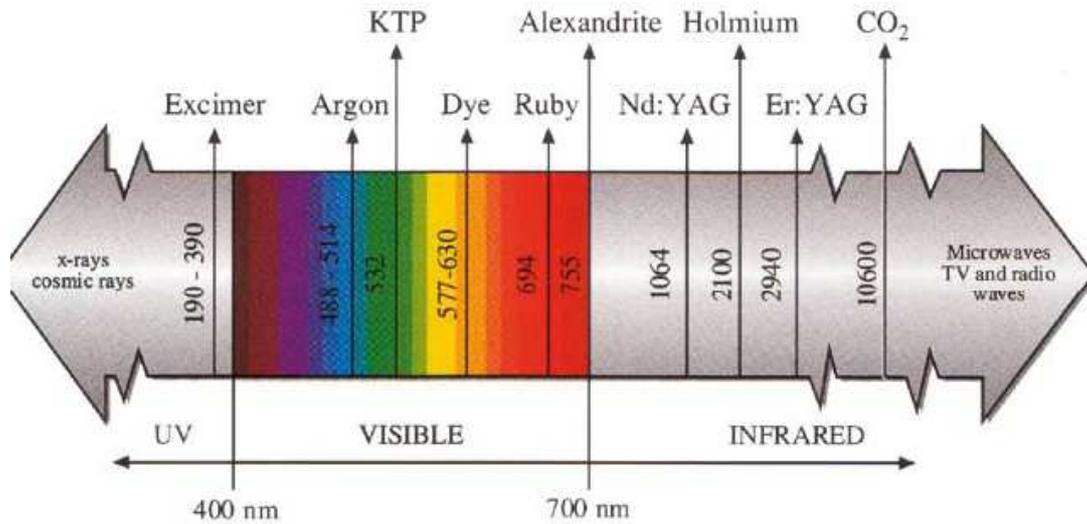


Figure 7 : schéma de production d'un rayon laser (Dezille 1995)

1.3.2.3. Caractéristiques d'un faisceau laser



Chaque laser présente des caractéristiques spécifiques et des interactions différentes avec les tissus rencontrés. A chaque type de laser correspond une longueur d'onde spécifique.

1.3.2.3.1. La lumière laser est unidirectionnelle

La lumière ordinaire produit des ondes qui se dispersent dans plusieurs directions. Tandis qu'un faisceau laser se comporte pratiquement comme un faisceau cylindrique. Il est très légèrement divergent, le diamètre du faisceau est de l'ordre du mm à la sortie du laser et de l'ordre du centimètre, 10 mètres plus loin. L'angle θ porte le nom de « divergence du faisceau », il est du à la diffraction à la sortie du système optique. Cependant, la très grande directivité des faisceaux lasers explique qu'ils peuvent garder leur précision sur de grandes distances.



Figure 9: rayon laser (33)

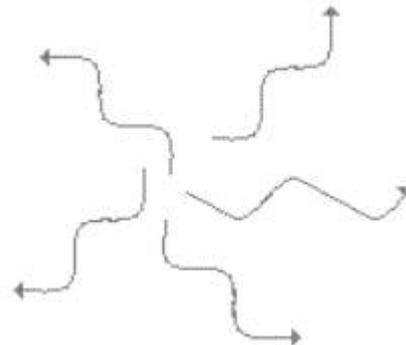


Figure 10 : lumière ordinaire (33)

1.3.2.3.2. La lumière laser est monochromatique

Alors que la lumière ordinaire est constituée de plusieurs longueurs d'onde (que l'on peut décomposer avec un prisme), le spectre de la lumière émise par un laser ne comporte qu'une seule raie, caractéristique du type de laser utilisé. C'est la cohérence temporelle qui confère au faisceau sa pureté spectrale. La plupart des lasers possède une longueur d'onde située dans le domaine de l'infrarouge.

1.3.2.3.3. La lumière laser est ordonnée

Contrairement à la lumière ordinaire où les ondes lumineuses ne sont pas émises en même temps, toutes les ondes émises par un laser vibrent en phase. Ainsi cette particularité permet d'éviter les phénomènes d'interférence.

Tous ces éléments confèrent au rayon laser sa cohérence spatio-temporelle : les photons émis sont parallèles, dans la même direction, avec la même amplitude. Tout cela permet d'expliquer que l'intensité du rayon ne décroît pas tout au long de l'utilisation du laser.

1.3.2.4. Mode de fonctionnement d'un laser

Un laser possède deux modes de fonctionnement : le mode pulsé et le mode continu.

Ce mode représente le mode de fonctionnement de la source de pompage. Si elle fonctionne en continu, le rayonnement en sortie sera en continu. Si elle fonctionne par impulsions, le rayonnement en sortie sera directement en mode pulsé. Toutefois l'utilisation d'un obturateur mécanique permettra de réaliser un rayon pulsé sur une source externe continue.

En mode continu, la puissance instantanée sera constante (puissance mesurée en watts W). Il est délivré une quantité d'énergie continue sur des temps d'émission long. On retrouve ce mode sur certains lasers CO₂ et certains « soft laser ».

En mode pulsé cette puissance variera avec le temps. C'est le mode le plus utilisé en chirurgie car il permet de connaître précisément la quantité d'énergie délivrée à chaque tir. De plus il est possible d'en contrôler la puissance et la durée. On observera alors trois types de puissance : la puissance de crête maximale, la puissance impulsionnelle (qui représente la puissance moyenne d'une impulsion), et la puissance moyenne qui prennent en compte l'impulsion et le temps de repos.

On peut observer un mode d'émission spécifique ; le mode Q-switched. Ce mode a la particularité de posséder une puissance de crête très élevée sur des temps de pulsations très courts (de l'ordre de la nanoseconde). Ce mode est très utilisé pour les lasers Er:YAG et Er,Cr:YCCG pour limiter l'échauffement des tissus.

1.3.2.5. Mode de transmission du rayon laser

Il existe deux types de transmissions possibles : le bras articulé ou la fibre optique. Le faisceau chemine dans un bras articulé à l'intérieur duquel sont placés des miroirs, c'est un système encombrant et fragile. La fibre optique propose de meilleurs avantages comme la maniabilité, l'ergonomie, et la diminution de la perte du rayonnement. Il s'agit d'une fibre en silice synthétique de petit diamètre (200 à 600 μm).

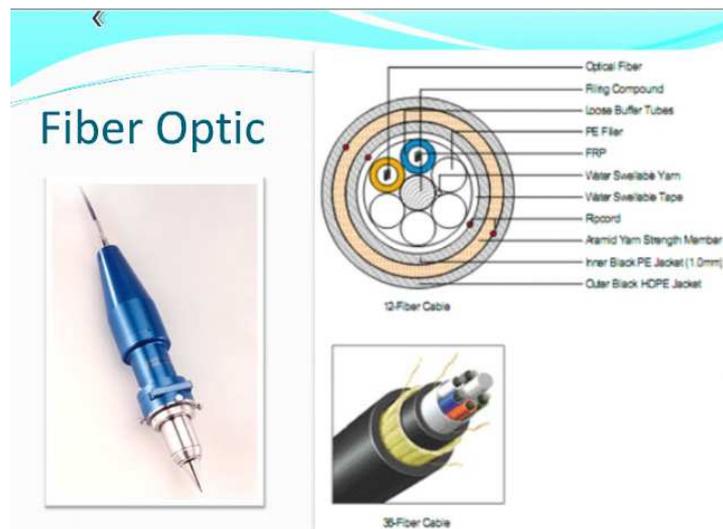


Figure 11 : schéma d'une fibre optique proposé par la CIE (commission internationale de l'éclairage) (19)

1.4. EFFETS DU LASER

1.4.1. Effets biologiques

Les effets biologiques des rayonnements lasers dépendent de :

- Leur longueur d'onde,
- La durée d'exposition,
- L'énergie délivrée,
- La nature du tissu exposé,
- L'absorption du rayonnement par le tissu exposé.

1.4.2. Effets photochimiques

Un rayonnement laser peut provoquer une modification de structure des molécules, avec par exemple la destruction de certains acides aminés et du cytochrome C.

1.4.3. Effets thermiques

On observe plusieurs manifestations de l'effet thermique. Elles sont directement liées à la température.

Pour une température de 40 à 45°C on observera une hyperthermie tissulaire
Pour une température de 50 à 55°C on observera une dénaturation protéique

Phénomène de vasodilatation

Pour une température $\geq 60^{\circ}\text{C}$ mais \leq à 80°C on observera une coagulation du fait de la dénaturation des protéines plasmatiques.

Pour une température $\geq 80^{\circ}\text{C}$ on observera une dessiccation, ou carbonisation. C'est-à-dire une rétraction tissulaire et une déshydratation conduisant à la mort cellulaire.

1.4.4. Effets photo ablatifs

Cet effet est observé sans qu'il y ait apport de chaleur important. Il varie en fonction de la capacité d'absorption de l'eau par les tissus. Plus le coefficient d'absorption est élevé plus le seuil d'ablation est bas.

1.5. CLASSIFICATIONS DES LASERS

A gauche, la classification selon la norme américaine *ANSI Z136.1-2000* et, à droite, les normes les plus récentes *EN 60825-1:2007 Ed.2.0* et *ANSI Z136.1-2007*. Selon le lieu et l'année de fabrication du laser on retrouvera l'une ou l'autre de ces notations.

CLASSE 1 - CLASSE 1

Lasers sans danger dans des conditions d'utilisation raisonnablement prévisibles, y compris l'utilisation d'instruments optiques pour la vision dans le faisceau.

CLASSE 1 - CLASSE 1M

Lasers émettant dans la gamme de longueur d'onde de 302,5 nm à 4000 nm qui sont sans danger dans des conditions d'utilisation raisonnablement prévisibles, mais pouvant être **dangereux si l'utilisateur emploie une optique dans le faisceau.**

CLASSE 2 - CLASSE 2

Lasers émettant un rayonnement visible dans la gamme des longueurs d'onde de 400 nm à 700 nm, où **la protection de l'œil est normalement assurée par les réflexes de défense** comprenant le réflexe palpébral (réflexe de fermeture de l'œil). Cette réaction assure une protection dans des conditions d'utilisation raisonnablement prévisibles, y compris l'utilisation d'instruments d'optiques pour la vision dans le faisceau.

CLASSE 2 - CLASSE 2M

Lasers émettant un rayonnement visible dans la gamme des longueurs d'onde de 400 nm à 700 nm, où la protection de l'œil est normalement assurée par les réflexes de défense comprenant le réflexe palpébral. **Cependant, la vision de la sortie peut être plus dangereuse si l'utilisateur emploie une optique dans le faisceau.**

CLASSE 3A - CLASSE 3R

Lasers émettant dans la gamme des longueurs d'onde de 302,5 nm à 1006 nm, où la **vision directe dans le faisceau est potentiellement dangereuse.** PORT DE LUNETTES DE PROTECTION FORTEMENT CONSEILLÉ

CLASSE 3B - CLASSE 3B

Lasers où la vision directe dans le faisceau est dangereuse. La vision des réflexions diffuses est normalement sans danger.

PORT DE LUNETTES DE PROTECTION OBLIGATOIRE

CLASSE 4 - CLASSE 4

Lasers où la vision dans le faisceau est dangereuse. La vision des réflexions diffuses est aussi dangereuse. Ces lasers peuvent causer des dommages sur la peau et peuvent aussi constituer un danger d'incendie. Leur utilisation requiert des précautions extrêmes. PORT DE LUNETTES DE PROTECTION OBLIGATOIRE

TOUS NOS LASERS DENTAIRES SONT DE CLASSE 4.

1.6. LASER, PRECAUTIONS, REGLES LEGALES

Risques pour l'homme : patient et praticien.

1.6.1. Effets sur la peau :

En cas d'exposition à un rayonnement laser, on peut observer des effets différents pouvant aller du simple érythème (rougeur de la peau) à la phlyctène (cloque). Les rayonnements ultra violet et infrarouges sont les plus agressifs car ce sont les rayonnements les plus absorbés par la peau.

1.6.2. Effets sur l'œil :

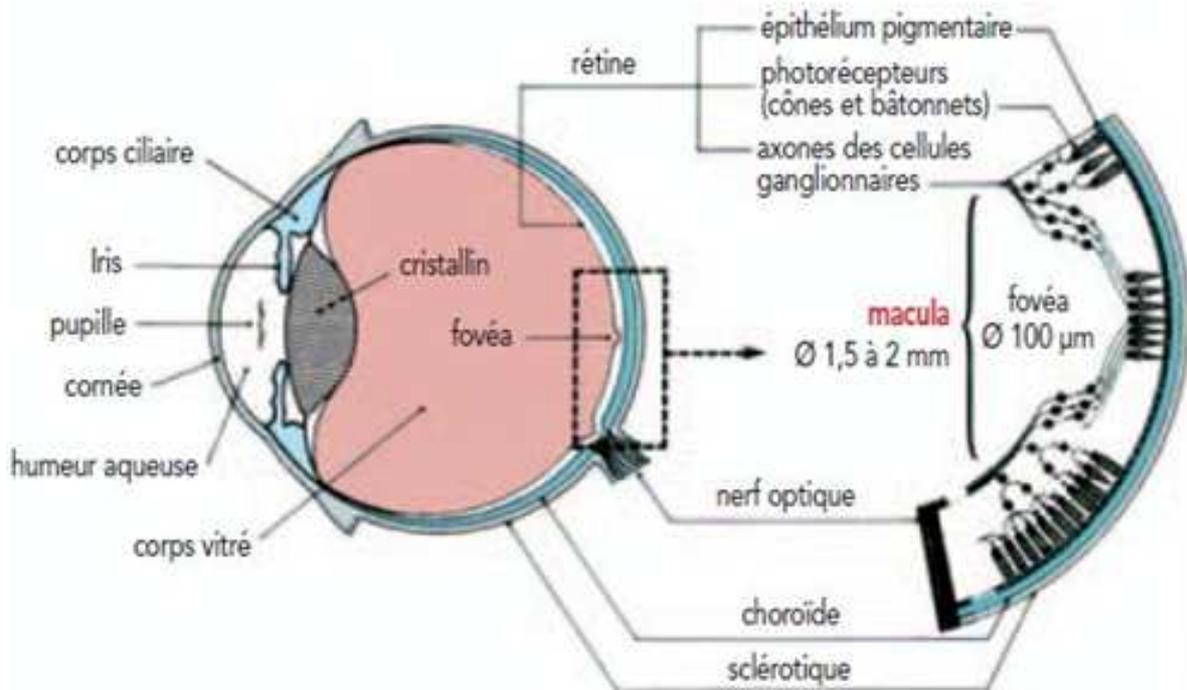


Figure 12 : structure générale de l'œil proposé par la CIE (commission internationale de l'éclairage) (19)

Ils dépendent du domaine d'émission du laser. L'œil possède des capacités protectrices en cas d'exposition à des lumières intenses ce qui permet de protéger la rétine. Ces capacités sont directement reliées au diamètre de la pupille. Celui-ci varie de 2 à 7 mm selon l'intensité lumineuse, et permet de modifier l'intensité du flux lumineux reçu par la rétine. Cependant avec les rayons laser (qui émettent dans l'infrarouge), les intensités sont si importantes que la blessure de la rétine peut arriver avant l'action protectrice ne soit mise en place. Les rayons sont absorbés par l'épithélium pigmentaire de la rétine, et sont susceptibles de provoquer des brûlures de la cornée. Selon les longueurs d'ondes, ils peuvent aussi provoquer des cataractes du cristallin. Le rayon laser est focalisé par le cristallin qui le transmet ensuite à la rétine par l'intermédiaire des cônes et bâtonnets. Si la densité d'énergie reçue par la rétine est trop importante, cela provoquera un échauffement de ces photorécepteurs (cônes et bâtonnets) ; pouvant aller de la dépigmentation peu perceptible à l'hémorragie voire à la déchirure. Parmi les atteintes les plus graves on note celle de la fovéa qui provoque une perte importante de l'acuité visuelle.

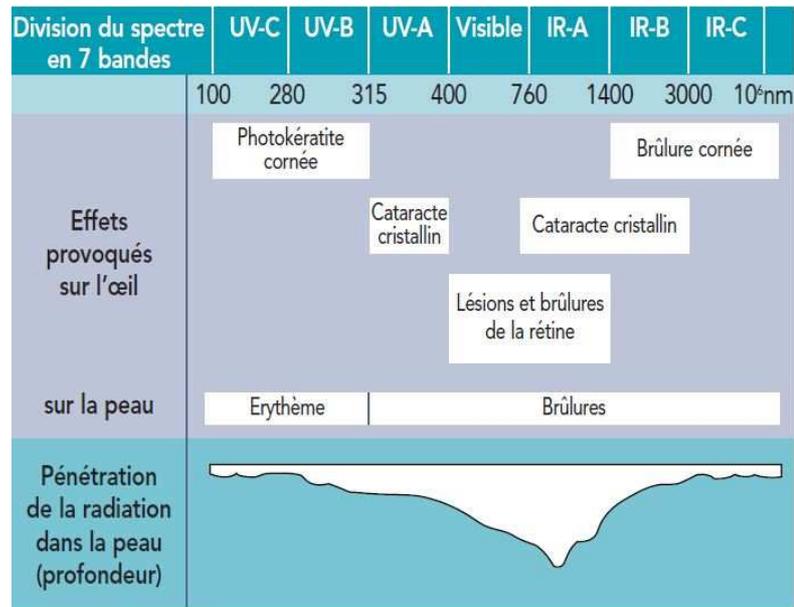


Figure 13 : effets biologiques provoqués par le rayonnement laser en fonction de la longueur d'onde : diagramme proposé par la C.I.E (commission internationale de l'éclairage) (19)

Synthèse des effets du faisceau en fonction de la classification du laser

CLASSES	1	1M	2	2M	3R	3B	4
Œil : vision avec l'aide d'optique		X	*	X	XX	XX	XX
Œil : rayon direct et réflexions spéculaires			*	*	*, X	XX	XX
Œil : réflexions diffuses						+	XX
Peau						X	XX
Incendie							O

XX est dangereux

X peut être dangereux

* sans danger si réflexe palpébral

O peut générer un incendie

+ dangereux si D < 13 cm et t ≥ à 10 secondes

Figure 14 : synthèse des effets d'un faisceau en fonction de la classification laser proposé par la CIE(19)

1.6.3. Règles de sécurité



LA RÉGLEMENTATION

La mise au point des premiers lasers est récente (1953) et la technologie évolue très rapidement pour des applications de plus en plus diversifiées. Cela explique en partie la faiblesse réglementaire tant en Europe qu'en France. Pour l'instant, le principal texte de référence est la norme **NF EN 60825-1** « Sécurité des appareils à laser – Partie 1 : Classification des matériels, prescriptions et guide de l'utilisateur » qui range les lasers en cinq classes de risques (1,1 M - 2,2 M - 3 R - 3 B - 4) et dans laquelle on trouve aussi des définitions de termes techniques. D'autres normes spécifiques traitent de questions particulières. Les principaux textes sont la **NF EN 12626** « Sécurité des machines. Machines à laser. Prescriptions de sécurité » (E 60-611) et la **NF EN 60601-2-22** « Appareils électromédicaux. Partie 2 : règles particulières de sécurité pour les appareils thérapeutiques et de diagnostic à laser ».

1.6.3.1. Protection collective

1.6.3.1.1. Aménagement des locaux

Des conseils d'aménagement des locaux peuvent être demandés à l'ingénieur de sécurité d'installation.

Quelques règles de base sont à respecter lors de l'aménagement d'un local laser.

Dans un cabinet, le risque laser va dépendre des possibilités de cheminement du rayon. Une zone « contrôlée » doit être déterminée et balisée par des pictogrammes définis par les normes NF EN 608525 et NF X 08-003 et l'arrêté ministériel du 4 novembre 1993 « Signalisation de sécurité et de santé sur les lieux de travail ».

Tout local laser doit avoir à son entrée le symbole de danger :



Pour tout laser \geq à la classe 3B (ou 3R), le local doit posséder un voyant lumineux qui indique qu'un laser est en fonctionnement.

Il est nécessaire d'éliminer toutes les éventuelles sources de réflexion du faisceau laser (par exemple : miroir, éléments métallique).

Le local doit être suffisamment éclairé (500 lux minimum) pour permettre que le diamètre de la pupille soit suffisamment fermé pour augmenter les capacités protectrices de l'œil.

Norme NF EN 60825(19) : Cette norme est à la base des programmes de mise en application de la sécurité laser en industrie, médecine et en recherche. Elle est référencée en France par les Ministères du travail, de la santé et les Caisses Primaires d'Assurance Maladie.

La norme NF EN 60825-1/A2 (19) elle fournit des informations sur le classement des lasers, sur la sécurité, les calculs de sécurité laser, les mesures de contrôle des risques, des recommandations pour les responsables sécurité laser et pour les comités d'hygiène et sécurité des entreprises. Ces normes sont conçues pour fournir à l'utilisateur laser les informations demandées et aider à la compréhension des programmes de sécurité laser.

Pour les fabricants de produits laser, la norme sert de référence pour la conformité des installations. Tous les produits laser vendus en Europe doivent répondre à cette norme et comporter le marquage CE.

1.6.3.2. Protection individuelle

1.6.3.2.1. Les lunettes de protection

Le port de lunette de protection est primordial pour l'ensemble des individus présents dans le local. Ces lunettes doivent absolument être conçues selon les normes en vigueur (NF EN 207) :

- marquage CE indispensable (il confirme qu'elles sont conformes aux exigences européennes n°89/689/CEE),
- marquage d'identification sur les lunettes qui reprend le mode d'émission, la ou les longueurs d'ondes, et le numéro échelon.

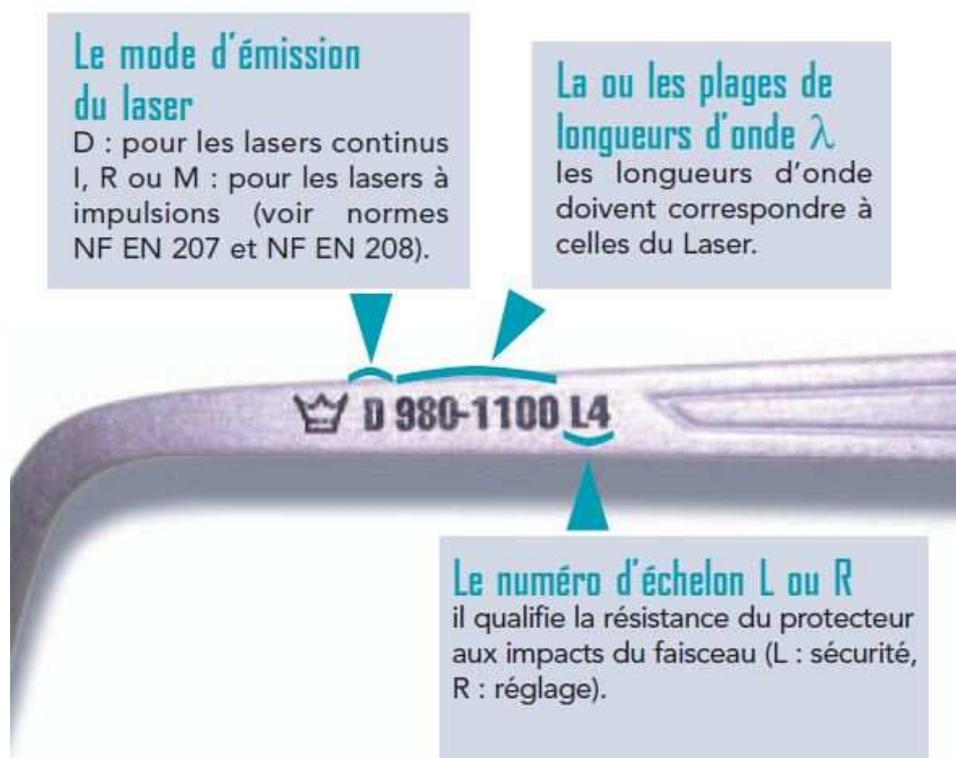


Figure 15 : marquage des lunettes de protection proposé par la CIE(19)

1.6.3.2.2. Les lunettes de réglage(19)

Les lunettes de réglage laser doivent, quant à elles, obéir à la norme NF-EN 208. Sur celles-ci est spécifié :

- La puissance maximale du laser ou l'énergie maximale des impulsions,
- La longueur d'onde ou le domaine spectral (en nanomètres),
- Le numéro d'échelon (R1 à R5),
- L'identification du fabricant,
- La marque de certification,
- L'inscription « lunettes de réglage » doit apparaître en français sur la monture,
- Eventuellement un des codes spécifiant la résistance mécanique conformément à la norme NF EN 166.

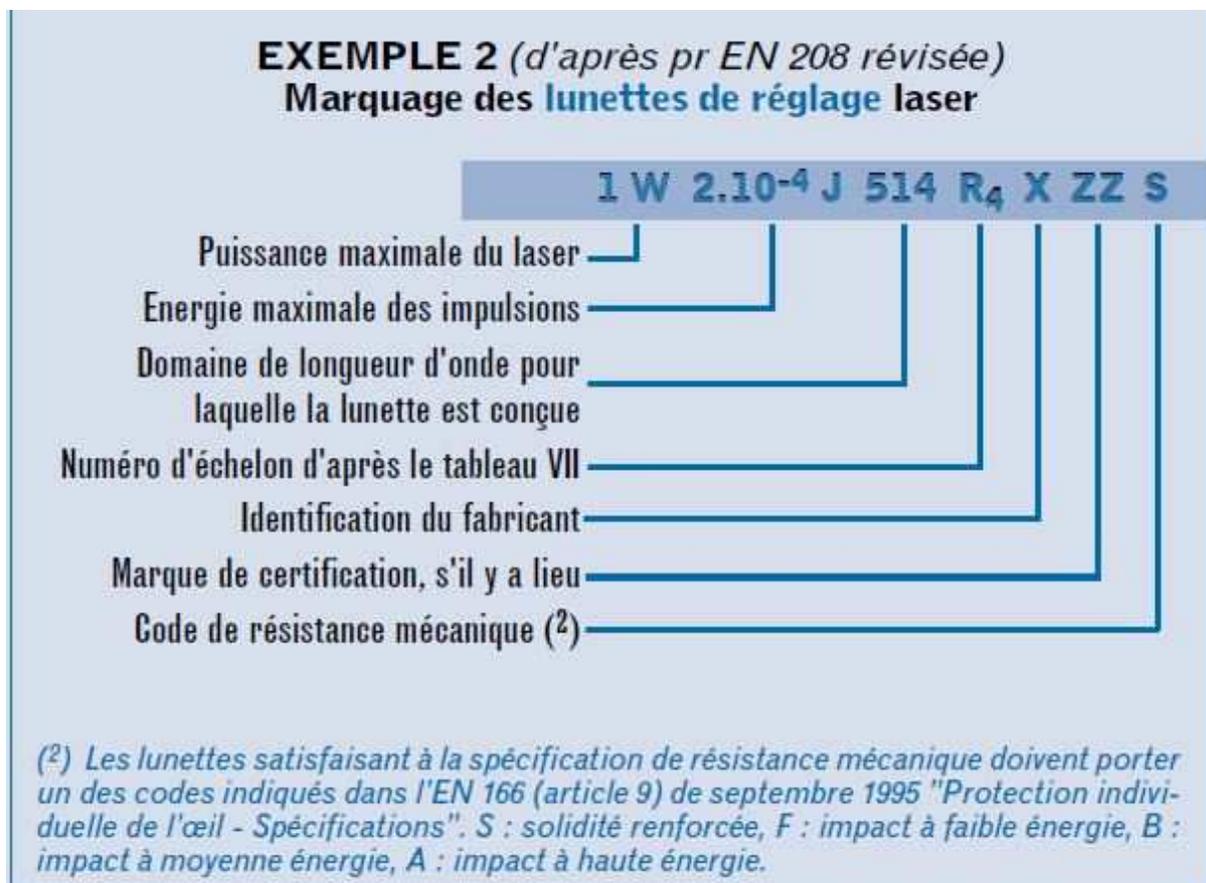


Figure 16 : marquage des lunettes laser proposé par le CIE (19)

2. LES DIFFERENTS TYPES DE LASER

Table 1. Common laser types used in dentistry

Laser type	Construction	Wavelength(s)	Delivery system(s)
Argon	Gas laser	488, 515nm	Optical fibre
KTP	Solid state	532nm	Optical fibre
Helium-neon	Gas laser	633nm	Optical fibre
Diode	Semiconductor	635, 670, 810, 830, 980nm	Optical fibre
Nd:YAG	Solid state	1064nm	Optical fibre
Er,Cr:YSGG	Solid state	2780nm	Optical fibre
Er:YAG	Solid state	2940nm	Optical fibre, waveguide, articulated arm
CO ₂	Gas laser	9600, 10600nm	Waveguide, articulated arm

Figure 17 : tableau regroupant l'ensemble des lasers dentaire et leurs caractéristiques Australian Dental Journal 2003 ; 48 : (3) :146155 (73)

2.1. LASER A GAZ

2.1.1. Laser à argon

Milieu actif : gaz : l'argon ionisé.

Domaine spectral est dans le visible: 488nm (bleu), 496nm (bleu-vert) ou 514nm (vert).

Puissance de quelques Watts (5W).

Transmis par fibre optique

Mode : continue ou pulsé

Indications :

- Peu fréquente dans le traitement des muqueuses buccales.
- La longueur d'onde 488nm est utilisée pour améliorer la photo polymérisation des composites. Meilleure polymérisation de la résine, temps de séchage plus court.
- La longueur d'onde 514nm est peu absorbée par l'eau des tissus, mais complètement par les pigments rouges tels que l'hémoglobine et la mélanine; il n'est donc utilisable qu'en photo coagulation des vaisseaux sanguins : on l'utilise en endodontie, en parodontie (en cas de lésions inflammatoires aiguës), en chirurgie pour des lésions très vascularisées.
- Ce faisceau laser, ne permettant ni d'inciser ni d'augmenter la bio stimulation cellulaire, n'agit sur la cicatrisation et les suites opératoires qu'en améliorant

l'hémostase. La quasi non absorption par l'émail et la dentine des différentes longueurs d'ondes constitue un avantage lorsque qu'on réalise un modelage des tissus gingivaux.

- Ce laser peut également être utilisé dans la détection carieuse (en effet les zones cariées apparaissent en rouge orangé).

2.1.2. Laser helium neon

Il s'agit d'un des premiers lasers mis sur le marché.

Milieu actif : mélange gazeux d'hélium (85%) et de néon (15%) dans lequel on trouve des atomes de néon qui constituent le milieu actif.

Longueur d'onde : 630nm à 1000nm

Transmis par : fibre optique en silice

Puissance : 1 à 50 mW

Caractéristiques : faible pénétration qui lui confère divers avantages comme un effet antalgique (pour une longueur d'onde $\geq 900\text{nm}$), un effet anti-inflammatoire, un effet anti-œdémateux, un effet myorelaxant, et une action bio stimulante.

Indications :

- Cicatrisation gingivale et osseuse accélérée,
- Diminution des douleurs et œdèmes post interventionnels,
- Augmente les chances d'ostéointégration en implantologie

2.1.3. Laser CO₂



Figure 18 : laser CO₂ proposé par la société Deka www.deka.fr (65)

Milieu actif : mélange gazeux : 10% de CO₂ + 10% d'azote+ 80% d'hélium; le gaz est activé par une décharge électrique.

Longueur d'onde : 1060 nm

Transmis par :

- bras articulé
- guide d'onde scellé
- flexible creux

Puissance : 5W

Mode : pulsé ou continu.

Caractéristiques :

- Rayon fortement absorbé par l'eau des tissus durs et mous. Cette grande capacité d'absorption fait du laser CO₂ le moins adapté à la taille des tissus durs. Par contre au niveau des tissus mous, on observe une grande capacité de coagulation.
- Effet thermique contrôlable, on observe deux zones : la zone thermique nécrosée visible, et la zone thermique affectée qui s'étend sur une distance maximale de 0.6mm
- Effet bactéricide sur certaines bactéries

Indications :

- tumeur bénignes
- gingivoplastie
- freinectomie
- hyperkératose
- angiome
- épulis gravidique
- fibrome
- naevius
- hémostase

2.2. LASER A SOLIDE

2.2.1. Laser ND :YAG

Milieu actif : solide le grenat d'yttrium et d'aluminium dopé au néodyme

Domaine spectral : 1064nm

Transmis par fibre optique : 200 à 320µm

Mode : pulsé (courte durée d'impulsions 200µs avec une fréquence de répétition de 1 à 40 Hz)

Puissance : 5W

Caractéristiques :

- Fortement absorbé par les chromophores (mélanine, hémoglobine)
- Vaporisation des surfaces carieuses pigmentées sans atteinte de l'émail sain avoisinant.
- Grande diffusion dans les tissus (jusqu'à 6 mm).
- Forte augmentation de chaleur.

Indications :

En odontologie conservatrice :

- Effet stérilisation : décontamination
- Reprise des traitements de racine
- Traitement de l'hypersensibilité dentinaire
- Réalisation de fond de cavités

En chirurgie :

- Hémostase de petits vaisseaux
- Incisions
- Désinfection
- Retrait des tissus de granulation

En parodontie :

- Traitement des poches parodontales
- Traitement des péri-implantites



Figure 19 : laser Nd ;YAG smarty A10 proposé par la société Deka (www.deka.fr) (65)

2.2.2. Laser Ho :YAG

Milieu actif : cristal d'yttrium, Aluminium, Garnet dopé à l'Holmium

Longueur d'onde : 655nm

Transmis par fibre optique (diamètre disponible : 200µm et 320µm)

Mode : pulsé (impulsion de 150µs)

Puissance : 10W

Indications :

Pour la fibre de 200µm :

- Petite chirurgie intra-buccale
- Traitement des caries

Pour la fibre de 320µm :

- Stérilisation et décontamination endodontique
- Alésage endodontique

2.2.3. Laser Erbium ER : YAG

Le laser universel KaVo



Figure 20 : laser Er :YAG proposé par la société kavo www.kavo.fr (66)

Milieu actif : grenat d'yttrium et d'aluminium Y3Al5O12 dopé avec des ions erbium Er³⁺. Le pompage est obtenu avec un *flash* lumineux très intense correspondant à une bande d'absorption de l'ion Er³⁺ incorporé au cristal.

Longueur d'onde : 2940 nm

Mode Pulsé (durée d'impulsion 150 µs avec une fréquence de 1 à 15 Hz)

Transmis par tube creux + embout en verre ou en quartz ou fibre optique souple.

Un contre-angle optique est monté au bout de la fibre ou du bras. La transmission de la lumière en tête de contre-angle peut être assurée par un miroir. L'utilisation de la fibre optique oblige à travailler à distance des tissus. La distance focale à respecter est de l'ordre de 9 à 15 mm. En-dessous ou au-dessus de cette distance, on risque de perdre un peu du potentiel d'ablation. La présence du miroir provoque l'apparition d'un inconvénient : l'encrassement du miroir. Il doit être régulièrement nettoyé à l'aide d'une compresse.

La lumière peut également être transmise vers les tissus par l'intermédiaire d'un embout spécial en quartz ou en saphir. Avec ce type d'embout, la distance focale n'a plus besoin d'être respectée et l'on peut travailler en contact avec les tissus minéralisés.

Tous les systèmes sont munis d'un *spray* de refroidissement indispensable pour l'ablation tissulaire sans échauffement.

En temps normal les infra-rouges ne sont pas visibles à l'œil nu. Du coup pour faciliter le travail du praticien, un faisceau de guidage rouge est utilisé.

Thérapie conservatrice



- ❖ Préparation des caries
- ❖ Conditionnement de l'émail et de la dentine
- ❖ Scellement des puits et fissures
- ❖ Désensibilisation des collets sensibles

Pièce à main laser 2060



- Fin spray de refroidissement
- Fenêtre de sortie Remplaçable
- Raccord rapide ISO, rotatif sur 360°

Figure 21 : pièce à main proposée pour l'odontologie conservatrice pour les lasers Kavo Er ;YAG (66)



Figure 3. Contre-angles optiques.
A. Contre-angle optique 2060™, Kavo : miroir.
B. Contre-angle optique ™, Fotona : saphirs.

Figure 22 : pièce à main proposée pour l'odontologie conservatrice pour les lasers Kavo Er ;YAG (66)

2.2.4. Laser ER CR / YSGG

Milieu actif cristal d'yttrium scandium gallium garnet dopé à l'erbium chromium.

Longueur d'onde : 2780 nm

Transmis par : fibre optique

Mode : pulsé

Ces deux types de laser possèdent une forte absorption dans l'eau et ont une grande affinité pour les cristaux d'hydroxyapatite. Ce qui leur permet une éviction carieuse et une préparation dentaire facilement réalisable.

Caractéristiques :

- Effets photo mécanique
- Forte absorption par l'eau et l'hydroxyapatite

Indications :

En dentisterie conservative :

- Eviction carieuse
- Collage

En endodontie :

- Stérilisation et décontamination canalaire

En parodontologie :

- Débridement
- Décontamination des poches parodontales

En chirurgie :

- Freinectomie
- Epulis, fibrome, papillome, lichen plan...
- Résection apicale
- Approfondissement des vestibules
- Elongation coronaire
- Forage en implantologie.

2.2.5. KTP

Milieu actif : cristal de kalium-titanyl-phosphate

Longueur d'onde : 532 nm

Caractéristiques :

On note une faible absorption dans l'eau, et l'hydroxyapatite, mais une forte absorption par la mélanine et l'hémoglobine.

Effet Photobleaching

La longueur d'onde du laser KTP est de 532 nm, une des rares, appropriée pour le Photobleaching. Cet effet permet de dissoudre les molécules de couleurs (entre autres, les tétracyclines) présentes dans le premier tiers de la dentine (référence à l'étude en rapport avec la faisabilité du Photobleaching).

L'effet photochimique

Cet effet permet une production plus importante de radicaux libres que les activations thermiques ordinaires de peroxyde d'hydrogène. Cela a pour conséquence de limiter l'échauffement à hauteur de la pulpe.

Indications

En chirurgie : Le haut degré d'absorption dans l'hémoglobine, l'oxyhémoglobine et la mélanine rend le laser KTP parfaitement adapté pour les petites interventions chirurgicales avec une parfaite hémostase. Les effets de température limités dans le tissu environnant ne provoquent aucune nécrose et donc aucune rétraction postopératoire.

En endodontie et parodontie : La stérilisation lors de traitements endodontiques et parodontaux est obtenue par l'effet thermique du laser KTP sur la population bactérienne présente (Prevotella, Porphyromonas).

En odontologie conservatrice : scellement de la dentine tubulaire et donc diminution des sensibilités de collets, blanchiment.

Nouveauté



SmartLite

Figure 23: laser KTP smarlite proposé par la société deka. www.deka.fr (65)

2.3. LASER A DIODE

GENTLEray 980



figure24 : laser à diode proposé par la société kavo www.kavo.fr (66)

Milieu actif : solide combiné à des cristaux types Aluminium, Gallium, Indium, Arsenide

Domaine spectral : infra- rouge 800nm à 980 nm

Transmis par fibre optique

Puissance : 2 à 20 w (usage le plus fréquent 5w)

Mode : continu ou pulsé

Caractéristiques :

- Rayon fortement absorbé dans les chromophores (hémoglobine, mélanine, bactéries)
- Peu absorbé par l'eau
- Pénétration en profondeur 5mm
- Permet une élévation rapide de la température, il doit être utilisé en association avec de l'air ou de l'eau

Indications :

- en endodontie pour la stérilisation canalaire
- pour la chirurgie des tissus mous
- en parodontie : pour la décontamination des poches parodontales

3. LASER ET CARIOLOGIE

3.1. DETECTION CARIEUSE

3.1.1. Rappel du processus carieux

Le processus carieux est décrit comme étant un phénomène lent, réversible et transmissible, provoqué par une activité bactérienne (Arend 1986, Kidd 1993, Thylstrup 1998). Les lésions carieuses commencent toujours par une déminéralisation de la surface de la dent, déminéralisation d'abord uniquement visible au microscope puis aboutissant à des altérations dans la structure minérale de l'émail avec une image caractéristique dite « crayeuse » de la surface dentaire et enfin, à l'effondrement de la zone touchée par le processus carieux et la formation d'une cavité. Le diagnostic à ce stade est relativement facile et le traitement simple par une obturation classique.

Le diagnostic des lésions débutantes est lui beaucoup plus problématique et particulièrement lorsque la surface occlusale ou proximale est macroscopiquement intacte. La proportion de caries dites « cachées » est de plus en plus importante et augmente d'autant le risque d'erreur dans le choix de la décision de traitement.

3.1.2. Les difficultés de diagnostic des lésions débutantes avec les moyens de détection conventionnelle

Nous devons établir des corrélations entre plusieurs techniques différentes d'observation par des tests statistiques portant sur un caractère particulier comme la sensibilité ou la spécificité par exemple. La sensibilité d'un test représente sa capacité à détecter si une carie existe, la spécificité représente la capacité de détection d'une surface saine en tant que telle.

3.1.2.1. Détection visuelle

Elle est à réaliser sur dent propre et sèche, sous un bon éclairage et à l'aide d'un miroir. Il faut rechercher une opacité, une coloration ou une modification de translucidité de l'émail. Si on utilise les critères définis par Cortes et coll (2000), on obtient un score allant de 0 à 4 :

- 0 correspond à l'absence de translucidité après séchage prolongé (supérieur à 5 s),
- 1 représente une opacité ou une coloration difficilement visible sur dent humide mais distinctement visible sur dent sèche,
- 2 correspond à une opacité ou une coloration visible sans séchage,
- 3 correspond à la présence d'une cavité amélaire au niveau d'un émail opaque coloré et/ou une coloration grisâtre de la dentine sous jacente,
- 4 correspond à la présence d'une cavité au niveau de l'émail avec exposition dentinaire.

3.1.2.2. Détection visuelle avec utilisation de moyens grossissant

Le recours à des aides optiques telles que les loupes peut être utilisé. Cependant il a été démontré récemment qu'elles n'apportent pas de réelles améliorations dans le diagnostic précoce des caries (Haak en 2002).

3.1.2.3. Le sondage

Pendant longtemps la sensibilité tactile a été la méthode la plus utilisée pour la détection carieuse. Il fallait rechercher des modifications de consistance des tissus dentaires. La fiabilité de cette technique repose sur la résistance ressentie par le praticien pour retirer la sonde introduite en force dans les anfractuosités de la dent. Cette technique reflète plus le rapport existant entre les caractéristiques de l'extrémité de la sonde et les critères anatomiques du sillon et par conséquent fournit peu d'informations sur la nature pathologique de la zone sondée. Cette méthode a donc été remise en question du fait des inconvénients qu'elle apportait. En effet l'introduction en force d'une sonde dans un sillon anfractueux peut provoquer des traumatismes de l'émail augmentant ainsi les risques de progression de la lésion (Ekstrand 1987). On note une hypothèse qui rendrait le sondage responsable de la contamination de site sain par transport bactérien d'un site à l'autre (Hennequin et Lasfargues 1999). Cette méthode reste néanmoins utile pour se rendre compte de la perméabilité dentinaire.

3.1.2.4. Passage du fil dentaire

Le passage du fil permet la détection des lésions cavitaires mais n'est d'aucune utilité pour la détection des lésions initiales.

3.1.2.5. L'examen radiologique

C'est un examen de seconde intention mais qui permet d'apporter au praticien un maximum d'informations. Le cliché rétro-coronaire ou bite-wing reste le mieux adapté à la détection de caries proximales. Toutefois leur fiabilité est faible si l'épaisseur de tissu minéralisé est importante. Lors de la lecture d'une radiographie, on recherche une discontinuité de la ligne de contour amélaire, ou la présence d'une zone radio claire à la jonction amélo-dentinaire. Dans le cadre d'une dentisterie préventive, un certain nombre de lésions dites « précoces » resteront non radio visibles. (Lussi 1998)

La radiographie conventionnelle donne une sensibilité $r = 0.12-0.8$ et une spécificité de $r = 0.67-0.97$ (selon les auteurs Le et Verdonschot 1994). L'examen aux rayons X ne peut donc pas être un élément de diagnostic fiable d'une lésion initiale, mais il permet d'améliorer significativement la précision d'un diagnostic sur une lésion déjà avancée (Lussi, 1993).

Aujourd'hui la radiographie numérique est de plus en plus utilisée dans les cabinets dentaires. Pour Daudibertiers, elle constituerait un meilleur outil diagnostique du fait de la possibilité de modification des contrastes. Il semblerait qu'un grand contraste soit nécessaire au diagnostic. Toutefois cette théorie est très controversée.

3.1.2.6. La transillumination

Elle repose sur le principe de dispersion de la lumière sur les zones déminéralisées. L'apparence de la surface d'une dent est due à ses propriétés optiques d'absorption et de réflexion de la lumière. Plusieurs types de lumières ont été testées afin d'améliorer la visualisation des altérations de surfaces : la lumière blanche, la lumière violette (inférieure à 455nm), la lumière ultra-violette (lampe à photo-polymériser), et la lumière cohérente. Durant des années ces techniques ont été très utilisées pour la détection de caries initiales (Angmar-Mansson 1987, Brinkman 1988). L'illumination est délivrée par l'intermédiaire des fibres d'une source lumineuse halogène placée au niveau de la surface dentaire (Verdoncot 1992) La transillumination par fibre optique permettrait alors le diagnostic des lésions carieuses débutantes notamment sur les dents antérieures ainsi qu'au niveau des surfaces inter-proximales à condition qu'il n'y ait pas eu d'obturation préalable des zones étudiées. Cependant cette technique a ses limites. En effet la transillumination ne permet pas de quantifier la porosité de l'émail et les variations dans la structure cristalline. (Angmar et Mansson 1996).

3.1.2.7. Les autres méthodes de diagnostic :

3.1.2.7.1. Détection par mesure de la conductivité électrique

Une dent possède une faible conductivité électrique du fait de la présence de l'émail. Face à une zone de déminéralisation on observe une augmentation de la conductivité électrique (Huysmans 1998). Cette technique est donc basée sur la recherche de modifications dans la conductivité électrique de la dent. L'augmentation de la conductivité est due à la présence de micro-cavités dans les sites de déminéralisations.

3.1.2.7.2. Méthode endoscopique

Cette technique demande l'utilisation d'un endoscope et d'une lumière blanche connectée à un appareil par un système de fibre optique. Une isolation et un séchage des dents doivent être préalablement réalisés. Cet examen peut également être réalisé avec une lumière fluorescente.

3.1.2.7.3. Air abrasion

Cette technique a été introduite par Goldstein et Parkins en 1995. Ce système permet l'élimination des colorations sur les sillons douteux par projection d'une poudre d'alumine. L'élimination de ces colorations permet ou non la mise en évidence d'une lésion sous-

jacente. Une étude de 2001 par Mc Comb et Tam a permis de caractériser cette technique de non spécifique au diagnostic de la carie.

3.1.2.7.4. Ultrasons

Chaque tissu possède une impédance acoustique qui caractérise son modèle sonore interne. Tout changement dans ce modèle peut constituer le développement d'une lésion pathologique. La détection ultra- sonore d'une zone déminéralisée a été étudiée par de nombreux auteurs. Cependant elle en est encore qu'au stade expérimental.

3.1.3. Le DIAGNOdent ou détecteur de carie à fluorescence laser

En 1998, un nouveau type de laser permettant la détection carieuse est introduit sur le marché. Cette technologie se base sur la mesure des différences de fluorescence entre un tissu sain et un tissu carié. Ce dispositif apparait comme un bon outil de diagnostic des caries occlusales et proximales.

3.1.3.1. L'auto -fluorescence laser

Tout tissu biologique exposé à la lumière va l'absorber en dispersant et en réfléchissant les photons qui la composent. Selon la longueur d'onde de la lumière, ils vont émettre une fluorescence. On parle d'auto- fluorescence. (De Josselin De Jong 1995, Feirra Zandona 1998, Eggertsson 1999, König 1999). Cette fluorescence va permettre de mettre en évidence les zones riches en matières organiques que sont les zones cariées. L'émail sain possède une fluorescence faible dans le spectre rouge des ondes électromagnétiques alors qu'une zone déminéralisée apparaîtra fortement fluorescente. On distingue deux types de fluorescence : la fluorescence laser quantitative et la fluorescence laser expérimentale avec marqueur DELF.

3.1.3.1.1. La fluorescence laser quantitative

Elle utilise une lumière laser proche de 400 nm pour quantifier la déminéralisation et par conséquent la sévérité de la lésion. Toutefois cette méthode ne permet pas de différencier une lésion confinée à l'émail d'une lésion atteignant la dentine. Plusieurs études ont montrées que le système QLF(quantitative laser fluorescence) a une capacité limitée de mesure de la profondeur des lésions, de l'ordre d'une centaine de microns. Ce dispositif peut uniquement différencier les déminéralisations de l'émail mais ne peut faire la différence entre carie, hypoplasie et structure anatomique inhabituelle. C'est sur ce principe de fluorescence quantitative qu'a été développé le DIAGNOdent. La longueur d'onde utilisée par celui-ci est de l'ordre de 655 nm.

3.1.3.1.2. La fluorescence laser expérimentale avec marqueur DELF

Ce dispositif présente le même principe de fonctionnement à la différence qu'il utilise un marqueur qui permet la détection des lésions initiales.

3.1.3.2. Mesures de sécurité

3.1.3.2.1. Précautions d'emplois

Il appartient à la classe 2 de la classification laser suivant EN 60825-1 : 1993 + A1 : 1997 + A2 : 2001

L'utilisation de ce dispositif médical nécessite quelques précautions :

➤ **Perturbation des équipements électro médicaux par des radiotéléphones.**

Pour garantir la sécurité de fonctionnement des équipements électromédicaux, il est recommandé d'interdire l'utilisation de téléphones mobiles dans les cabinets et les cliniques.

➤ **Stimulateur cardiaque**

Il faut s'attendre, lorsqu'on soigne un patient porteur d'un stimulateur cardiaque, à ce que le traitement ait une incidence sur le fonctionnement du stimulateur.

La règle veut que le patient signale au praticien qu'il est porteur d'un stimulateur cardiaque. La présentation du certificat d'identification de l'appareil permet au praticien informé d'apprécier dans quelle mesure ses instruments peuvent influencer sur le fonctionnement du stimulateur. Lors de l'anamnèse des patients, la question sur l'implantation éventuelle d'un stimulateur cardiaque doit être systématiquement posée.

Le DIAGNOdent :

- est destiné uniquement aux soins dentaires appliqués dans le cadre de la médecine dentaire,
- il ne doit pas être utilisé en atmosphère déflagrante,
- toute utilisation non conforme à la destination de l'équipement est interdite et est susceptible de provoquer des risques,
- est un dispositif médical aux termes des dispositions légales correspondantes en vigueur en Allemagne.

Aux termes de ces dispositions, l'équipement doit être utilisé par une personne compétente et uniquement pour l'application à laquelle il est destiné, dans le respect :

- Des dispositions légales en vigueur concernant la sécurité du travail,
- Des mesures de prévention des accidents en vigueur
- Ainsi que des présentes instructions de service.

KaVo DIAGNOdent 2095

A 2 Description de l'équipement

- ① Visuel pour l'indication de la valeur de mesure actuelle
- ② Visuel pour l'indication de la valeur maxi
- ③ Sonde
- ④ Interrupteur à bague
- ⑤ Manche
- ⑥ Carquois pièce à main
- ⑦ Tuyau
- ⑧ Standard C avec support
- ⑨ Réglage du signal acoustique
- ⑩ Présélection de l'emplacement mémoire de sonde A-B-C
- ⑪ Entrée de la valeur de référence
- ⑫ Touche pour le calibrage
- ⑬ Témoin d'usure des piles
- ⑭ Emplacement mémoire A pour sonde 1
- ⑮ Emplacement mémoire B pour sonde 2
- ⑯ Emplacement mémoire C pour sonde 3
- ⑰ Interface
- ⑱ Haut-parleur pour signal acoustique
- ⑲ Plaque signalétique
- ⑳ Support de batterie
- ㉑ Raccord de tuyau pour sonde

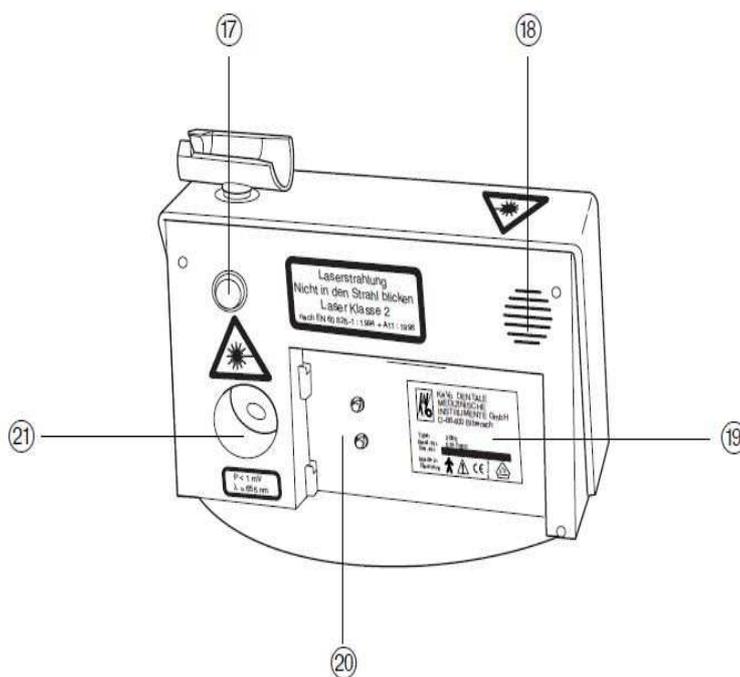
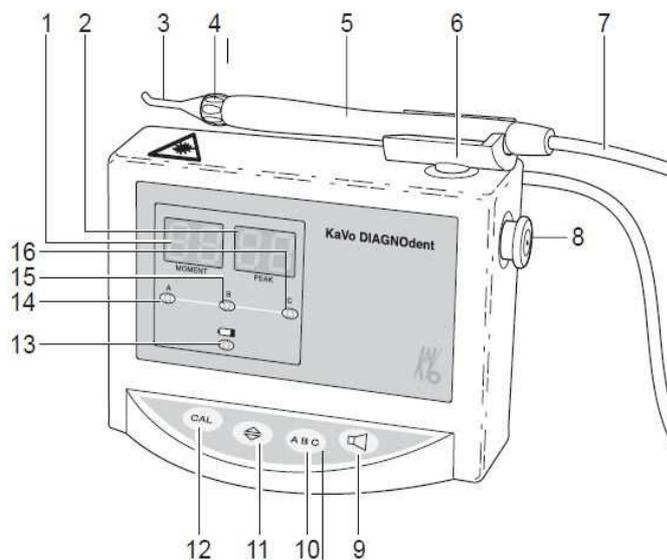


Figure 25 : schéma du DIAGNOdent proposé par kavo

3.1.3.2.2. Fonctionnement et manipulation

Le DIAGNOdent est un nouvel instrument laser créé en 1998. L'unité principale mesure 12*15*11 cm et est connectée à la pièce à main par deux câbles : un descendant l'autre remontant. Ces câbles sont constitués de fibres optiques. Chaque fibres est entourée d'une série de 8 fibres chargées de collecter les photons fluorescents émis par les chromophores contenus dans la lésion carieuse (ce sont essentiellement des métabolites bactériens comme Tryptophan, Hydroxypyridinium, Protoporphyrine IX (Banerjee et coll. 1998), Tyrosine, coenzymes et flavines (König et coll. 1998)).L'unité principale émet une lumière laser de longueur d'onde 655 nm, qui sera absorbée par les composants organiques et inorganiques de la surface dentaire. L'examen au DIAGNOdent se réalise sur dent propre et sèche, une élimination de toute plaque dentaire est donc indispensable. On note la présence de deux types de fibres optiques : une dirigée vers la surface occlusale de la dent (fibres descendantes), et l'autre qui va recevoir la lumière réémise et lui attribuer une valeur qui sera affichée sur l'appareil. Le DIAGNOdent est calibré pour chaque patient sur une surface d'émail saine.

Le DIAGNOdent émet plusieurs types d'indications : tout d'abord un signal sonore indiquant la présence d'une zone déminéralisée (il est proportionnel à l'importance de la lésion), puis une indication numérique et enfin une mémorisation du pic de dégradation.

L'appareil DIAGNOdent assigne une valeur se situant entre 0 et 99 sur l'appareil, en relation avec le changement de propriété physique de la lumière. Une lésion carieuse est active lorsque le taux des déminéralisations dépasse le taux des reminéralisations (Hennequin et Lasfarges, 1999). Lussi rapporte qu'un résultat entre 0 et 4 indique l'absence de carie ou bien une carie du quart externe de l'émail. Les nombre 5 à 12 indiquent des caries du quart interne de l'émail avec atteinte de la jonction amélo-dentinaire pour les numéros les plus hauts. Par exemple, une lecture près de 10 est associée à une carie dans l'émail, reminéralisable, tandis qu'une lecture au-dessus de 60 signifie une carie extensive se trouvant dans l'émail et la dentine.

Recommandations thérapeutiques :

- 0 - 13: protocole prophylactique normal
- 14 -19: protocole prophylactique plus poussé
- 20 - 29: restauration "a minima" et prophylaxie poussée
- > 30 : Restauration + prophylaxie poussée

Lorsque la sonde est appliquée sur la dent, le contact avec la surface de la dent doit être à peine perceptible. En plus des caries, l'appareil détecte également le tartre, les colorations, la plaque dentaire et partiellement aussi les obturations. L'affichage ne permet pas, néanmoins, d'en faire la différence. Une plus grande précision de diagnostic peut être obtenue à l'aide de légers mouvements pendulaires, du fait de la dispersion de la lumière.

Lussi et coll. (1999) obtiennent des résultats de sensibilité $r = 0.76$ à 0.87 et une spécificité de $r = 0.72$ à 0.87 avec une reproductibilité excellente quelle que soit la profondeur de la carie.

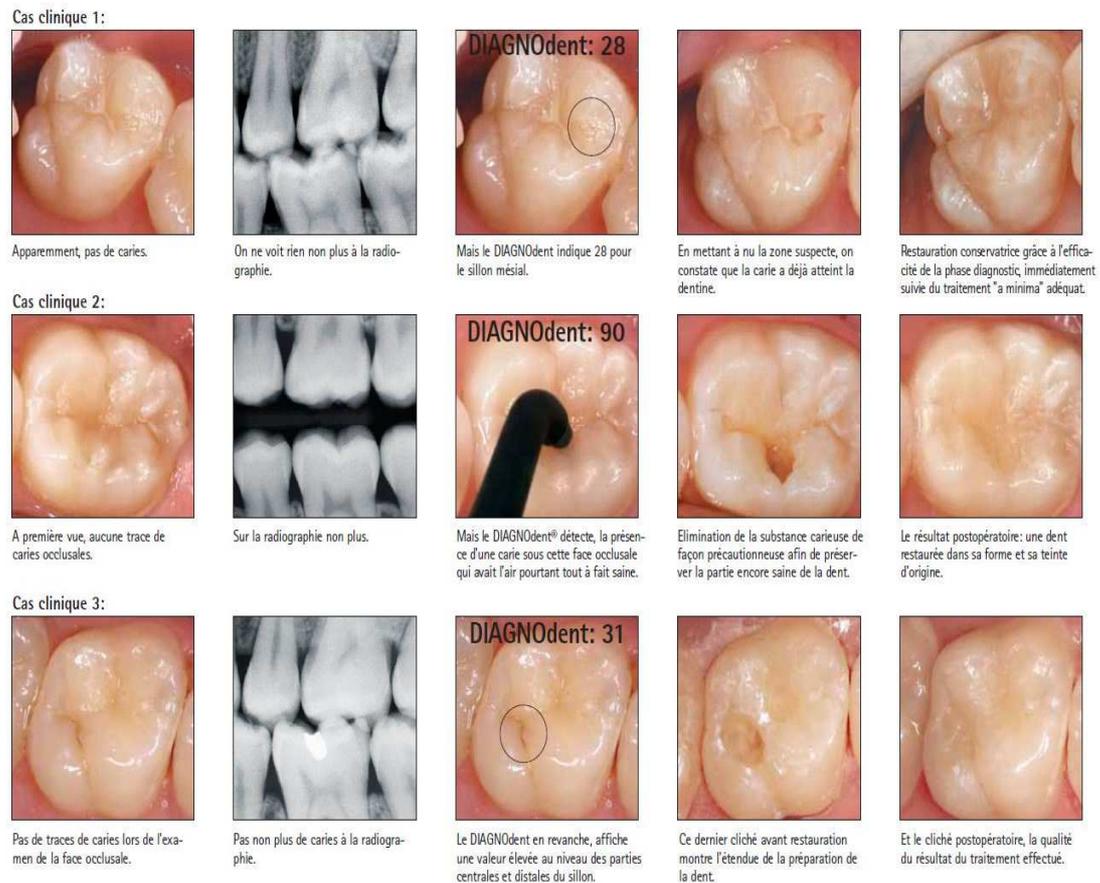


Figure 26 : cas cliniques illustrant l'utilisation du DIAGNOdent. Les clichés montrés ici nous ont été aimablement prêtés par le Prof. Dr Adrian Lussi (CH-Berne)

Avantages pour le patient:

- dépistage précoce et efficace des caries
- modernité du procédé (la substance dentaire encore saine est préservée)
- traitements "a minima" et indolores
- le plaisir de conserver ses dents naturelles

Avantages pour le clinicien:

- l'assurance de ne pas avoir oublié de caries cachées
- détection atraumatique
- diversification de vos choix thérapeutiques
- un investissement vite rentabilisé.

3.2. ACTION DU RAYONNEMENT LASER SUR LES TISSUS DENTAIRES

C'est à Darling que l'on attribue les premières études du laser sur le tissu carié .De ces études vont ensuite découler plusieurs publications notamment celle des chercheurs Stern et Sognaes de l'Université de Californie sur les effets du laser à rubis sur l'émail. Ils avaient observé une augmentation de la résistance de l'émail à la déminéralisation. Toutefois après de nombreuses études cliniques, l'utilisation du laser à rubis sur les tissus durs a été abandonnée du fait des trop grands dégâts causés sur le complexe pulpaire. De nouvelles recherches sur de nouveaux lasers ont donc été entreprises. En 1985, Stewart arriva la conclusion que l'utilisation du laser CO₂ sur l'émail entraîne la formation d'un composé qui se fixe à l'émail. En 1991, Walsh et Perham pose une des indications du laser CO₂ à savoir le scellement des puits et fissures. Hibst et Keller ont été les premiers en 1989 à étudier l'usage d'un laser Er:YAG pulsé pour éliminer les tissus dentaires minéralisés, émail et dentine, qu'ils soient sains ou cariés

3.2.1. Principes fondamentaux

Le laser est utilisé pour réaliser un transfert d'énergie entre le rayonnement et le tissu cible. L'effet est fonction de la densité d'énergie, du temps d'application du rayon sur les tissus, de la longueur d'onde et de son mode, continu ou pulsé. Après irradiation laser, quatre types de d'interactions peuvent survenir :

- la réflexion,
- la transmission,
- la diffusion,
- l'absorption.

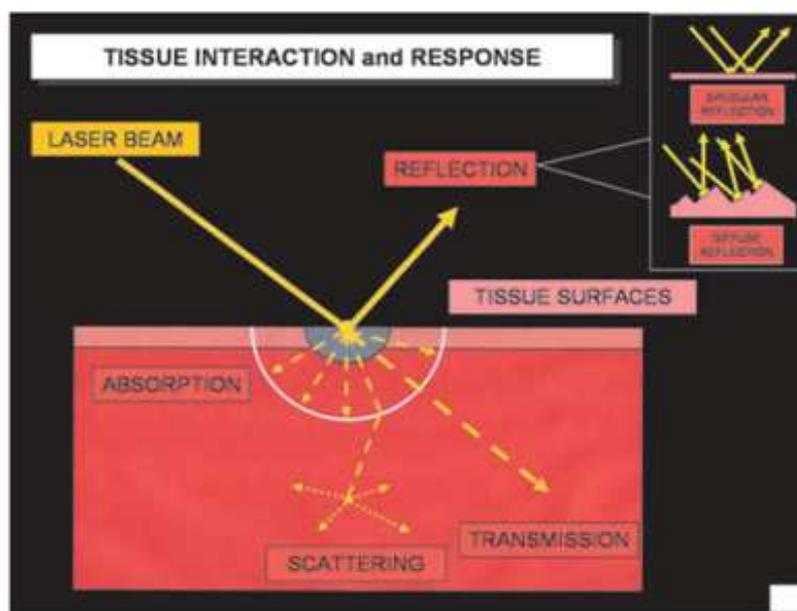


Figure 27: les interactions laser/tissue *The Journal of Adhesive Dentistry* 12

3.2.1.1. La réflexion

La réflexion est un brusque changement de direction d'une onde à l'interface de deux milieux. Il s'agit en fait d'une absorption quasi nulle, ne provoquant aucun effet thermique sur le tissu. Le rayonnement est réfléchi sur le tissu cible comme sur un miroir. Deux processus de réflexion sont possibles ; la réflexion spéculaire (le rayon est réfléchi dans une unique direction) et la réflexion diffuse (le rayon est réfléchi dans de multiples directions).

3.2.1.2. La transmission

Ce phénomène correspond au transfert d'énergie à travers le tissu. Il n'a aucune incidence (aucun effet ni lésion).

3.2.1.3. La diffusion

Elle correspond à la propriété que possède la matière à disperser la lumière dans toutes les directions. Cette diffusion se fait sans perte d'énergie ni échange thermique.

3.2.1.4. L'absorption

L'absorption désigne le processus physique par lequel l'énergie électromagnétique est transformée en une autre énergie. Quand la lumière laser est absorbée, elle se transforme en énergie thermique.

3.2.2. Action sur l'émail

3.2.2.1. Traitement par laser Nd ;YAG

Le laser Nd : YAG a été élaboré en 1964 par Geusic et coll. Il émet dans l'infrarouge à une longueur d'onde de 1064nm. Les études réalisées sur l'utilisation du laser Nd :YAG, dans le domaine de l'odontologie conservatrice s'accordent sur son efficacité. A savoir, la recristallisation de l'apatite et la formation d'une phase additionnelle de phosphate de calcium : c'est-à-dire un substitut de magnésium beta- TCMP, beta- $(Ca,Mg)(PO_4)_2$ et tétra-calcium phosphate TetCP, $Ca_4(PO_4)O$. Cependant comme pour l'ensemble des lasers commercialisés, les scientifiques s'accordent sur le fait qu'une application prolongée provoque des dégâts thermiques. En odontologie conservatrice, un échauffement de la pulpe peut provoquer des dégâts irréversibles. Il a donc été nécessaire de mener des expérimentations afin de définir les réglages optimums des lasers. Von Fraunhofer et Allen ont évalué qu'une irradiation de 1W pendant 12 secondes entraînait des risques de dommages pulpaire. Goodis définissait qu'une irradiation de 2 minutes à 3W provoquait une modification histologique de la pulpe. En 1995, après de nombreuses autres études, il fût conclu que le laser Nd : YAG était efficace pour l'ablation de carie de l'émail.

Il est possible d'améliorer les capacités d'interaction laser/tissu en utilisant des agents de surfaces spécifiques. En effet, on sait que l'efficacité de l'irradiation laser est dépendante du coefficient d'absorption de la longueur d'onde par le tissu. Différents colorants ont été utilisés pour tester l'absorption du rayonnement. Une meilleure élimination des tissus est obtenue avec le conditionnement préalable du tissu à l'encre noire.

Hennig a démontré que la lumière laser était mieux absorbée par l'émail carié que par un émail sain. Il serait donc possible grâce au laser Nd :YAG d'éliminer la lésion carieuse tout en conservant l'émail sain. Cette hypothèse est validée en 2002 par Harris.

3.2.3. Traitement par laser Erbium

Deux lasers ont été sélectionnés pour leur efficacité dans les soins conservateurs. Le laser Er : YAG 2940 nm et le laser Er ; Cr : YSGG 2790 nm. La propriété qui a permis d'envisager l'usage du laser Er: YAG en odontologie restauratrice est l'absorption du rayonnement laser par deux composants principaux des tissus dentaires : l'eau et l'hydroxyapatite. Pour l'eau, le pic d'absorption dans le moyen infrarouge se situe à la longueur d'onde de 2 940 nm **(l'absorption est 8 à 10 fois plus important que pour le laser CO₂ et 20 000 fois plus que pour le laser Nd:YAG.)**

Pour l'hydroxyapatite Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂, le pic d'absorption moyen se situe à 9 600 nm. Ainsi, l'action d'une irradiation laser sur l'émail et sur la dentine résulte de la combinaison de l'absorption du rayonnement dans l'eau et l'hydroxyapatite.

À la longueur d'onde de 2 940 nm, l'absorption est deux fois plus élevée pour la dentine que pour l'émail. L'ablation dentinaire est donc plus efficace que l'ablation amélaire.

3.2.3.1.1. Laser Er : YAG

Le laser Er : YAG est le seul laser qui permet le travail sur tissus dur et tissu mou. On obtient des profondeurs d'ablation de 200 à 2000 µm après une application de 10 impulsions à une puissance de 50J/cm². L'énergie libérée par le faisceau laser provoque l'élévation de température de l'eau contenue dans les tissus dentaires jusqu'à évaporation de celle-ci. La vaporisation de l'eau entraîne la formation de vapeur à haute pression qui cause une micro explosion des tissus dentaires. L'eau des tissus est vaporisée sans fonte des composants organiques et inorganiques. C'est le phénomène d'évaporation de l'eau dans le substrat minéral qui permet la formation de la cavité.

La conduction thermique dans les tissus environnants ne peut être totalement évitée même si la plupart des radiations ont été absorbées par l'eau. Il apparaît donc nécessaire d'utiliser un spray air/eau en complément du faisceau laser. En effet en l'absence de refroidissement, Visuri et al ont mesuré que l'élévation de température dans la pulpe pouvait dépasser 15°C. Hoke et al ont montré que la pulvérisation d'un spray air/eau ne perturbait pas l'ablation de dentine et d'émail. Avec un débit air/eau adapté les dommages pulpaires peuvent être évités. Les différentes études menées ont prouvé que la

température de la pulpe augmentait en moyenne de 2,2°C au cours d'un traitement laser (Hibst R et Coll 1990, Anic 1992). Paghdiwala et al. ont observé que l'élévation de température était influencée par la puissance du laser, le temps d'exposition et l'épaisseur de dentine résiduelle.

Les auteurs se sont beaucoup intéressés aux modifications microscopiques des tissus dentaires. Dostalova et al. ont étudié ces modifications lors d'une irradiation sans spray. On peut alors observer des micros- craquelures sur les bords d'émail de la cavité, une fusion des tissus voire une carbonisation. L'irradiation avec spray d'air/eau permet d'éviter ces sévères dommages collatéraux.

L'interaction laser/tissu est accompagnée d'un bruit caractéristique pour ce type de laser : **un claquement.**

L'efficacité de l'ablation laser dépend de plusieurs paramètres : Energie mJ/cm^2 , la fluence J/cm^2 , la densité de puissance W/cm^2 , le nombre de pulsation seconde, et la durée du traitement.

Mehl et al. ont testé de nombreux paramètres, et les expériences ont révélé qu'une irradiation de 250 mJ/pulsation, sous 15 Hz pendant 40 secondes permet une ablation de 6 mm de dentine. A 400 mJ, le volume d'ablation est de $0.017 \text{ mm}^3/\text{pulsation}$.

- A partir d'un temps d'une seconde avec une puissance de 35 W, la couche superficielle de l'émail est détruite donnant l'aspect d'une surface prismatique en nid d'abeilles.
- Si la puissance est augmentée, pour un même temps d'une seconde, une fonte partielle des prismes provoque un avivement du relief en approfondissant l'impact.
- Si le temps est augmenté en gardant la même puissance, un halo de diffusion thermique adoucit le relief.
- Un impact de 0,5 seconde, d'une puissance de 5 Watts provoque une vitrification de l'émail.
- Si la puissance est augmentée, l'impact s'approfondit formant un véritable cratère cerclé d'une couronne périphérique en relief.
- L'augmentation du temps d'application entraîne un agrandissement du halo de diffusion sans approfondissement du cratère.

➤ **Influence de la durée de pulsation et de la fluence**

Nous nous baserons sur l'étude de Yuki NISHIMOTO, qui étudie la profondeur et le diamètre des préparations cavitaires en fonction des durées de pulsations.

Pour cette étude on utilisera un laser Er :YAG HOYA photonics , Tokyo, Japan avec une longueur d'onde de 2940 nm et une énergie 30 à 350 mJ/pulsation. Le laser sera utilisé en mode pulsé (1 à 60 pulsation/sec, les durées d'impulsion étant 100 à 500 µsec). Le faisceau laser sera délivré par une fibre optique et une pièce à main sur laquelle est montée une pointe en quartz de 600 µm de diamètre ainsi qu'un système de refroidissement (débit eau 17,6 ml/min et air 1,21 ml/min).

L'étude a été réalisée sur 10 dents conservées dans de l'eau distillée avec 0,01% de thymol. Une section longitudinale des dents pour obtenir des disques de dentine de 1 mm en utilisant une fraise à faible vitesse. La surface de chaque coupe est polie avec un papier diamanté. Chaque disque de dentine est placé sur une plaque en verre avec de la paraffine et du gel cyanoacrylate. La pièce à main est placée verticalement à une distance de 120µm. L'étude sera réalisée avec une énergie de 150 mJ/pulsation et des durées d'impulsions de 100, 150, 200, 300, 400, 500 µs. Chaque spécimen est irradié sur six différentes zones avec 6 durées de pulsations différentes.

L'analyse microscopique va permettre la mesure du diamètre et de la profondeur de chaque disque irradié. Les analyses sont confiées à deux laboratoires ANOVA et TURKEY'S HSD.

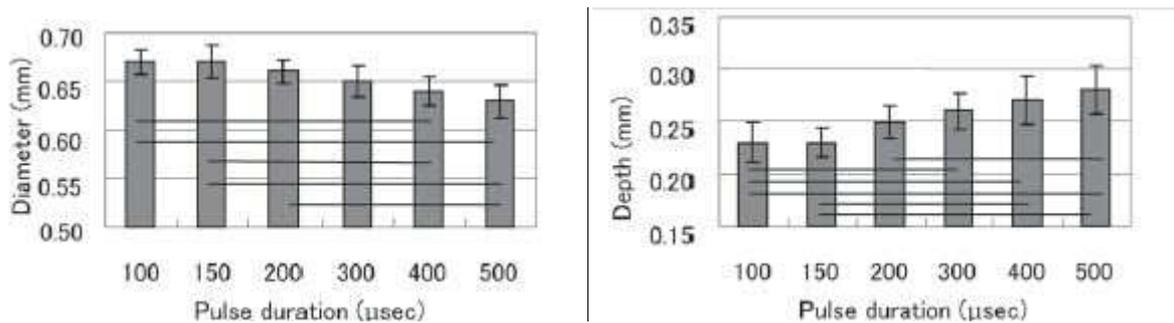


Figure 28 : diagramme représentant les profondeurs et les diamètres de cavités obtenus lors de temps de pulsation variés

L'analyse par microscopie à balayage va démontrer qu'il n'y a pas de différences morphologiques significatives entre les différents groupes : à savoir on obtient un cratère en forme de dôme avec absence d'une couche de smear layer et des tubulis dentinaires ouverts et sous chaque surface irradiée (à 10 µm de profondeur) la présence d'une zone noire.

Il a été prouvé que les dégâts thermiques étaient moindres lorsqu'on utilise un système de grande intensité avec une fréquence de répétition importante, mais un temps d'application court.

➤ Influence de la puissance

La vitesse d'élimination du tissu augmente à peu près linéairement avec la puissance moyenne du rayonnement. A des énergies modérées, la vitesse d'élimination des tissus sains (émail sain) apparaît plus lente pour un rayonnement laser que pour une fraise montée sur turbine à haute vitesse. Par contre sur tissu carié, on obtient le résultat inverse. Ainsi, le laser est concurrentiel pour l'élimination des tissus cariés, mais pour les préparations de grandes envergures nécessitant une élimination importante de tissu sain la turbine est plus pratique en termes de temps.

➤ Effet bactéricide du laser Er :YAG

La carie est une maladie poly- microbienne qui correspond à une déminéralisation acide des tissus durs de la dent. Ces acides sont produits par les bactéries endo-buccales. Les micro-organismes impliqués dans le processus carieux appartiennent à trois genres bactériens (travaux de Keyes) :

- le groupe des *Streptococcus mutans* impliqué dans l'initiation de la lésion carieuse,
- le genre *Lactobacillus*, impliqué dans la progression de la lésion carieuse,
- le genre *Actinomyces*, impliqué plus particulièrement dans les caries radiculaires.

En fait, l'énergie est transformée en chaleur qui se dépose sur une couche de surface mince qui correspond à la profondeur de stérilisation.

Dans les études bactériennes réalisées à des profondeurs différentes, il a été observé que l'élimination bactérienne était complète sur 0.3 à 0.4 mm. Pour une stérilisation complète, une dose totale d'environ 100 J/cm² doit être appliquée. Cette dose ne dépend pas de la fréquence de répétition des pulsations.

Des études ont prouvé qu'une augmentation de la puissance laser entraînait une diminution de la croissance bactérienne.

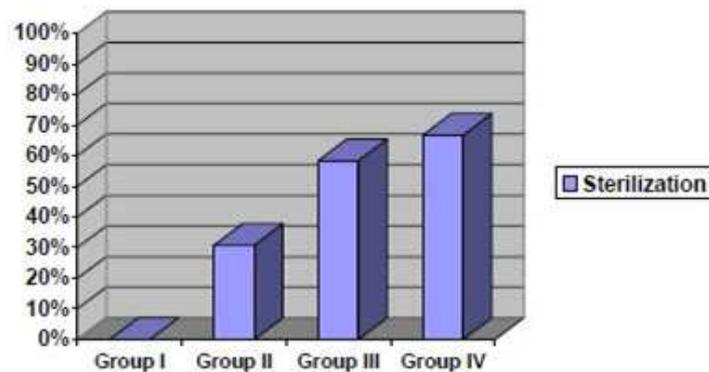


Figure 28 : Ce diagramme est issu de l'étude Leco-Berrocal Le groupe I représente le groupe témoin, le groupe II a été irradié avec un laser 2 Kavo à 250 mJ, le groupe III à 350 mJ, et le groupe IV à 450 mJ. Le diagramme représente les résultats obtenus à 7 jours. (35)

➤ Douleur ressentie par le patient

Avec ce type de laser, on peut recenser quelques cas douloureux. Cette sensation de douleur est souvent attribuée à l'effet thermique produit par le laser. Cependant elle peut également être due au mouvement des liquides intra- tubulaires lors de la vaporisation de l'eau.

3.2.3.1.2. Laser Er ; Cr :YSCG

Le mode de fonctionnement de ce type de laser est à peu près équivalent au laser Er ; YAG, à savoir une expansion sous « l'explosion » des molécules d'eau. Il émet un bruit sec caractéristique même lorsqu'il n'est pas en contact avec le tissu dentaire. Ce type de laser nécessite une énergie plus importante, l'ablation des tissus durs commence à une énergie de 10 à 14 J/cm² (6-10 J/cm² pour Er ; YAG). Le mécanisme d'ablation tissulaire utilise comme pour le laser Er ;YAG l'effet thermomécanique mais il utilise également l'effet

hydrophotonique apporté par les micro- gouttelettes d'eau du spray. En effet Rizoiu et al. ont démontré que les gouttelettes d'eau du spray absorbaient l'énergie laser, entraînant ainsi leur excitation et donc leur micro -expansion. Ainsi les forces résultant de cet effet provoquent la séparation mécanique des matériaux de surface, à savoir, l'élimination des tissus durs de la dent.

3.2.3.2. Etude comparative entre le laser Er ;YAG (2940 nm) et le laser Er ;Cr :YSCG

3.2.3.2.1. Comparaison des dégâts thermiques engendrés

Le but de cette étude est de définir le laser pour lequel la dent subira le moins de dégâts thermiques.

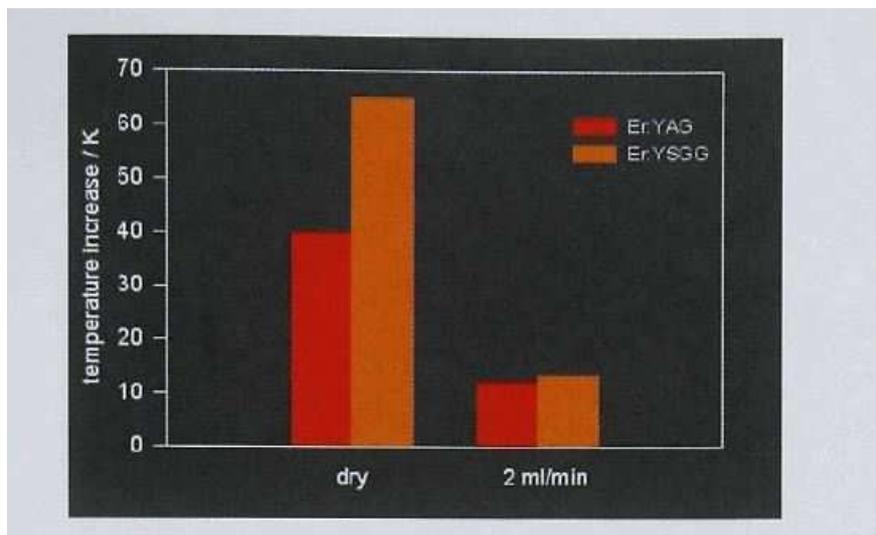


Figure 29 : diagramme comparatif du dégagement thermique engendré par les laser Er ; YAG et Er ;Cr :YSCG avec ou sans refroidissement par spray d'eau. *J Oral Laser Applications 2002: 2:203-212.*

On constate que le dégagement thermique du laser Er :YAG est plus faible que celui du laser Er ;Cr :YSCG.

3.2.3.2.2. Comparaison de la douleur engendrée par un traitement laser Er:YAG et un traitement par Er;Cr:YSCG

Une étude portant sur l'utilisation du laser Er:YAG 2940 nm à 250 mJ/pulsation à une fréquence de 8 Hz est réalisée sur 60 dents de 40 patients, et sur l'utilisation d'un laser Er;Cr:YSCG.

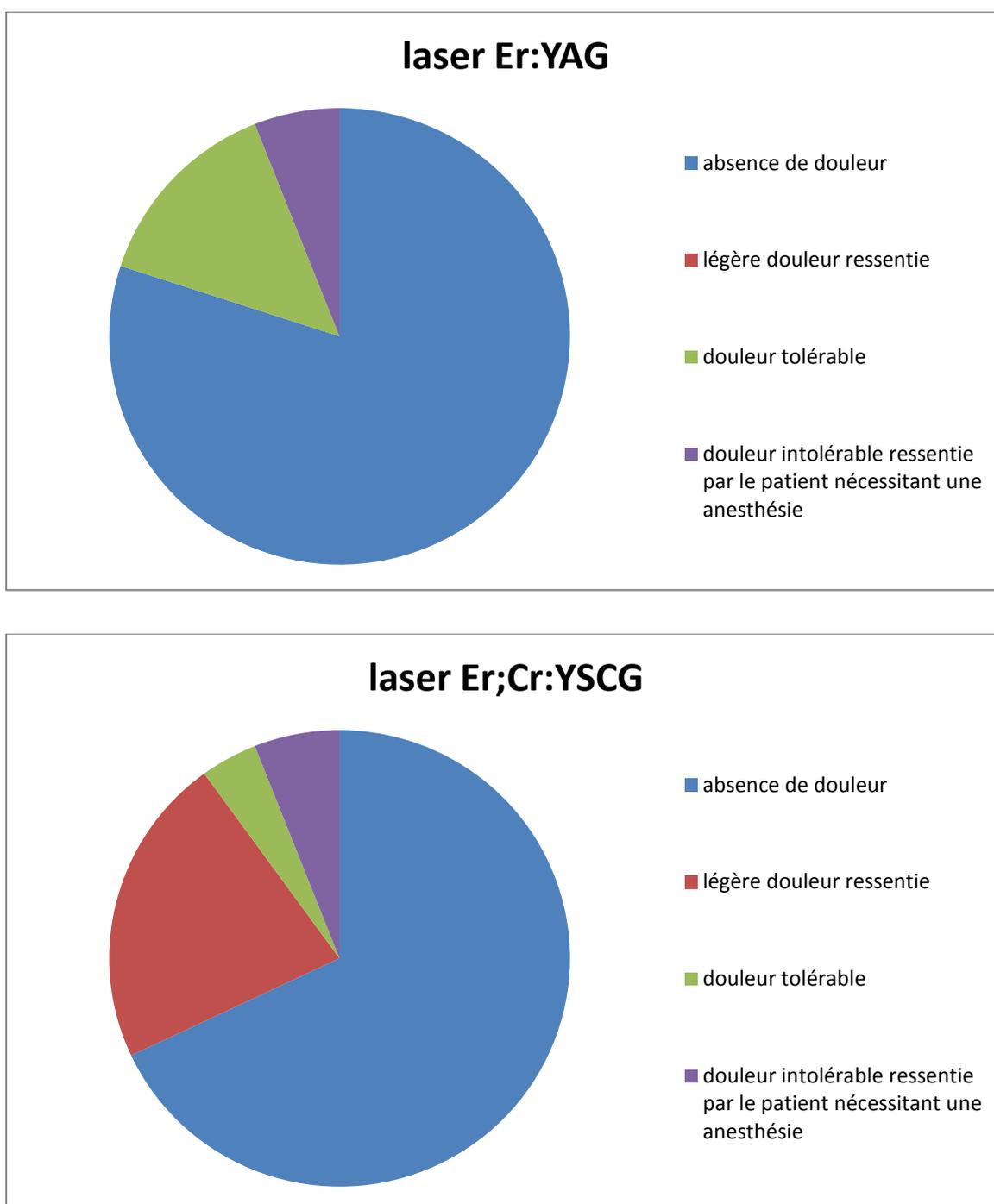


Figure 30 : diagramme représentatif de la douleur ressentie lors de l'utilisation d'un laser Er:YAG et Er;Cr:YSCG

On obtient des résultats quasi similaires pour les deux lasers. L'étude a également permis de comparer la douleur ressentie lors d'un traitement laser par rapport à un traitement conventionnel à la fraise. Il en est ressorti que 82 à 84% des patient préfèrent un traitement laser à un traitement conventionnel et seulement 16% ont été gêné par le bruit produit par le laser.

3.2.3.2.3. Comparaison du temps de traitement

Etude portant sur la réalisation de cavité par un laser et par la méthode conventionnelle. On obtient un temps moyen de 4 minutes pour la méthode conventionnelle et 15 secondes à 30 minutes pour le laser Er : YAG, et 30 secondes à 30 minutes pour un laser Er ; Cr : YSCG. Le temps de traitement est dépendant du type de cavité (classe I, II, III, IV, V) ainsi que de la profondeur de celle-ci.

3.2.3.2.4. Comparaison de la morphologie de la cavité obtenue

Avec le laser Er :YAG : on obtient une surface blanche, lisse et nette (dans quelques cas la surface est constatée rugueuse, et inégale), avec des tubulis dentinaires ouverts et l'absence de boue dentinaire (analyse en SEM).

Avec le laser Er ;Cr :YSCG, on obtient des micro- cavités régulières présentant des arêtes vives et des murs lisses (analyse en SEM).

Si l'on compare le diamètre des cavités obtenues pour les même paramètres pour les lasers Er :YAG et Er ;Cr :YSCG, on constate que le diamètre de la cavité obtenue par le laser Er :YAG dans la dentine apparait légèrement plus grand que celle obtenue par le laser Er ; Cr : YSCG, tandis que pour l'émail leur diamètre est identique.

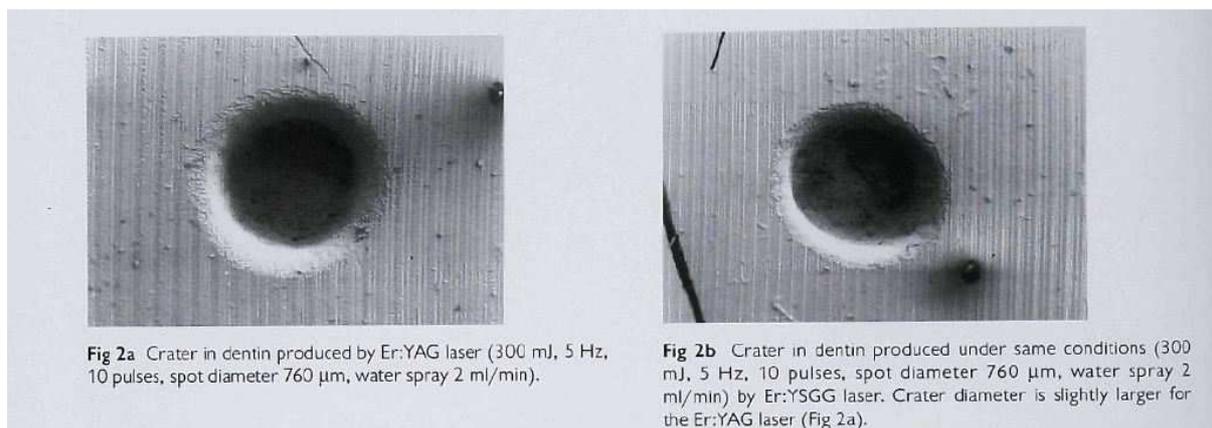


Figure 31 : comparaison de la taille des cratères obtenus avec un laser Er :YAG et un laser Er ;Cr :YSCGJ Oral Laser Applications 2002: 2:203-212.(53)

3.2.3.2.5. Conclusion

Les études montrent que la micromorphologie de l'émail traité par ces lasers est quasiment identique à une surface traitée par acide. Malgré des résultats assez similaires, la littérature montre que le laser Er : YAG reste le laser le plus utilisé en odontologie conservatrice.

3.2.3.3. Action du laser CO₂

Le laser CO₂ a été mis au point par Patel en 1964. Son haut coefficient d'absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite permet son utilisation en odontologie conservatrice. Il émet dans les infra-rouges à une longueur d'onde de 10600 nm. Du fait de cette longueur d'onde le faisceau est transporté par un guide d'onde creux (hollow glass guide technology) et non par une fibre optique qui provoquerait une perte d'énergie trop importante. Ce laser est utilisé sans contact avec le tissu cible. Le laser peut être utilisé en mode pulsé ou continu. Toutefois l'utilisation du mode continu en odontologie conservatrice a montré ses limites, en effet il a été observé une carbonisation des tissus. Ainsi nous préférons le mode pulsé pour l'ablation des tissus minéralisés. Effectivement, l'utilisation du mode pulsé permet de réduire les effets thermiques. De nouveaux lasers CO₂, plus modernes, ont été développés avec un mode spécifique, le mode super pulsé. C'est-à-dire que le laser émet une puissance de crête très élevée à une fréquence très rapide provoquant des impulsions très puissantes interrompues à intervalle régulier. Du fait des interruptions du flux énergétique, on obtient une meilleure dissipation de la chaleur et donc une diminution des risques de lésions thermiques. La longueur d'onde utilisée n'est alors plus 10600 nm mais 9600 nm.

En ce qui concerne les traitements des tissus dentaires durs, le laser au CO₂ est utilisé pour le conditionnement de l'émail, la stérilisation des cavités, le traitement des sensibilités dentinaires, les coiffages directs et l'inhibition des caries initiales.

Il provoque des modifications microstructurales de l'émail et de la dentine par fusion, à savoir : une vaporisation de l'aspect de surface, la carbonisation de la matrice collagénique, une couche fondue de 50 µm recristallisée. On remarque également la présence d'une couche atteinte thermiquement sur 150 pm et transformée, plus ou moins fissurée, sous la précédente ou alternant avec elle. Ces transformations structurales s'accompagnent de la stérilisation systématique de la dentine subsistante, de la cicatrisation avec régénération tissulaire et souvent de reconstruction de dentine secondaire lors d'une atteinte pulpaire à distance.

En conclusion, on peut observer la création d'une zone de surface plus homogène, dure et plus résistante à la dissolution acide (MELCER). Ainsi, la dentine exposée tend à s'opposer à la réinfection et aux complications de la maladie initiale. Le rayon laser provoque donc une activation cellulaire qui provoque la formation d'une dentine réactionnelle en regard de la lésion (Franquin). Le rayon Laser également une vitrification de la dentine saine et une stérilisation de la dentine exposée, tout en conservant le réseau vasculaire sous-odontoblastique (indispensable à la vitalité pulpaire.).

Les parois de la cavité obtenue par irradiations laser apparaissent irrégulières.

L'utilisation du laser CO₂ à faible fluence permet une altération de l'émail et de la dentine pour en augmenter sa résistance aux attaques acides. Les recherches effectuées à l'aide d'un laser au CO₂, n'ont pas entraîné de lésions pulpaires cliniquement manifestes après une durée d'observation de deux ans (Moritz A 1998a; Moritz A 1998b; Walsh L J 1994).

Un autre type de laser vient d'être développé : le TEA CO₂ laser (transverse excited atmospheric pressure). Il utilise un écoulement transversal de gaz, et fonctionne à des pressions élevées proches de la pression atmosphérique. Pour réduire les dommages thermiques provoqués par l'irradiation, une très courte durée de pulsation (de l'ordre de 100 nanosecondes) a été suggérée. L'efficacité d'ablation diminue lorsque la durée d'impulsion est raccourcie. Ainsi la fusion de la couche superficielle est toujours présente mais les effets thermiques en sont sensiblement réduits. On obtient des cavités nettement définies sans zones de carbonisation ni fissures, ainsi qu'une obturation partielle des tubulis dentinaires. La surface cavitaire ressemble à celle obtenue avec des techniques conventionnelles.

3.2.3.4. 980 nm diode laser

L'utilisation de ce laser sur la structure dentaire a permis de montrer l'augmentation de la micro dureté de l'émail. On se réfèrera notamment à l'étude à l'université de chirurgie dentaire du Timisoara (13). Cette étude est menée sur un pool de 36 dents monoradiculées. Chaque dent est sectionnée en deux parties : la première sera irradiée, tandis que la seconde servira de témoin. Le laser utilisé est un laser diode 980 nm délivré par une fibre optique de 220 µm de diamètre, puissance 0.5 à 3 W. La micro dureté est testée trois fois sur chaque échantillon et est comparé à celle du groupe témoin. Les modifications structurelles observées lors d'une irradiation laser sont dues au changement de la composition minérale de la dent, une diminution de la matière organique et une réorganisation structurelle des cristaux d'hydroxyapatite. Il s'agit en réalité d'une microfusion de l'émail (entièrement dépendante de l'énergie totale absorbée).

3.2.3.5. Laser argon

Blankenau et Powell ont montré que l'utilisation du laser Argon sur l'émail engendre une augmentation de la résistance à la déminéralisation acide. 10 à 70 J/cm² sont nécessaires pour obtenir une diminution de 50% du potentiel de dissolution et on obtient même un résultat de 80% lorsqu'on le couple à l'utilisation de fluorure. Ce phénomène serait dû à une modification de la composition de l'émail. A savoir une diminution de la composante organique ainsi qu'une diminution des carbonates et de l'eau. Une diminution des carbonates permet une dissolution moindre dans les acides. On observe une modification de l'axe des cristaux d'émail augmentant ainsi la résistance de l'hydroxyapatite.

L'émail irradié possède ensuite une meilleure affinité avec les ions calciums, phosphate et fluorure. Le laser résulte donc en une dissolution rapide de la surface suivie d'une recristallisation puis d'une fusion des cristaux d'émail, transformant ainsi plusieurs petits cristaux en gros cristaux. Compte tenu du pouvoir stérilisant du laser, la plaque dentaire est éliminée.

3.3. ACTION DU RAYONNEMENT LASER SUR LA DENTINE

3.3.1. Effet du rayonnement laser Nd : YAG

De nombreux auteurs partagent le même avis quand aux effets de ce laser sur la dentine. En effet il a été observé une vitrification de la dentine ayant comme objectif une augmentation de la dureté et de la résistance à la déminéralisation acide. On observe également une fermeture des tubulis dentinaires jusqu'à une profondeur de 4µm ce qui permet de diminuer la perméabilité et donc de prévenir les récives. La fermeture des tubulis dentinaires permettrait de prévenir les risques d'hypersensibilité souvent observés dans les suites opératoires des soins conservateurs. De plus il semblerait que le rayonnement provoque un effet temporaire d'analgésie réversible du bloc nerveux, ainsi ce laser pourrait être utilisé sans anesthésie.

Ce laser permet l'élimination de la boue dentinaire, et possède également une action bactéricide jusqu'à une profondeur de 1000µm sur les Gram + comme sur les Gram-.

A priori l'élévation thermique est faible pour ce type de laser, toutefois certains auteurs recommandent l'utilisation combinée d'eau et d'air pour le refroidissement.

A partir d'une seconde d'application, avec une puissance de 15 Watts, l'impact prend la forme d'une géode dont le fond présente une vitrification en forme de bulle de savon.

Avec le même temps d'application mais une puissance augmentée, la géode s'approfondit et une importante vitrification se réalise au fond du cratère.

Une progression de la puissance à 70 Watts provoque une véritable destruction de la dentine et la vitrification n'apparaît plus, si la puissance est maintenue et le temps d'application augmenté, le halo de diffusion thermique s'amplifie mais la forme du cratère est stabilisée.

3.3.2. Effet du rayonnement laser Er : YAG

Nous nous baserons sur l'étude *MORPHOLOGICAL AND COMPOSITIONAL CHANGES OF HUMAN DENTIN AFTER ER:YAG LASER IRRADIATION* KOUKICHI MATSUMOTOA, MOZAMMAL HOSSAIN NOBUYUKI TSUZUKIS YOSHISHIGE YAMADA *J ORAL LASER APPLICATIONS 2003:3: 15-20*, pour déterminer l'action du rayonnement laser sur la dentine.

25 molaires non cariées sont utilisées pour cette étude. 20 échantillons de dentine sont prélevés au niveau du tiers médian des dents. Ces échantillons sont ensuite exposés à une irradiation laser sous spray d'eau continu (1 ml/min). Les 5 autres échantillons sont irradiés sans eau. Le laser utilisé est le laser Er :YAG key laser , Kavo dental jena , Germany) . Chaque échantillon est irradié sans contact avec un faisceau de 1mm de diamètre, à une distance de 2 à 3 mm, à une fréquence de 2 Hz et une puissance de 200mJ (25.5 J/cm²).

Les résultats sont évalués par stéréoscopie. La **stéréoscopie** est l'ensemble des techniques mises en œuvre pour reproduire une perception du relief à partir de deux images planes. (Wikipédia)

En plus de la stéréoscopie, 5 échantillons irradiés sans eau et 5 irradiés avec eau sont étudiés sous SEM (La **microscopie électronique à balayage** (MEB ou SEM pour *Scanning Electron Microscopy* en anglais) est une technique de microscopie électronique basée sur le principe des interactions électrons-matière, capable de produire des images en haute résolution de la surface d'un échantillon).

Cinq autres échantillons sont étudiés par microscopie électronique par transmission.

Et les dix derniers échantillons traités avec eau sont analysés SEM-EDX (S-2500CX, Hitachi, and Model Delta V 1, Kevex, Foster City, CA, USA)

Sur les échantillons irradiés sous spray d'eau, on observe une surface rugueuse et irrégulière qui prend une couleur blanchâtre après séchage au spray d'air. Il n'y a pas de signes de carbonisation ou de fissuration de la dentine, contrairement aux échantillons irradiés sans spray d'eau.

L'analyse en microscopie électronique à balayage (SEM) montre l'absence de smear layer. On constate également que la dentine intertubulaire a subi une ablation plus importante que la dentine péri-tubulaire provoquant ainsi l'exposition des tubules dentinaires. Pour les échantillons irradiés sans eau, on observe une fusion de la dentine ainsi que plusieurs zones de carbonisation.

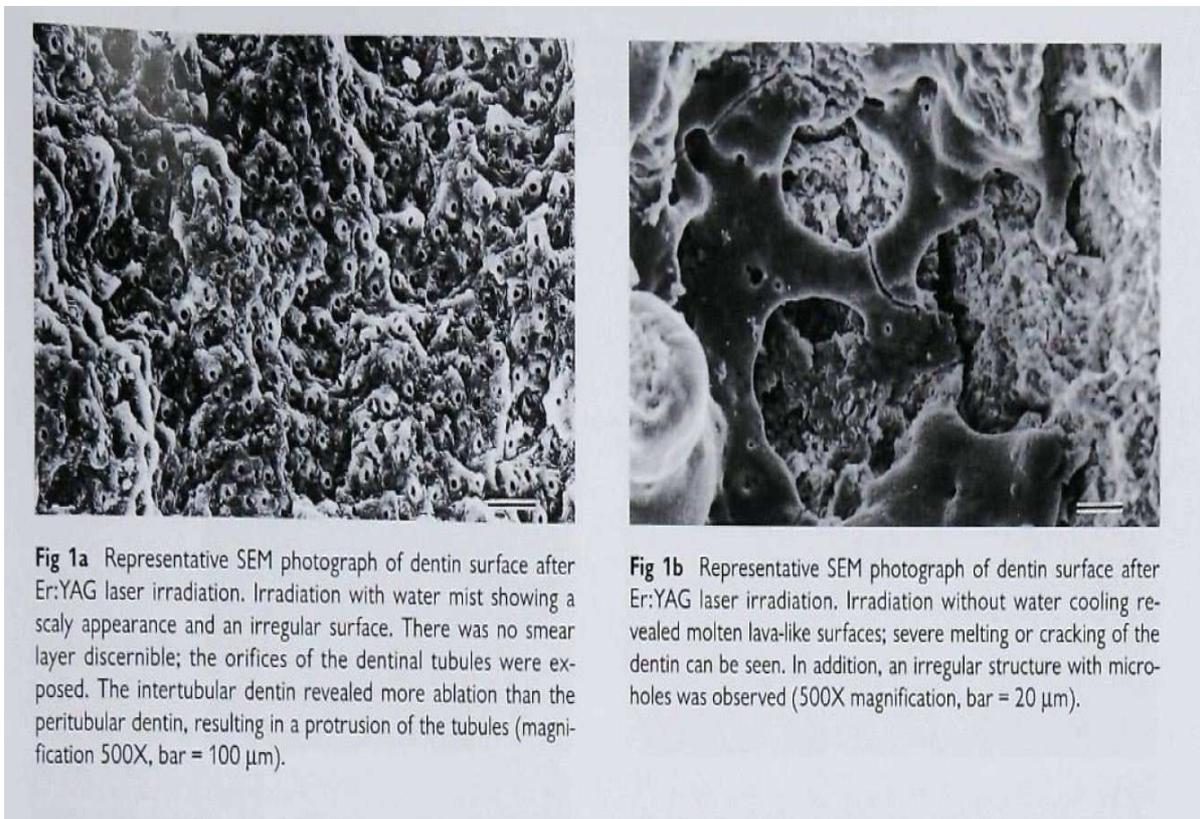


Figure 32 : Agrandissement d'une image de microscopie à balayage d'une dentine irradiée au laser Er :YAG J Oral Laser Applications 2003:3: 15-20.(29)

L'analyse en microscopie électronique par transmission (TEM) montre la présence de trois zones. La partie la plus en surface constitue la zone d'ablation totale et présente des microparticules irrégulières de 0.5µm de diamètre. Sous cette zone on observe d'ablation des composants minéraux puis une zone non affectée où la dentine inter tubulaire apparaît intacte.

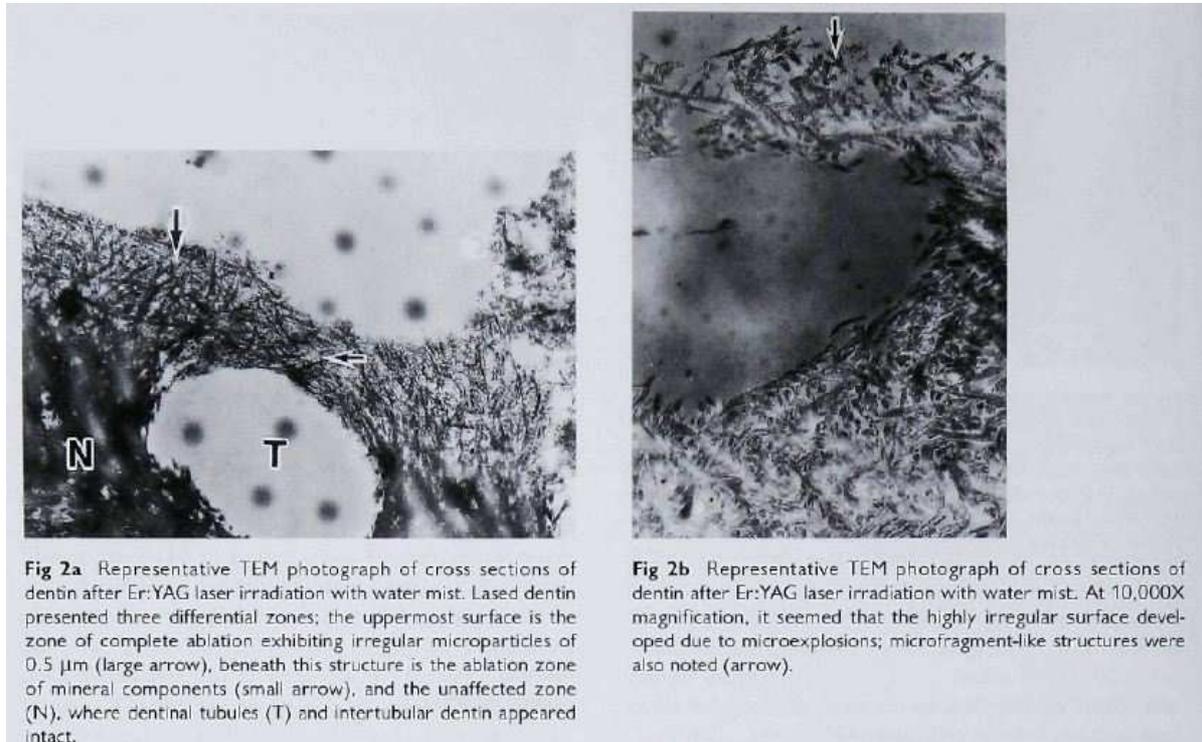


Figure 33 : Agrandissement d'une image de microscopie à balayage d'une dentine irradiée par laser Er :YAGJ
Oral Laser Applications 2003:3: 15-20.(29)

L'analyse SEM-EDX (microscopie électronique à balayage_ analyse de la dispersion d'énergie par rayons X) montre que la quantité de calcium et de phosphate est augmentée dans les zones irradiées par rapport à des zones non irradiées. L'augmentation de ces quantités est due à l'évaporation des composants organiques. Toutefois le ratio Ca/P est maintenu.

Results of atomic analysis by SEM-EDX		
	Nonirradiated areas	Irradiated areas
Ca (weight %)	28.51 ± 2.51a	38.58 ± 2.23a
P (weight %)	13.92 ± 2.27b	17.44 ± 2.1b
Ca:P	2.04	2.09
a, b Significantly different (p <0.01)		

Figure 34 : tableau comparant les proportions d'ions calcium, phosphate d'une dentine irradiée et non irradiée J
Oral Laser Applications 2003:3: 15-20.(29)

On peut conclure que l'irradiation de la dentine par un laser Er :YAG ne provoque aucune carbonisation, ni dessiccation de la structure, mais uniquement la formation de micro-irrégularités qui sont formées par le phénomène de micro-explosion des tissus qui fait suite à l'évaporation de l'eau , ainsi que l'absence de smear layer . Ces structures apparaissent compatibles avec un collage composite. Les propriétés d'adhésion en sont, a priori, même augmentées.

3.3.2.1. Facteurs d'influence de l'effet laser

Plusieurs études ont démontré que les altérations structurales provoquées par l'émission laser étaient en corrélation directe avec la longueur d'onde émise, l'énergie délivrée et la durée des impulsions délivrées. En effet l'énergie appliquée lors d'une irradiation de la dentine va augmenter la température de la zone irradiée tout comme celle des tissus adjacents produisant ainsi des modifications structurelles. L'utilisation du mode contact ou du mode sans contact ainsi que l'angle d'incidence ont également une grande influence sur les modifications structurelles.

Les éléments ci-dessous sont tirés d'une étude de RUBENS C. R. DE CARVALHOA, PATRICIA M. DE FREITASB, MASAYUKI OTSUKIC, CARLOS DE P. EDUARDOD, JUNJI TAGAMIE INFLUENCE OF ER:YAG LASER BEAM ANGLE, WORKING DISTANCE, AND ENERGY DENSITY ON DENTIN MORPHOLOGY: AN SEM INVESTIGATION THE JOURNAL OF ORAL LASER APPLICATIONS VOL 5, No 4, 2005 (61).

Cette expérimentation étudie l'influence du mode contact/non contact ainsi que l'influence de l'angle d'incidence de la fibre par rapport au tissu irradié.

3.3.2.1.1. Influence du mode contact/non contact

Table 1 Parameters used for the irradiation of the dentin specimens					
Group	Energy (ml)	Repetition rate (Hz)	Incidence angle	Laser beam delivery	Energy density (J/cm ²)
G1			control – without laser irradiation		
G2	150	20	90°	contact	38.8
G3	70	20	90°	contact	18.1
G4	150	20	90°	noncontact	1.44
G5	70	20	90°	noncontact	0.67
G6	150	20	45°	contact	37.5
G7	70	20	45°	contact	17.5
G8	150	20	45°	noncontact	1.55
G9	70	20	45°	noncontact	0.72

Figure 35: tableau récapitulatif de l'expérimentation clinique The Journal of Oral Laser Applications Vol 5, No 4, 2005(61)

Ce tableau montre que l'étude est réalisée sur un pool de 9 échantillons. Les énergies étudiées sont 70 et 150 mJ et les angles d'incidence 45 et 90 °.

Les analyses sont réalisées en microscopie électronique à balayage :

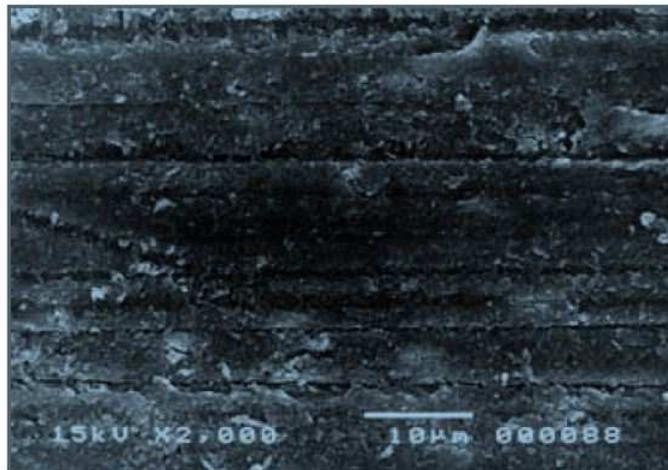


Fig 1 Representative micrograph of the control group showing the nonirradiated dentin surface with a small number of exposed dentinal tubules and an intact peritubular and intertubular dentin.

Figure 36: image de microscopie à balayage d'une dentine non irradiée. The Journal of Oral Laser Applications Vol 5, No 4, 2005(61)

Groupe 1 (figure 36) Ce premier groupe servira de groupe témoin. Il n'a pas été soumis à irradiation. L'analyse SEM (microscopie électronique à balayage) montre une surface dentinaire avec une dentine péri- tubulaire et inter- tubulaire intactes et la présence de la smear layer.

Groupe 2,3,6, 7(figure 37, 38) mode sans contact: l'analyse SEM montre une dentine exposée avec des tubulis ouverts. La dentine inter- tubulaire a subi une ablation plus importante que la dentine péri -tubulaire. La smear layer n'est pas détectable.

Groupe 4,5,8,9 (figure 37,38) mode contact, présente une couche lisse et homogène avec un aspect de collagène fondu. La quantité de dentine éliminée apparaît plus faible dans les groupes où l'énergie est plus faible, en effet l'élévation de température est insuffisante pour le phénomène d'évaporation. De plus, les tubulis dentinaires apparaissent fermés et la smear layer intacte. La surface apparaît compatible avec un collage composite après traitement de surface par acide.

L'angle d'incidence seul n'a, a priori, quasi pas d'incidence sur les altérations morphologiques. Par contre la quantité d'énergie délivrée est extrêmement importante tout comme l'utilisation du mode contact/sans contact dans l'aspect histologique de la dentine.

Une énergie délivrée plus importante permet une ablation plus importante de tissu dentinaire. Utiliser en même temps une énergie de 150 mJ et un angle d'incidence de 90° permettrait d'obtenir des micro- cavités plus irrégulières et rugueuses, ce qui se traduirait cliniquement par une meilleure adhésion du composite à la dentine.



Fig 2a Group 4, noncontact mode.

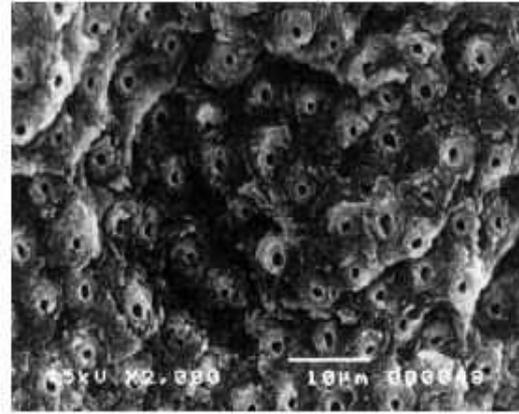


Fig 2b Group 5, noncontact mode.

Fig 2 Representative micrographs of the experimental groups. The ablation pattern of the Er:YAG laser with different parameters of irradiation shows significant morphological differences within the experimental groups, mainly for the contact irradiated samples



Fig 2c Group 8, noncontact mode.

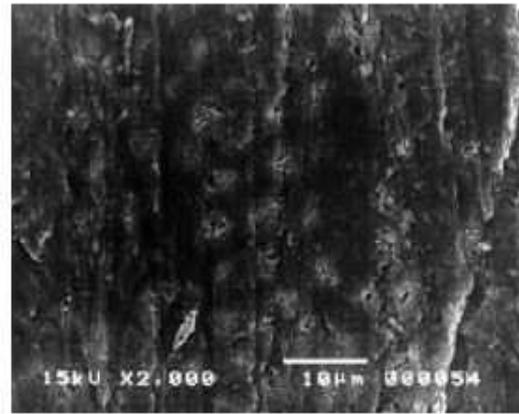


Fig 2d Group 9, noncontact mode.

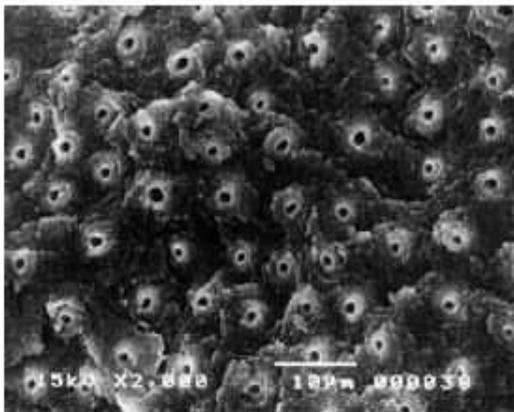


Fig 2e Group 2, contact mode.

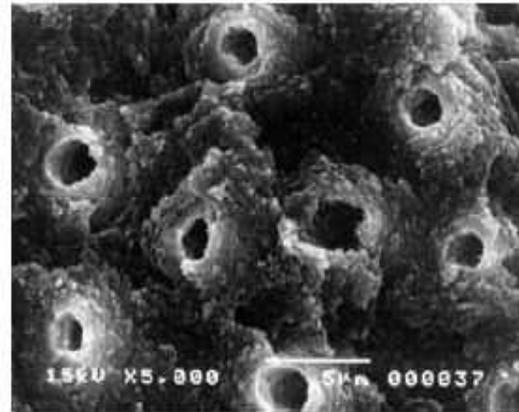


Fig 2f Group 3, contact mode.

Figure 37 : image de microscopie électronique des dentines irradiées sur les groupes 2, 3, 4, 5, 8, 9 *The Journal of Oral Laser Applications Vol 5, No 4, 2005(61)*

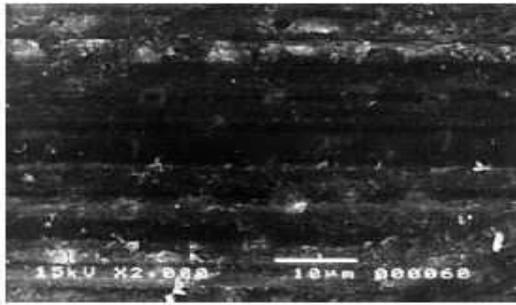


Fig 2g Group 6, contact mode.

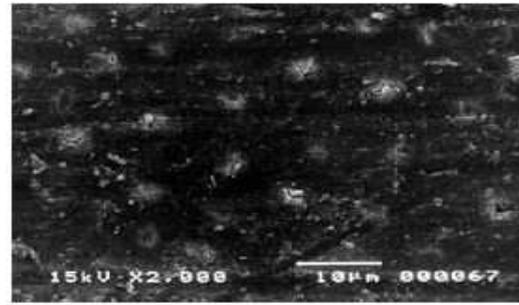


Fig 2h Group 7, contact mode.

Figure 38: microscopie électronique du groupe 6, 7 *The Journal of Oral Laser Applications Vol 5, No 4, 2005(61)*

Les résultats obtenus dans cette étude sont compatibles avec la littérature. En effet ils révèlent une ablation des tissus sous forme de micro- explosions, sans carbonisation ni dommages thermiques importants. L'utilisation du mode non contact montre que la dentine inter -tubulaire subit une ablation plus importante laissant ainsi les tubulis proéminents. Ceci s'explique par le fait qu'elle contient une quantité d'eau plus importante et une quantité de composés minéraux plus faible que la dentine péri tubulaire.

3.3.2.1.2. Influence de la durée de pulsation

Nishimoto et al. ont montré dans leur étude clinique, que la profondeur des cavités obtenues avec une irradiation laser augmentait avec la durée des pulsations. Ainsi, plus la durée de pulsation sera longue plus la profondeur sera importante.

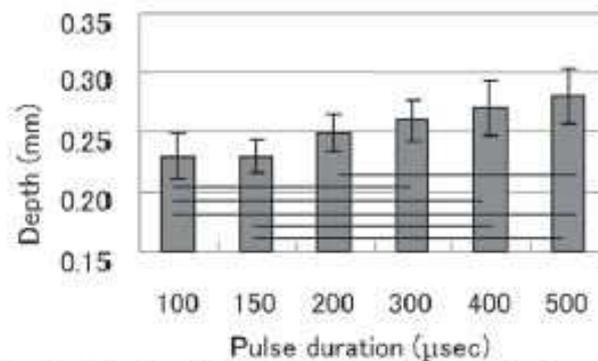


Fig. 2 Depths of ablated dentin after laser irradiation. As the pulse duration of Er: YAG laser increased, depth of the cavities increased. Bar indicates significant difference ($p < 0.05$).

Figure 39 : influence de la durée de pulsation sur la profondeur de cavité. *Dental Materials Journal 2008; 27(3): (78)*

De la même manière, ils ont prouvé qu'inversement le diamètre de la cavité diminue avec la durée de pulsation.

3.3.3. Effet du rayonnement laser CO₂

L'effet constaté de la radiation laser est la formation d'un cratère cône dont le diamètre et la profondeur sont en relation étroite avec la puissance et le temps d'exposition.

L'application d'un rayonnement laser d'une puissance de 20 W sur un laps de temps d'une seconde produit une fusion de surface sur laquelle on observe une recristallisation (formation de petits cristaux réguliers). On constate également une augmentation de la microdureté. Une puissance plus importante sur le même laps de temps provoque une destruction plus en profondeur sans recristallisation. A puissance 20 W et exposition prolongée, on observe l'apparition d'un halo de diffusion thermique signifiant un échauffement.

Sur une dentine pathologique, le laser CO₂ possède une activité anti- bactérienne. La puissance nécessaire pour obtenir une stérilisation complète sur 1 mm de profondeur est de 4 W pendant 1 seconde.

Melcer et al. ont montré qu'une dentine irradiée par laser CO₂ présentait 3 zones distinctes dont la couleur et la structure apparaissent très différentes :

Une zone blanche en surface du cratère (notée ZF ; zone fondue, sur la figure 41). Cette zone résulte de la solidification après fusion de l'hydroxyapatite, vaporisation de l'eau et volatilisation des composants organiques de la dent. Cette zone fondue présente un aspect lisse en haut du cratère alors qu'elle est plus rare et plus tourmentée au fond. L'hydroxyapatite fondant sous l'impact laser a été refoulée vers le haut par les gaz résultants de la décomposition des composés organiques et de la vapeur d'eau, par contre à partir du milieu du cratère cette dernière a coulé le long de la paroi pour se solidifier au fond. Cette zone présente également de nombreuses microporosités qui permettront aux gaz de la zone thermiquement affectée de s'échapper. Elle est plus riche en Ca, P et O que la dentine normale, dépourvue d'eau et de composés organiques, et est semblable à l'émail ou l'apatite de synthèse. Cette ressemblance est accentuée avec la puissance du faisceau. Par contre, cette zone est parcourue, quelque soit la puissance, par des microfissures, qui pour la majeure partie des traitements appliqués se prolongent dans la dentine perpendiculairement au cratère.

Une zone noire en sub-surface (notée ZC ; zone carbonée ; sur la figure 41), qui fait suite à la première zone sans aucune transition et qui n'est pas solidaire de la trame structurale de la dentine. Cette zone contrairement à la première conserve la structure de la dentine. Elle est parcourue par de nombreuses porosités qui ont vraisemblablement servi à l'évacuation des gaz provenant de la zone thermiquement affectée. D'un moindre degré de minéralisation, elle est moins riche que la première zone en Ca et P par rapport à la dentine normale. La jonction est brusque avec la ZF, sa morphologie est celle de la dentine, bien que sa dureté soit supérieure.

Une couche atteinte thermiquement de 35 μm qui apparaît plus blanche, plus opaque et qui n'est pas dépendante de la puissance (notée ZD ; zone dénaturée ; sur la figure 41). La transition avec la couche supérieure est nettement plus progressive que la transition entre les deux premières couches. Les tubules apparaissent bouchés dans cette zone ainsi que dans la précédente. De plus, on observe de nombreuses fissures circulaires à leur jonction. Cette zone semble affaiblie par rapport à la dentine normale.

On note que la dureté diminue quand on passe de la zone fondue à la zone à la zone dénaturée. La dureté de cette zone augmenterait avec la puissance.

Le volume du cratère dépend également de la puissance. On note que l'épaisseur de la zone fondue augmente avec la puissance contrairement aux deux autres zones dont l'épaisseur n'est pas dépendante de la puissance.

Franquin a démontré que l'irradiation par laser CO_2 d'une dentine pathologique provoquait une activation cellulaire qui se traduirait par l'élaboration d'une dentine réactionnelle en regard de la lésion.

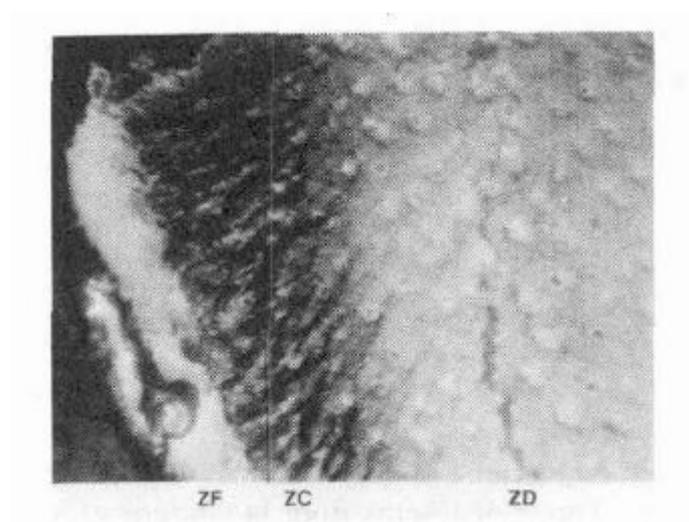


Figure 40: microscopie optique des différentes zones obtenues lors d'une irradiation par laser CO_2

JOURNAL DE PHYSIQUE IV

Colloque C1, supplément au Journal de Physique III, Vol. 1, décembre 1991(20)

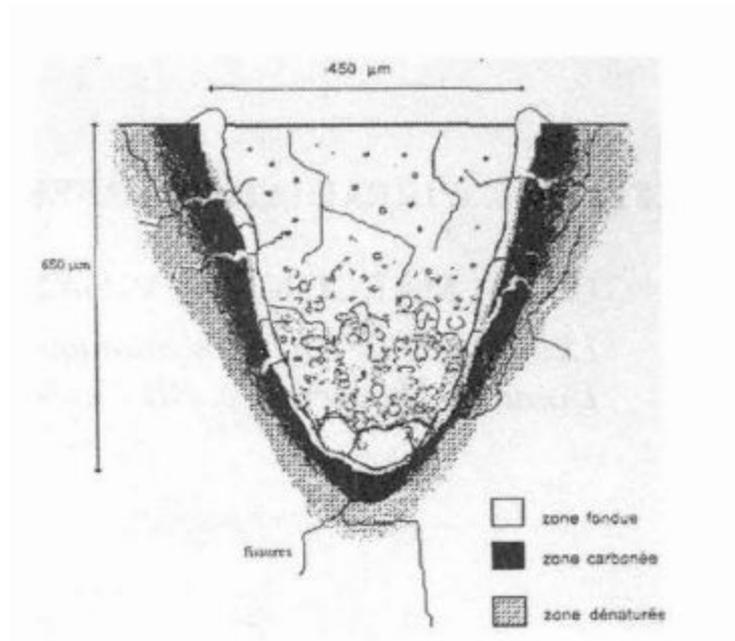


Figure 41 : schématisation des trois zones

JOURNAL DE PHYSIQUE IV

Colloque C1, supplément au Journal de Physique III, Vol. 1, décembre 1991(20)

3.4. ACTION SUR LA PULPE

Le principal intérêt de l'impact laser à CO₂ sur la pulpe est une application thérapeutique lors des coiffages directs ou indirects.

3.4.1. Laser CO₂

3.4.1.1. Coiffage indirect

Lors de coiffages indirects, le laser a une activité antibactérienne sur la dentine infectée. Dans le cas de dentinite profonde où le tissu carieux est à proximité de la pulpe, l'impact laser stérilise la dentine infectée sans provoquer d'atteinte pulpaire irréversible causée par la chaleur. Des expérimentations réalisées sur la pulpe de la canine de chien à l'Ecole Vétérinaire ont montré que pour des impacts de 4 Watts ne dépassant pas un temps de 0,5 seconde, l'élévation de température intra-pulpaire mesurée in vivo à l'aide de micro-sondes thermiques, ne dépassait jamais 2°C.

Lors de coiffages directs, le laser permet de pratiquer une thermo-coagulation au niveau de la microcirculation pulpaire. Ainsi, au cours d'effraction accidentelle de corne pulpaire, une cautérisation aseptique et instantanée améliore considérablement le pronostic de conservation de la vitalité pulpaire.

Si LENZ, ADRIAN, MATSUI ont, de leur côté, étudié l'action du laser sur la pulpe dentaire, J. et T. MELCER nous apportent le fruit de leurs recherches récentes; ils considèrent topographiquement trois formes d'actions :

- à distance de la pulpe lors de traitements dentinaires,
- directement sur la pulpe mise à nue,
- lors d'une amputation pulpaire partielle.

L'action, bien sûr, sera plus ou moins importante selon l'épaisseur de la dentine résiduelle. Ils ont constaté au cours d'expérimentations in vivo, une réaction de défense pulpaire, stimulus violent, progressive, examinée histologiquement à 8 jours, 1 mois ou 3 mois mais à vitesse de réparation différente entre un chien beagle et un singe "macaca mulata". Ils observent :

- des odontoblastes désorganisés en face de la paroi traitée les premiers jours,
- une réponse cellulaire rapide avec apposition de dentine nouvelle de réparation dite "orthodentine" bien mieux structurée que celle qui se construit sous une cavité mécaniquement creusée et dont le fond est isolé à l'hydroxyde de calcium. Ces cellules sous-jacentes restent bien orientées et la pulpe ne se fibrose pas. Phénomène maintes fois constaté mais non expliqué.

3.4.1.2. Coiffage direct

L'université de Vienne a prouvé que deux ans après traitement conventionnel (à savoir hydroxyde de calcium) seulement 50% des dents ne présentaient aucun signe de pulpite,

alors qu'après traitement laser on obtient un résultat de plus de 90 %. Toutefois si le nerf est infecté avant le traitement aucune des méthodes n'est un succès.

Le laser est utilisé en mode pulsé (1 à 2 W) ou super pulsé (0.6 à 1 W) . La pulpe présente une réaction inflammatoire, puis fait suite une formation de tissu de granulation pour réparer la perte de substance superficielle.

Le résultat découlant de l'application laser est une déshydratation de la pulpe, la constriction des vaisseaux sanguins et des fibres nerveuses, ainsi qu'un assèchement de la couche carbonisée qui joue le rôle de protection stérile de la plaie. Il est tout de même recommandé de recouvrir cette couche protectrice d'une couche d'hydroxyde de calcium. Après cela une technique adhésive traditionnelle peut être utilisée.

3.4.1.3. Lors d'une amputation pulpaire partielle

La perte de substance pulpaire est plus importante avec le laser qui agit en profondeur qu'avec un instrument à action sécante, mais après une période inflammatoire de 8 jours, un tissu de bourgeonnement conjonctif résiduel se forme.

Il a également été constaté l'apparition de néovaisseaux, ainsi que d'une néodentine (on parle de ponts dentinaires).

Aucune nécrose ni dégénérescence, lot si fréquent des amputations classiques.

3.4.2. Laser Nd ; YAG

On suppose que l'effet de recristallisation de l'apatite dentaire associé à l'effet bactéricide, peuvent être à l'origine du taux de succès élevé dans le traitement des coiffages directs et indirects au laser.

Dans la littérature, peu de travaux ont étudié les résultats à long terme des traitements au laser des soins conservateurs ; la durée maximale prise en considération par plusieurs auteurs est de 3 ans ; il est donc nécessaire d'étudier l'efficacité du laser en odontologie conservatrice sur des périodes plus longues. Au terme de 3 ans, les résultats rapportés montrent que toutes les dents traitées restent vitales et asymptomatiques, les restaurations réalisées après éviction de la carie restent intactes, cliniquement efficaces et sans infiltration marginale.

4. CAS CLINIQUES

➤ Dans ce premier cas, le laser est utilisé pour réaliser une cavité de classe V
Le laser Er : YAG est utilisé à une puissance de 500-550 mJ à 12 Hz.



Fig. 30. A Class V abfraction defect with recurrent caries.



Fig. 31. Er:YAG laser ablation is used to remove decay and initially etch the tooth defect area.



Fig. 32. The final composite restoration was cured into place.

Figure 42: cas clinique General Dentistry January/February 2009

- **Dans ce deuxième cas, le laser est utilisé pour la dépose d'un composite infiltré.**

Le laser Er : YAG est utilisé à une puissance de 500-550 mJ à 12 Hz.



Fig. 33. A patient with a defective composite on tooth No. 7.



Fig. 34. The patient in Figure 33, after the composite was removed with an Er:YAG laser.



Fig. 35. A lingual view of the patient after receiving a complete composite restoration.

Figure 43: General Dentistry January/February 2009

- **Dans ce troisième cas, on utilise le laser pour déposer un composite défectueux et pour réaliser l'éviction carieuse par la méthode de tunnelisation**

Le laser Er : YAG est utilisé à une puissance de 500-550 mJ à 12 Hz.



Fig. 36. A radiograph of an 18-year-old woman with a defective composite restoration on tooth No. 30.



Fig. 37. An occlusal view of the defective restoration on tooth No. 30.



Fig. 38. The laser's sapphire tip is angled, allowing it to tunnel under the distal marginal ridge.



Fig. 39. A postoperative radiograph of the patient in Figure 36.

Figure 44: General Dentistry January/February 2009

➤ **Quatrième cas clinique**

Utilisation du laser fidelis (Fotona, Ljubljana, Slovenia), 2940 nm , 40 à 1000 mJ/pulsation , fréquence de pulsation 2 à 50 Hz.

Les modes opératoires pouvant être utilisés par le laser Er : YAG sont :

- Very short pulse (VSP) 75 to 100 µs,
- Short pulse (SP) 250 µs,
- Long pulse (LP) 450 to 550 µs,
- Very long pulse (VLP) 750 to 950 µs.

Dans ce cas clinique, les caractéristiques utilisées sont les suivantes:

Email : 350 à 500 mJ ; 10 à 20 Hz VSP

Dentine 250 à 400 mJ, 10 à 20 Hz VSP ou LP

Cas 1

Cavité de classe I sur une lésion carieuse sur une première prémolaire maxillaire. Le temps d'exposition laser est de 3 minutes. La reconstitution utilisée est un composite Tetric, flow de la marque Ivoclar-Vivadent.



Fig 1b Removal of decay and laser "etching" for sealing (white area).

Fig 1a (left) Fissure caries on maxillary first premolar.



Fig 1c Filling in situ.

Figure 45 : J Oral Laser Applications 2001;(59)

Cas 2

Reconstitution de l'angle incisif d'une incisive centrale maxillaire supérieure droite sans utilisation d'acide phosphorique. La reconstitution utilisée est un composite XRV Herculite de la marque Kerr. Le temps de préparation est d'environ 30 secondes.



Figure 46: J Oral Laser Applications 2001; (59)

Cas 3

Lésion carieuse de classe V sur une canine mandibulaire. Le temps de travail est de 40 secondes.

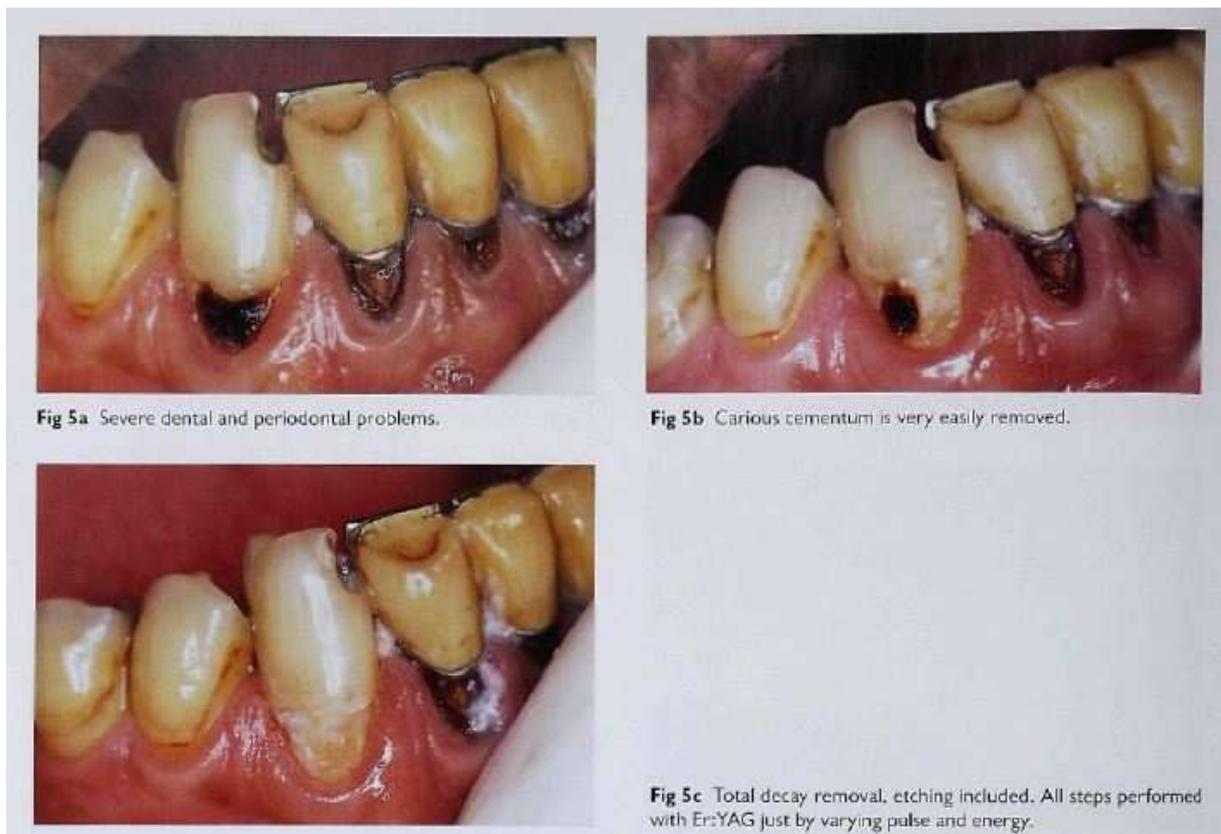


Figure 47 : J Oral Laser Applications 2001; (59)

- **Dans ce cinquième cas clinique, on traitera une dent dont la pulpe a été accidentellement exposée durant l'éviction carieuse.**

Le début de l'éviction carieuse a été réalisé par un laser Er : YAG, à une puissance de 800 mJ et une fréquence de 12 pulsations par seconde. A l'approche de la pulpe la puissance a été réduite à 400 mJ.

Après l'effraction pulpaire un laser CO₂ de puissance 0.8 W en mode super pulsé a été utilisé pour réaliser le coiffage direct.

Une reconstitution composite a été réalisée sans utilisation préalable d'hydroxyde de calcium. Un mois après le traitement, la dent ne présente aucun signe de souffrance.

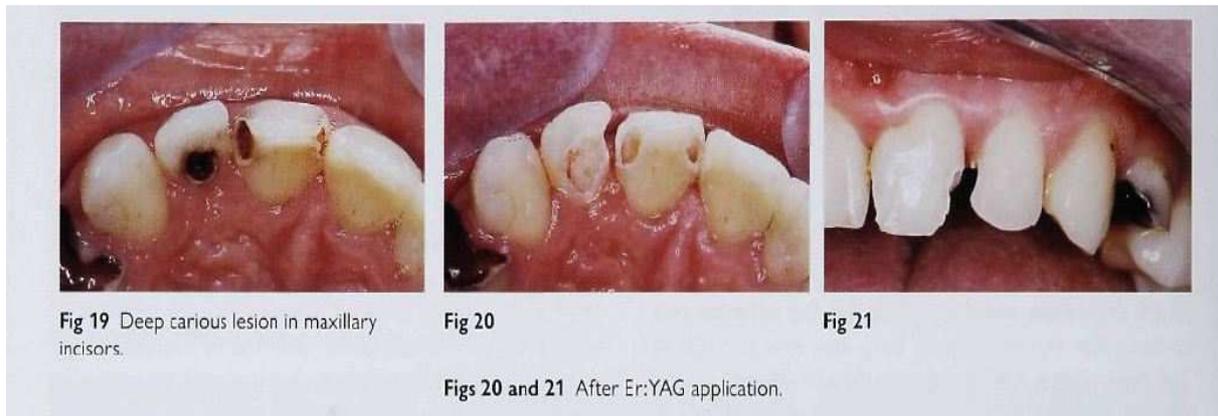


Figure 48 : J Oral Laser Applications 2001(37)

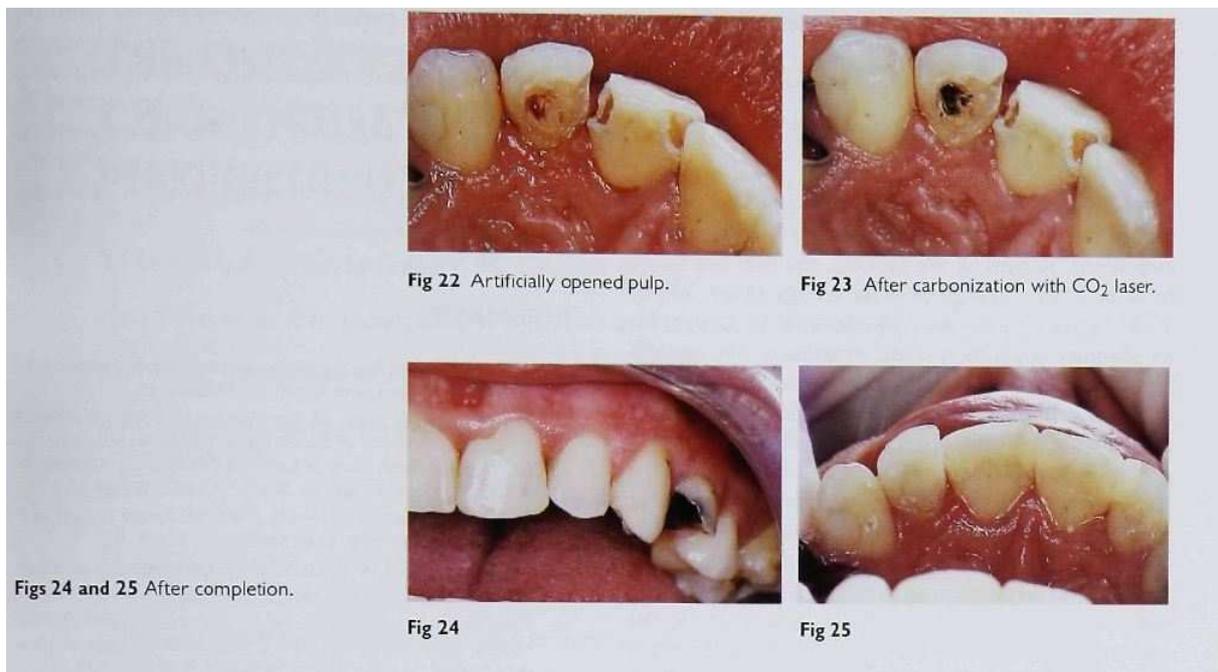


Figure 49 : J Oral Laser Applications 2001(37)

- Dans ce sixième cas clinique, le laser argon a été utilisé en combinant ses deux propriétés : prévention des tissus restants et photo polymérisation



Fig 1



Fig 2

Figs 1 and 2 47-year-old male patient with multiple carious lesions. Combined effect of optimal polymerization with favorable physical properties of the composite restorations and a caries-inhibiting effect of the argon laser to prevent new lesions.

Figure 50: J Oral Laser Applications 2001;(51)

4.1.1.1.1. Conclusion

En résumé, dans l'émail on peut travailler à une puissance de 800 à 1000 mJ, une fréquence de 12 pulsations par seconde, avec un diamètre focal de 450 à 700 µm. Lorsqu'on atteint la dentine, l'énergie doit être réduite à 500- 700 mJ. Plus on se rapproche de la pulpe plus le nombre de pulsation par seconde doit être réduit.

Traitement des sillons

Balayer les puits et fissures à 10 Hz avec une puissance progressivement augmentée de 2 W à 4 W (on peut rester en 2 W sur les enfants car il faut leur éviter toute douleur). Si la fibre rencontre du tissu carié, les claquements cessent, la fibre pénètre dans la zone cariée. Sinon, les puits et fissures stérilisés par le laser sont prêts pour le scellement classique.

5. LASER ET HYPERSENSIBILITE DENTINAIRE

5.1. DYNAMIQUE DE L'HYPERSENSIBILITE

L'hypersensibilité dentaire constitue un des motifs de consultation les plus courants. Elle apparaît souvent entre 20 et 40 ans.

Elle est définie comme une douleur vive, aiguë, de courte durée en réponse à un stimulus. Pour poser le diagnostic d'hypersensibilité, il est important d'éliminer toute autre pathologie. En 1963, Brännström développa la théorie selon laquelle l'hypersensibilité dentaire serait liée au mouvement du contenu des tubules dentinaires. Différents stimuli tels que la chaleur, l'évaporation, le toucher, l'osmose ou les produits chimiques modifieraient le débit et la pression du fluide contenu dans ces tubules provoquant ainsi une modification des mécanorécepteurs entourant les processus odontoblastiques et provoquant ainsi une sensation de douleur. On distingue plusieurs grands phénomènes responsables de l'hypersensibilité dentinaire.

Processus d'érosion : Boisson acide.

Processus d'abrasion : Brossage traumatique.

Processus d'attrition : Dysharmonie occlusale, récession gingivale.

5.2. TRAITEMENT CONVENTIONNEL DE L'HYPERSENSIBILITE

De nombreux traitements ont été essayés pour diminuer l'hypersensibilité, mais elle reste un phénomène dur à traiter. L'intensité de la douleur est variable d'un patient à l'autre pour le même type de lésions.

5.2.1. Traitement ambulatoire

On recommande l'utilisation au quotidien, un brossage doux, à l'aide d'une brosse souple et d'un dentifrice adapté contenant des fluorures, du citrate et du chlorure de strontium, auquel on peut coupler un gel ou une solution désensibilisante qui viendra renforcer l'action du dentifrice. Les sels solubles du dentifrice réagissent avec les ions des structures dentaires pour former des cristaux suffisamment petits pour pénétrer dans les tubules et les oblitérer.

5.2.2. Traitement au fauteuil

Dans de nombreux cas le traitement ambulatoire est insuffisant pour soulager le patient, il doit être alors associé à un traitement au fauteuil.

Vernis fluorés : l'application de vernis sur les collets sensibles va permettre une oblitération des tubules dentinaires et une diminution de la conduction hydraulique. Ces applications doivent être renouvelées régulièrement pour contre carrer leur usure et leur dissolution.

Gel à base d'acide oxalique et de méthacrylate : formation d'une couche primitive de résine sur la surface traitée.

Primers : ce sont des produits qui nécessitent une polymérisation et qui peuvent être utilisés sans qu'il ait perte de substance dentaire. On obtient une diminution de la perméabilité par précipitation de protéines dans les tubulis.

Résines composites et verre ionomère : à utiliser en dernier recours lorsqu'il y a perte de substance et douleurs vives associées.

Parfois le traitement ambulatoire n'est pas toujours suffisant, on peut alors avoir recours à la chirurgie parodontale comme les greffes muco-gingivales pour recouvrir les récessions. En dernier lieu on peut procéder à une pulpectomie.

5.3. LES TRAITEMENTS LASER

Les premières études sur le traitement de l'hypersensibilité dentinaire par le laser datent de Matsumoto et al. (40)

5.3.1. Low-level laser

Les traitements par LLT (*low level laser therapy, LLT*) se fondent sur l'activation enzymatique de certains processus cellulaires qui favorisent la prolifération du collagène, des cellules épithéliales et endothéliales, de la dentine et des ostéoblastes, et notamment par stimulation de la pompe Na⁺/ K⁺ des membranes cellulaires. La stimulation de cette pompe induit une hyperpolarisation qui permet d'augmenter le seuil de la douleur. Il est également probable que ce type de laser bloque la dépolarisation des fibres afférentes C sans toutefois les supprimer.

Les traitements par LLL sont non invasifs, exempts d'effets secondaires et peu onéreux.

Pour ces raisons, cette méthode représente une modalité thérapeutique supplémentaire dans le cadre des activités quotidiennes du praticien.

5.3.1.1. Helium-Neon laser

Ce laser émet un rayonnement de longueur d'onde égale à 632.8 nm.

L'irradiation par laser He-Ne n'affecte ni la morphologie de surface de l'émail et de la dentine ni les fibres nerveuses périphériques C et A δ mais perturbe leur activité électrique augmentant ainsi le seuil de nociception. Kimura (41) a répertorié l'ensemble des études cliniques réalisées depuis 1985 sur l'utilisation de ce type de laser dans le traitement de la sensibilité dentinaire. A priori pour de faibles énergies (6 mW) on obtiendrait une efficacité de plus de 50 %, sauf pour une étude menée par Wilder-Smith qui montre que ce laser ne présente pas plus d'intérêt que les méthodes conventionnelles, avec un taux de succès de 5 à 17%.

Table 1 Laser parameters and treatment effectiveness of He-Ne laser (wavelength 632.8 nm)		
Investigators	Irradiation parameters	Effectiveness
Senda et al (1985) in vivo study §	6 mW, 5 Hz or cw for 2-3 min	84%
Matsumoto et al (1986) in vivo study §	6 mW, 5 Hz for 1-3 min	90%
Gomi et al (1986) in vivo study §	6 mW, 5 Hz, for 3 min	100%
Kanamura et al (1986) in vivo study §	6 mW, 5 Hz, for 3 min	90%
Wilder-Smith (1988) ⁴⁵ in vivo study	6mW, 5 Hz, 2.5 min	No advantage over conventional treatment
Matsumoto et al(1988), in vivo study §	6 mW, cw for 0.5-3 min	90%
Mezawa et al (1992) in vivo study §	6 mW, cw for 5 min	55%
Gelskey et al (1993), ⁴⁴ (He:Ne laser alone and He:Ne + Nd:YAG laser), in vivo study	(He:Ne + Nd:YAG), 30-100 ml/p at 10 pps	Effective by 63% to air stimulus and by 61% to mechanical stimulus when He:Ne laser was used alone
Orchardson and Whitters (2000), ⁴⁶ in vivo study	He-Ne laser alone /He-Ne + Nd:YAG (0.3 W, 30-150 ml/ p, 10-30 pps)	Little or no effect on ferret in tridental nerve excitability

§: Articles in Japanese. Reprinted from Matsumoto K. and Kimura Y.⁴³ Laser therapy of dentin hypersensitivity. J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.

Figure 51: efficacité du laser He-Ne dans le traitement de la sensibilité dentinaire d'après Kimura (41)

5.3.1.2. Laser à diode: Gallium, Aluminium, Arsenide laser

Ce laser doit être utilisé à une longueur comprise entre 660 et 900 nm. Cependant les études ont montré que l'efficacité du traitement apparaissait plus importante à 660 nm. Les bénéfices du traitement apparaissent immédiatement après irradiation. Ce type d'énergie provoque une analgésie en diminuant la conduction de l'influx nerveux par le blocage de la dépolarisation des fibres C. La puissance optimale est 60 mW à une longueur d'onde de 830 nm. Aucun effet indésirable n'a été rapporté.

Kimura a répertorié l'ensemble des études cliniques portant sur l'utilisation de ce laser et en a conclu qu'à une longueur d'onde de 780 nm à 30 mW le taux de succès du traitement est de l'ordre de 58.5% à 100%, pour une longueur d'onde de 830 nm à 40 mW il est de 83.5% à 97%, et pour une longueur d'onde de 900 nm à 2.4 mW il est de 73 à 100% L'utilisation combinée du traitement laser et de la fluoruration permet d'augmenter de 20 % l'efficacité du traitement.

Table 4 Laser parameters and treatment effectiveness of GaAlAs laser (wavelength 780 nm)		
Investigators	Irradiation parameters	Effectiveness
Matsumoto et al (1985), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -2.5 min	100%
Matsumoto et al (1985), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -3 min	85%
Ebihara et al (1988), in vivo study §	30 mW, cw for 1 -2 min	58.5%
Furuoka et al (1988), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -3 min	92%
Kawakami et al (1989), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -3 min	95%
Sato et al (1989), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -3 min	88.8%
Hoji (1990), in vivo study §	30 mW, cw for 0.5 -3 min	83.6%

§: Articles in Japanese. Reprinted from Matsumoto K and Kimura Y.⁴¹ Laser therapy of dentin hypersensitivity. J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.

Figure 52 : efficacité du traitement par laser à diode dans l'hypersensibilité dentinaire, d'après Kimura(41)

Table 6 Laser parameters and treatment effectiveness of GaAlAs laser (wavelength 830 nm)		
Investigators	Irradiation parameters	Effectiveness
Matsumoto et al (1990), in vivo study §	60 mW, cw for 0.5-3 min	100%
Setoguchi et al (1990), in vivo study §	30 mW, cw for 1 min	85%
Hamachi et al (1992), in vivo study §	40 mW, cw for 0.5-3 min	83.9%
Wakabayashi et al (1992a), in vivo study §	40 mW, cw for 0.5-3 min	97%
Mezawa et al (1992), in vivo study §	30 mW, cw for 5 min	58%
Tachibana et al (1992), in vivo study §	40 mW, cw for 0.5-3 min	92.5%
Tachibana et al (1992), in vivo study §	20 mW, cw for 0.5-3 min	30%
Gerschman et al (1994), ⁵⁰ in vivo study	30 mW, cw for 1 min	65% for tactile sensitivity, 67%, for thermal sensitivity
Liu and Lan (1994), ⁵¹ in vivo study	40-100 mW, cw for 15-60 sec	70-88%
Ladalaro et al (2004), ⁴⁸ in vivo study	35 mW, cw for 114 sec	Effective but the rate is unknown.

§ Articles in Japanese. Reprinted from Matsumoto K and Kimura Y.⁴³ Laser therapy of dentin hypersensitivity. J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.

Table 7 Laser parameters and treatment effectiveness of GaAlAs laser (wavelength 900 nm)		
Investigators	Irradiation parameters	Effectiveness
Iida et al (1993), in vivo study §	2.4 mW, 1.2 kHz for 2.5 min	73.3-100%

§ Article in Japanese. Reprinted from Matsumoto K and Kimura Y.⁴³ Laser therapy of dentin hypersensitivity. J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.

Figure 53 : efficacité du traitement par laser diode dans l'hypersensibilité dentinaire, d'après Kimura (41)

5.3.1.3. Excimer laser

Stabhol a étudié les effets de ce laser sur les tubulis dentaires. Il en résulte qu'à une fluence ne dépassant pas 1 J/cm^2 on obtient une fusion de dentine et une fermeture des tubulis dentinaires. On obtient une surface lisse.

5.3.2. Middle Output Power lasers

5.3.2.1. *Er : YAG*

La puissance nécessaire au traitement de l'hypersensibilité dentinaire se révèle plus faible que celle nécessaire à l'ablation de tissu. La puissance alors utilisée est de l'ordre de 80 mJ. On obtient des résultats immédiats et durables sur 6 mois. Ce type de laser, tout comme le laser Er ;Cr :YSCG , semble provoquer une occlusion des tubulis dentinaires minimisant ainsi l'hypersensibilité. Toutefois, là encore, les études montrent que l'utilisation combinée du traitement laser et d'une application de fluor accroissent l'efficacité à long terme. Toutefois cette hypothèse reste controversée.

Birang et al obtiennent un taux de réussite de 57 à 59 % lors de l'utilisation du laser seul, couplé à gel fluoré on monte jusqu'à 61% (9).

5.3.2.2. *Nd : YAG*

Les études in vitro montrent des modifications physiques, à savoir une obturation partielle des tubulis dentinaires et la création d'une couche recristallisée pas complètement imperméable du fait de la présence de fissures.

Un traitement laser combiné à un traitement conventionnel permettrait d'augmenter le bénéfice du traitement. Pour exemple, l'utilisation en complément du fluor augmente le taux de fermeture des tubulis dentinaires et donc par conséquent l'efficacité du traitement, mais en plus permet d'accroître la résistance de la dent à l'érosion. En complément de la fermeture des tubulis , on remarque le même principe d'activité que pour les low level laser ; c'est-à-dire une modification de la pompe à sodium.

Le laser Nd : YAG permet également le blocage de l'influx nerveux des fibres C et A δ . Kimura a répertorié les études cliniques portant sur l'efficacité du laser Nd : YAG dans l'hypersensibilité dentinaire et en a conclu qu'elle était comprise entre 51 et 100% selon les auteurs.

Table 10 Laser parameters and treatment effectiveness of pulsed Nd:YAG laser (wavelength 1064 nm)		
Investigators	Irradiation parameters	Effectiveness
Matsumoto et al (1985), in vivo study §	10 W, for 0.1 s, 5 times	100%
Renton-Harper and Mida (1992), ⁷¹ in vivo study	100 mJ/p, 10 Hz for 2 min	100 % effectiveness and at 14-day recall the greatest desensitizing effect
Gelskey et al (1993) ⁴⁴ (He:Ne + Nd:YAG laser), in vivo study	Nd:YAG: 30-100 mJ/p, 10 Hz, He:Ne	Effective by 58% to air stimulus and by 61% to mechanical stimulus
Lan and Liu (1996), ⁷² in vivo study	30 mJ, 10 Hz, for 2 min	Effective by 65% to air stimulus and by 72% to mechanical stimulus
Kawada et al (1996), in vivo study §	2 W for 1 s, 20 times	4.8-85.7%
Gutknecht et al (1997), ⁷³ in vivo study	0.3-1 W, 10 Hz for 30-90 s	83-93%
Yonaga et al (1999), ⁷⁴ in vivo study	2 W, 20 Hz, for 0.5-60 s, black ink	75.5-95.6%
Kobayashi et al (1999), in vivo study §	1.5 W, 15 Hz for 1 min	51.5-95.8%
Lier et al (2002), ⁷⁷ in vivo study	30 s without a coolant, then 90 s with water as a coolant	No significant difference between test and control group
Ciaramicoli et al (2003), ⁷⁸ in vivo study	40 mJ, 25 Hz, 1W, 30 s	Effective but statistically greater reduction of hypersensitivity when etiologic factors were removed prior to treatment.
Birang et al (2007), ⁶⁸ in vivo study	Nd:YAG: 1W, 15 Hz for 60 s, 2 times Er:YAG: 100 mJ/p, 3 Hz for 60 s, 2 times	Both lasers were effective, but rate is unknown. Nd:YAG laser performed better than Er:YAG laser.

§: Articles in Japanese. Reprinted from Matsumoto K and Kimura Y.⁴⁸ Laser therapy of dentin hypersensitivity. J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.

Figure 54 : efficacité du traitement par laser Nd : YAG dans l'hypersensibilité dentinaire, d'après Kimura(41)

5.3.2.3. KTP laser

Utilisation du laser à une longueur d'onde de 532 nm, à une puissance de 1 W en mode continu. La dent est irradiée 5 secondes puis doit être suivie d'une période de refroidissement de 20 secondes. Pour être efficace le traitement doit être répété au moins 6 fois. On observe une fermeture d'une partie des tubulis dentinaires.

5.3.2.4. Laser CO₂

Tout comme pour les lasers YAG, on observe une fermeture des tubulis dentinaires par fusion des cristaux d'hydroxy apatite.

La littérature montre que les résultats observés sur le traitement de l'hypersensibilité par laser CO₂ de 10600 nm sont très controversés. Le laser CO₂ de 9600 nm serait une

alternative beaucoup plus efficace, surtout si elle utilisait en complément une application de gel fluoré. En effet on obtiendrait une oblitération des tubulis dentinaires par fusion d'ions fluor du gel avec l'hydroxyapatite sous l'action du rayonnement formant ainsi une couche de fluoroapatite. Ce laser ne présente pas de propriétés analgésiques sur les fibres nerveuses. On observerait alors, d'après Slutzky-Goldberg (64) un effet à long terme plus important, environ 18 mois.

Les études de Moritz montre une efficacité de 59 à 90 % quand le laser est utilisé seul ; et une efficacité supérieure à 90 % quand elle est couplée à un traitement conventionnel par gel fluoré. (44,45)

Conclusion

Chaque laser apporte son lot d'avantages et d'inconvénients pour le traitement de l'hypersensibilité. Cependant il ressort que quelque soit le laser utilisé, le traitement est plus efficace si l'on combine méthode traditionnelle et laser.

6. LASER ET COLLAGE

6.1. COLLAGE A L'EMAIL

Une cavité préparée par un rayonnement laser présenterait a priori toutes les qualités nécessaires à un collage sans mordantage préalable. En effet, l'aspect de surface d'une cavité créée par laser ressemblerait à celui d'une cavité créée par une turbine et mordancée à l'acide phosphorique 37%. Après traitement, des microfissures peuvent être constatées à la surface de l'email; non seulement celles-ci ne sont pas dangereuses mais elles permettent au contraire un microrelief favorable aux techniques adhésives.

Une étude à l'Université d'EVANSTON aux USA, a démontré que la préparation au laser Er : YAG d'une cavité pour composite, induit une surface de collage idéale observée par microscopie électronique.

En 1995, B. VARMA et S. TANDON ont comparé le mordantage par laser CO2 et par acide phosphorique à 37 %. Ils sont arrivés à la conclusion que la préparation par acide phosphorique est supérieure de façon statistiquement significative.

Ceballos et al ont testé l'étanchéité d'une reconstitution composite après traitement laser lorsqu'il y a, ou non, utilisation d'un acide orthophosphorique . En utilisant la fuscine basique comme colorant ils ont obtenu 91.7% de perte d'étanchéité lorsqu'aucune application d'acide n'est réalisée, contre 58.3% lorsque l'acide est utilisé.

En revanche, C.J. WHITTERS et R. STRANG ont refait le même type d'étude en 2000 avec le nouveau laser CO2. Il apparaît que le laser présente maintenant la même efficacité que l'acide phosphorique.

6.2. REACTION DE PHOTOPOLYMERISATION

« Un composite est, par définition, un mélange de deux matériaux au moins. Chacun des constituants contribue aux propriétés du composite. L'objectif est de cumuler les propriétés favorables des divers constituants et de minimiser les défauts. » © 2005 Elsevier SAS.

6.2.1. Principe de photopolymérisation

Les résines composites sont constituées d'une phase minérale et d'une phase organique.

6.2.1.1. Phase minérale ou inorganique

C'est cette phase qui confère au composite sa dureté et ses qualités optiques. La phase inorganique est constituée par les charges qui renforcent le matériau .Ces charges sont reliées à la matrice grâce à des silanes. Les charges minérales sont formées de silice sous forme cristalline et non cristalline, ainsi que de verres de métaux lourds.

6.2.1.2. Phase organique

Elle représente en moyenne 24 à 50 % du volume du composite et est constituée d'une résine matricielle, d'un abaisseur de viscosité et de divers additifs.

- La résine matricielle constitue l'élément actif du composite. Elle appartient à la famille des monomère dits « R- di méthacrylate ». Elle est dérivée du **Bis-GMA** et des **Polyuréthanes**. Initialement il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en polymère rigide par une réaction d'addition. Seule une partie des monomères est convertie en polymère ceci permet l'augmentation des propriétés mécaniques et la diminution du retrait de polymérisation.

Le monomère BIS-GMA est le premier matériau utilisé comme liant résineux (Bowen). La résine bis-GMA est le produit de réaction du bisphénol A avec un méthacrylate modifié, le méthacrylate de glycidyl. Il est obtenu à la suite de deux réactions : une réaction d'estérification et une réaction d'addition :

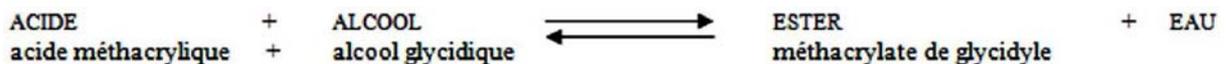


Figure : réaction d'estérification de l'acide méthacrylate et de l'alcool glycidique



Figure 55: Réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA

Le di uréthane:

Son principal avantage est une plus faible viscosité, ce qui permet d'incorporer un plus grand pourcentage de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise plus importante que pour le Bis-GMA.

- Les contrôleurs de viscosité

Les monomères de Bis-GMA et de di uréthane di méthacrylate sont des liquides très visqueux suite à leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de charges provoque la formation d'un matériau de consistance trop épaisse pour la clinique. Par conséquent, pour contrebalancer ce problème, des monomères de faible viscosité (contrôleurs de viscosité ou diluants) sont ajoutés :

Méthacrylate de méthyl ou MMA, éthylène glycol diméthacrylate ou EGDMA, diéthylène glycol diméthacrylate ou DEGMA, triéthylène glycol diméthacrylate ou TEGDMA.

Le TEGDMA est le plus utilisé. Il confère à la résine ses propriétés physiques et augmente la rétraction de prise.

- Les agents de polymérisation

C'est le processus par lequel le composite se transforme en matériau dur. La polymérisation de la résine matricielle repose sur la décomposition d'une molécule (AMORCEUR) par un ACTIVATEUR en RADICAUX LIBRES (R*). Les principaux activateurs sont les photons, et les amorceurs sont les amines tertiaires. Il est nécessaire d'ajouter des photosensibilisateurs, le plus utilisé est la camphoroquinone.

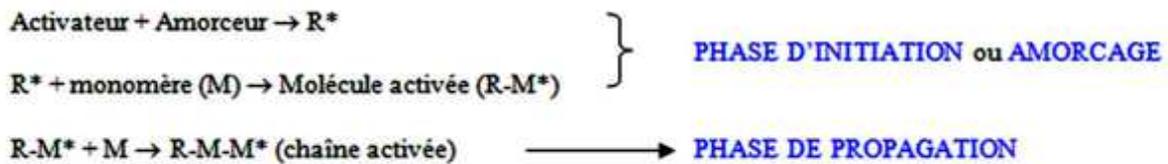


Figure 56 : Représentation schématique de la polymérisation en chaîne

- Les inhibiteurs de prises

Sans leur présence, la réaction de polymérisation serait spontanée dans certaines conditions de stockage. Les plus utilisés sont :

- hydroquinone,
- monométhyl éther d'hydroquinone,
- BHT : (2, 4, 6-tri-butyl phenol)

6.2.1.3. Agent de couplage

Un agent de couplage organo-minéral est une molécule bi-fonctionnelle qui réalise la cohésion entre les charges et la phase organique. Cette molécule est généralement un silane. S'il n'y a pas de liaison entre la matrice (phase organique) et les charges, les charges deviennent des concentrateurs de contraintes et il ne peut y avoir de transfert des contraintes dans le matériau.

6.2.2. Comparaison de la photopolymérisation laser et des méthodes traditionnelles

La photopolymérisation d'un composite débute lorsque la source lumineuse est suffisamment puissante pour être absorbée par les photoinitiateurs (les plus couramment utilisés sont les camphoroquinones). Cette molécule absorbe une source lumineuse dont la longueur d'onde est comprise entre 460 et 492 nm avec un pic maximal d'absorption à 468nm. Plusieurs sources lumineuses ont été utilisées au fil du temps pour la polymérisation des composites.

6.2.2.1. Méthodes traditionnelles

6.2.2.1.1. Lampe halogène

La lampe halogène utilise comme générateur une ampoule de 50 à 100 W qui produira en moyenne une lumière de puissance 500 mW/cm^2 . La lumière est produite par chauffage d'un filament de tungstène à très haute température. Le spectre d'émission de ce type de lampe est compris entre 300 et 1300 nm, ainsi pour obtenir une lumière bleue, de longueur d'onde comprise entre 400 et 500 nm, cohérente avec la photopolymérisation il est nécessaire de filtrer une grande partie du spectre, provoquant ainsi la perte d'une grande partie de la puissance générée. La filtration est nécessaire car à des longueurs d'ondes inférieures à 300 nm, il y a production de rayon UV dangereux et au dessus de 500 nm la production de chaleur apparait trop importante.

La puissance développée par la lampe va être divisée en deux parties : une première partie sera convertie en lumière bleue, l'autre sera convertie en chaleur. Ainsi pour obtenir une polymérisation efficace la puissance de départ doit être augmentée et par conséquent la chaleur produite en est également augmentée pouvant ainsi provoquer une réaction pulpaire.

Cette chaleur produite entraîne à la longue une dégradation de la fibre optique qui sert au transport de la lumière.

Une lampe halogène présente une durée de vie limitée dans le temps, de l'ordre de 50 à 100h.

6.2.2.1.2. Lampe au xénon ou plasma

La lumière émise par ce type de lampe est due à la présence d'un arc électrique entre deux électrodes placées proches l'une de l'autre qui va provoquer l'ionisation du gaz et donc la production d'une lumière blanche. Le spectre d'émission d'une lampe au xénon est relativement large, et s'étend des ultra- violets aux infra- rouges, d'où la nécessité d'utiliser des filtres pour ne laisser passer que les longueurs d'ondes requises à la photopolymérisation. Ces lampes peuvent produire une énergie pouvant aller jusqu'à 2500 mW/cm^2 . Là encore la durée de vie de la lampe est limitée à 5000 cycles.

6.2.2.1.3. LED

Le fonctionnement des LED repose sur l'utilisation de semi conducteur. Les LED émettent dans un court champ spectral avec un pic à 470 nm, la lumière émise est monochromatique, et est déterminée par la composition chimique du semi conducteur. La production de chaleur par ce type de lumière est très faible. Leur durée de vie est quasi illimitée. L'absence d'utilisation de filtre autorise une diminution de la puissance initiale et donc une diminution de production de chaleur, par conséquent diminue le risque d'échauffement pulpaire. Elles peuvent émettre une lumière de puissance comprise entre 200 et 300 mW/cm^2 pour les LED de 1^{ère} génération et jusqu'à 1200 mW/cm^2 pour les LED de 2^{ème} génération.

6.2.2.2. Polymérisation laser : le laser argon

L'utilisation de laser argon dans le processus de photopolymérisation est récente. Le laser émet une lumière monochromatique, unidirectionnelle et cohérente (les photons sont en phase contrairement aux autres systèmes). Le spectre d'émission du laser argon est étroit et consiste en une série de lignes dont les longueurs d'ondes sont compatibles avec la plupart des photoinitiateurs. La longueur d'onde 488 nm est la plus utilisée pour l'activation de la camphoroquinone.

Le dispositif laser nécessite la présence d'un système de refroidissement volumineux. La lumière est transmise par une pièce à main et un guide de lumière composé de fibres optiques. Un délai de 30 secondes est nécessaire avant toutes impulsions.

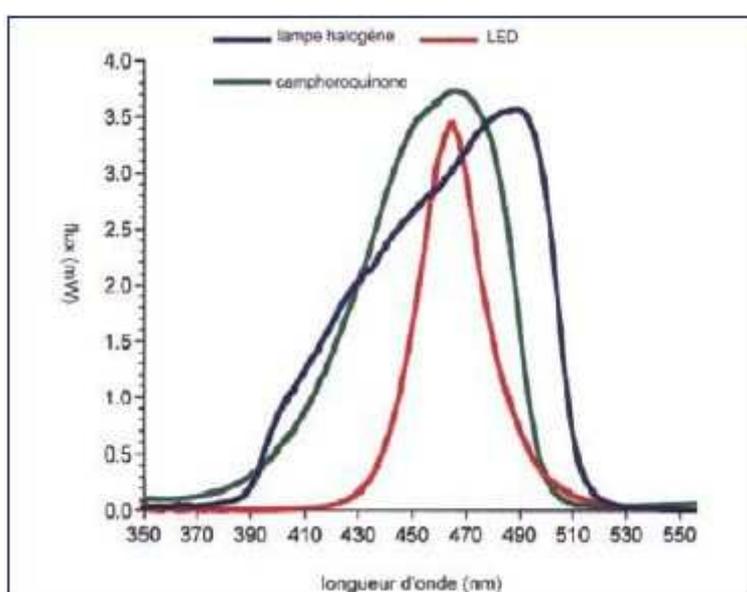


Figure 57: spectre comparé de la camphoroquinone, d'une lampe LED, et d'une lampe halogène (document dentsply)

6.2.2.3. Méthode laser contre méthode traditionnelle

Blankenau et al. ont montré que seulement 1/3 de l'énergie produite par les sources lumineuses conventionnelles avait une réelle influence sur la photoinitiation dans le processus de polymérisation. Ainsi avec une énergie initiale plus faible on obtient une meilleur adhésion du composite à l'émail et à la dentine avec le système laser.

Puckett et al ont montré que le temps d'exposition d'un composite au rayonnement laser représentait seulement 25 % du temps nécessaire à la polymérisation par un système conventionnel. Quand il faut 30 s de polymérisation à une lampe conventionnelle, il n'en faut que 10 s pour un laser argon. De plus la profondeur de pénétration est supérieure à celle obtenue par méthode conventionnelle. Cependant les recherches de **Leforestier et al**

en 2006 contrarient les résultats précédents. En effet, il a testé la micro dureté de Vickers sur des composites postérieurs de 2 mm d'épaisseur polymérisés à l'aide de lampe halogène, de LED, et de laser argon. Les résultats obtenus montrent que les duretés sont plus fortes pour les LED. Cependant, il faut prendre en compte que le temps de polymérisation n'est pas le même (10 s pour le laser contre 20 s pour les LED).

Launay et al. ont montré que l'élévation de température dans la chambre pulpaire était beaucoup plus faible pour le système laser. On pense que les lampes halogènes conventionnelles produiraient une hausse de température sur la pulpe dentaire du fait du temps de polymérisation plus important que pour les LED de 2^{ème} génération. De plus, les lampes de type halogène connaissent des déficiences sur les filtres servant à transformer la lumière blanche en lumière bleue, et laissent passer de la lumière à longueur d'onde infrarouge, produisant une altération de la température d'irradiation .

Severin et al. ont montré une augmentation de la dureté de la résine quand on utilise le système laser, ainsi qu'une augmentation de la résistance à la compression et à la tension.

Tielemans et al. ont montré qu'un composite polymérisé au laser présentait une étanchéité plus importante que pour les méthodes conventionnelles.

En termes cliniques, on note une amélioration des propriétés physiques et mécaniques des composites avec une irritation pulpaire moindre, et un contrôle post- opératoire de meilleure qualité (le taux d'hypersensibilité post opératoire est diminué).

Conclusion :

Le choix d'une lampe halogène peut être motivé par :

- Le recul clinique de cette technologie,
- Un spectre large qui permet de traiter tous les photoinitiateurs,
- La présence d'un dégagement de chaleur qui s'avère utile aux composites chémo-polymérisables,
- Son utilisation possible dans le domaine du blanchiment.

Le choix d'une LED peut être motivé par :

- Son confort d'utilisation (à savoir silencieuse et portable, fréquente car une durée de vie quasi illimitée),
- L'absence d'émission de chaleur,
- Un spectre très ciblé.

Le choix d'une lampe à plasma peut être motivé pour :

- Des blanchiments,
- De l'orthodontie du fait d'un temps de polymérisation très court mais d'un retrait de prise très important.

Le choix d'un laser doit être motivé par l'ensemble de son potentiel d'utilisation, c'est-à-dire son utilisation dans plusieurs domaines : chirurgie, endodontie.... En effet l'achat d'un laser utile uniquement à la polymérisation n'a pas d'intérêt compte tenu de ses performances et de son coût.

Lampes	Avantages	Inconvénients
Halogène	<ul style="list-style-type: none"> ■ coût 	<ul style="list-style-type: none"> ■ durée de vie limitée (50 à 100 h) ■ spectre large nécessitant l'utilisation de filtres ■ température ■ bruit du ventilateur
LED	<ul style="list-style-type: none"> ■ durée de vie presque illimitée ■ performances stables dans le temps ■ alimentation basse tension (6 ou 12 V) ■ faible exothermie ■ absence de bruit ■ rechargeable à l'infini ■ coût (?) 	<ul style="list-style-type: none"> ■ faible puissance d'émission ■ spectre étroit (ne concerne pas tous les composites) ■ faible exothermie (blanchiment ?)
Laser	<ul style="list-style-type: none"> ■ temps de polymérisation plus court 	<ul style="list-style-type: none"> ■ poids ■ encombrement ■ protection des yeux ■ bruit (refroidissement) ■ coût
Plasma	<ul style="list-style-type: none"> ■ temps de polymérisation plus court 	<ul style="list-style-type: none"> ■ spectre continu nécessitant l'utilisation de filtres ■ échauffement des tissus ■ coût

Figure 58 : tableau récapitulatifs des avantages et inconvénients de chaque source de photopolymérisation.
JOURNAL DENTAIRE DU QUÉBEC VOL. XXXIX – AVRIL 2002(16)

7. LASER ET BLANCHIMENT

Le blanchiment est de plus en plus pratiqué dans les cabinets médicaux. Cependant les techniques traditionnelles n'atteignent pas forcément les résultats escomptés. De plus le temps de traitement et le nombre de séances ne sont pas prévisibles. Le système laser, le laser KTP smartbleach, représente une bonne amélioration des techniques de blanchiment traditionnelles. L'utilisation de cette nouvelle technique, nécessite la réalisation d'un diagnostic précis quant au type de coloration, ainsi que la recherche de contre-indications (amélogénèse imparfaite, dentinogénèse imparfaite, fluorose...). Ce laser permet une activation plus importante des radicaux libres du peroxyde d'hydrogène du fait d'une absorption plus importante du rayonnement dans le gel. En effet sous l'action du rayonnement le gel devient plus basique (9,5 - 10) libérant ainsi un pourcentage de radicaux perhydroxyles plus important que de radicaux oxygénés (les radicaux perhydroxyles sont deux fois plus actifs que les radicaux oxygénés, l'éclaircissement en est donc amélioré). On a constaté une augmentation très faible de la température lors de l'utilisation de ce type de laser (de l'ordre de 1°C). Cette technique peut cependant être complétée par le port d'une gouttière afin d'en améliorer la stabilité dans le temps. Actuellement le traitement laser combiné à un gel à 35% de peroxyde de carbamide est le seul traitement n'entraînant pas de dégâts thermiques sur la pulpe.

7.1. CAS CLINIQUES

Les cas cliniques présentés ci-dessous utilisent un laser smartbleach KTP de 532 nm, de puissance 0,8-1,2 W (quand on utilise une fibre optique) et 0,5-0,8 W (quand on utilise une pièce à main).

Protocole :

Examen intra-oral : examen gingival et dentaire et apprentissage au patient des techniques de brossage.

Nettoyage prophylactique à l'eau et pierre ponce pour éliminer tous les débris susceptibles d'interagir avec le phénomène de blanchiment.

Application d'une première couche de gel smartgel sur les dents à blanchir après avoir séché correctement les dents. Une couche de smartblock est appliquée sur les gencives pour les protéger du rayonnement laser.

Activation du gel par la lumière laser, la couleur rouge du gel est complémentaire de la lumière verte laser. Chaque dent est irradiée durant 30 secondes. Après 10 minutes de contact gel/dent, celui est rincé abondamment, puis séché. Le même procédé peut être répété jusqu'à trois fois. Le temps maximal d'interaction gel/dent est de 30 minutes par session de traitement.

Cas 1 :

Homme de 32 ans sur lequel a été pratiquée une séance de trois applications.



Figure 59 : Journal laser application 2002 ; 2 ; 129-134 (28)

Cas 2 :

Jeune femme sur laquelle a été réalisée une séance laser.



Figure 60 : journal laser application 2002 ; 2 ; 129-134 (28)

Cas 3 :

Homme de 32 ans présentant des colorations brunes, avant et après une séance de traitement.

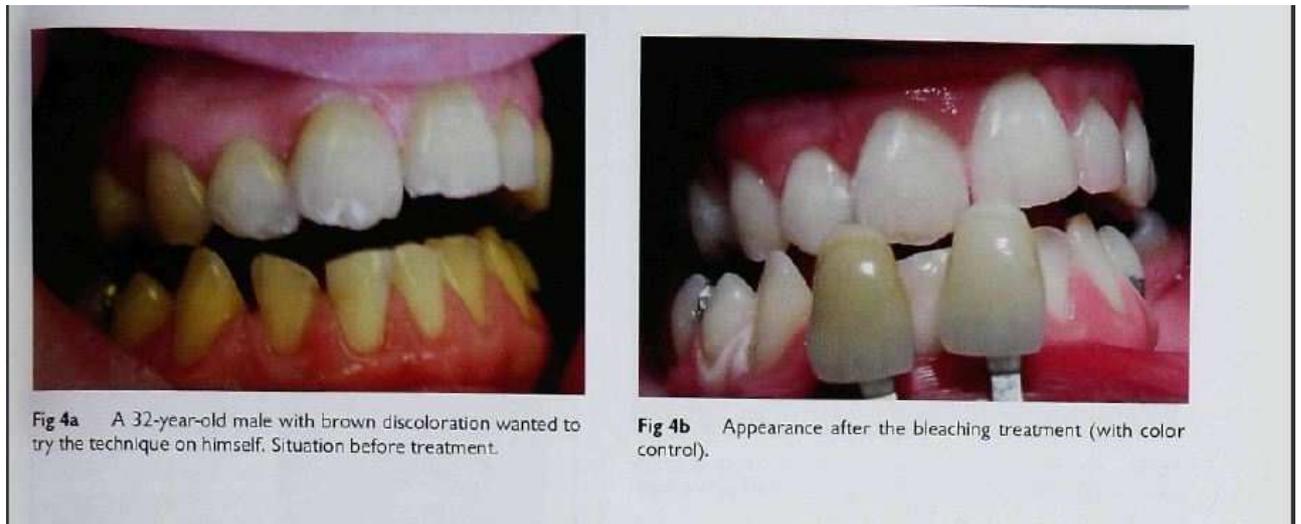


Figure 61: journal laser application 2002 ; 2 ; 129-134 (28)

8. CONCLUSION

Depuis une dizaine d'années, le laser nous est annoncé comme la solution thérapeutique de choix.

Mais qu'en est-il vraiment ? Force est de constater qu'il ne s'est pas réellement imposé dans la profession.

Quelles en sont les raisons ? En réalité nous nous apercevons que c'est un procédé très exigeant en matière d'aménagement des locaux, de formation et également très coûteux. Le praticien qui l'intègre à son activité doit en connaître les paramètres physiques afin de maîtriser l'interaction tissu-matière pour optimiser son utilisation.

Alors a-t-il vraiment sa place dans une seule et unique spécialité telle que l'odontologie conservatrice ? Les lasers YAG et YSCG semblent avoir le meilleur compromis de longueur d'onde pour la préparation de cavité d'obturation. Cependant, le laser demande un temps de préparation plus long, nous lui préférerons donc la plupart du temps les méthodes classiques avec instruments rotatifs.

Malgré tout, outre le fait que le laser permet une bonne stérilisation de la cavité pour de petites caries, il présente un autre avantage qui peut paraître paradoxal: il implique une moindre augmentation de température que le matériel rotatif, et cet aspect n'est pas négligeable.

Toutes les études tendent à prouver les bienfaits du laser pour le patient sur le plan du confort, mais la turbine reste l'instrument le plus rapide et néanmoins confortable en étant utilisée avec précaution (spray, anesthésie).

A priori, l'utilisation du laser devient intéressante à partir du moment où on l'utilise pour plusieurs applications cliniques (chirurgie, endodontie, odontologie conservatrice, parodontie...). Actuellement aucun laser ne possède un tel panel d'applications à lui seul.

Il reste à voir avec le temps l'évolution des techniques et des mœurs.

9. BIBLIOGRAPHIE

1. Absi Eg, Addy M, Adams D. **Dentine Hypersensitivity: A Study Of The Patency Of Dentinal Tubules In Sensitive And Non Sensitive Cervical Dentine**; *J Clin Periodontol* 1987 14: 280-284.
2. Addy M, Loyn T, Adams D. **Dentine Hypersensitivity – Effects Of Some Proprietary Mouth Washes On The Dentine Smear Layer. An Sem Study**. *J Dent* 1991 19:148-152.
3. Alexander Ji. Eds. M Addy, G Embery, Wm Edgar, R Orchardson. **Biochemical Physiological, Physiological And Psychological Aspects Of Pain And Pain Assessment. In: Tooth Wear And Sensitivity**, Pp.267-283. London: Martin Dunitz, 2000.
4. Annie J. St-Georges, Marc Bolla **Photopolymérisation Des Composites Dentaire: Quoi De Neuf ?**, *Journal Dentaire Du Québec* Vol. Xxxix – Avril 2002
5. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J Et Al. **Comparison Between Er:Yag Laser And Conventional Technique For Root Caries Treatment In Vitro**. *J Dent Res* 1997;77:1404-1414.
6. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. **Scanning Electron Microscopic Analysis Of Diseased And Healthy Dental Hard Tissues After Er:Yag Laser Irradiation: In Vitro Study**. *J Endodont* 1999;25:543-546.
7. A. Raskin **Les Résines Composites** Societe Francophone De Biomateriaux Dentaires
8. **Aspects Fondamentaux Des Traitements Par Laser En Medecine Dentaire 4e Partie: Le Hard-Laser rev mens suisse odontostomatol, vol 114:8/2004**
9. Birang R, Poursamini J, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. **Comparative Evaluation Of The Effects Of Nd:Yag And Er:Yag Laser In Dentin Hypersensitivity Treatment**. *Lasers Med Sci* 2007;22:21-24.
10. Birang R, Yaghini J, Shirani Am. **Comparative Study Of Dentin Surface Changes Following Nd:Yag And Er:Yag Lasers Irradiation And Implications For Hypersensitivity**. *J Oral Laser Applic* 2008;8:25-31.
11. Brooks Sg, Ashley S, Fisher J, Davies Ga, Griffiths J, Kester Rc Et Al. **Exogenous Chromophores For The Argon And Nd:Yag Lasers: A Potential Application To Laser-Tissue Interactions**. *Lasers Surg Med* 1992;12:294-302.
12. Cakar G, Kuru B, Ipci Sd, Aksoy Zm, Okar I, Yilmaz S. **Effect Of Er:Yag And Co₂ Lasers With And Without Sodium Fluoride Gel On Dentinal Tubules: A Scanning Electron Microscope Examination**. *Photomed Laser Surg* 2008;26:565-571.
13. Carmen D. M. **Todea Laser Applications In Conservative Dentistry Tmj** 2004, Vol. 54, No. 4
14. Cosmin Balabuc, Mariana Miron, Camelia Demian, Meda Negrutiu, Laura Filip, Carmen Todea **Effectsof 980 Nm High-Powerdiode Laser Irradiation On Enamel Microhardness Tmj** 2007, Vol. 57, No. 2 – 3
15. Dowell P, Addy M. **Dentine Hypersensitivity - A Review, A Etiology, Symptoms And Theories Of Pain Production**. *J Clin Periodontol* 1983 10:341-350.
16. E. Leforestier, M. Gaudard, L. Lupi-Pegurier, E. Darque-Ceretti, M. Bolla. **Influence De Divers Modes De Photopolymérisation (Halogène, Led, Laser) Sur La Micro-Dureté Vickers De Deux Résines Composites Postérieures** *Journal Dentaire Du Québec* Volume 43 Janvier 2006 , 13-23 P
17. Gelskey Sc, White Jm, Pruthi Vk. **The Effectiveness Of The Nd:Yag Laser In The Treatment Of Dental Hypersensitivity**. *J Can Dent Assoc* 1993;59:377-386.
18. Gerschman Ja, Ruben J, Gebart-Eaglemont J. **Low Level Laser Therapy For Dentinal Tooth Hypersensitivity**. *Aust Dent J* 1994;39:353-357.
19. G. Hée, I. Balty, A. Mayer Avec Le Concours De D. Courant Et M. Lievre; **Les Lasers : Risques Et Prévention**; Cahier De Note Documentaire, Hygiène Et Sécurité Au Travail N0173, 4ème Trimestre 1998

20. G.G.Y. Marcon Et B. Vidal **Effet De L'irradiation Laser À C O 2 Sur La Dentine Des Dents Humaines** Journal De Physique Iv Colloque Cl, Supplément Au Journal De Physique Iii, Vol. 1, Décembre 1991 239_244 P
21. Gian Luci Caccianiga, Ruggero Papagna, Alberto Baldani, **Analyse De La Litterature Et Evaluation In Vivo Des Effets De L'application Du Laser Dans Les Soins Conservateurs**
22. Gutknecht N, Moritz A, Dercks Hw, Lampert F. **Treatment Of Hypersensitive Teeth Using Nd:Yag Lasers: A Comparison Of The Use Of Various Settings In An In Vivo Study.** J Clin Laser Med Surg 1997;15:171-174.
23. Gysi A. **An Attempt To Explain The Sensitiveness Of Dentin;** Brit J Dent Sci 1900 43: 865-868.
24. **Hypersensibilité Dentinaire Prise En Charge Complète** Clinical Applications Of Dental Lasers General Dentistry January/February 2009
25. Ipci Sd, Cakar G,, Kuru B, Yilmaz S. **Clinical Evaluation Of Lasers And Sodium Fluoride Gel In The Treatment Of Dentine Hypersensitivity.** Photomed Laser Surg 2009;27:1-7.
26. J. M. Brunetaud , B. Decomps Et J. C. Griesemann **Les Applications Thérapeutiques Des Lasers** Revue Phys. Appl. 15 (1980) 1417-1426
27. J. Vreven, A. Raskin, J. Sabbagh, G. Vermeersch, G. Leloup **Résines Composites 23-065-E-10**
28. Koen Overloop, Romain Blum', Peter Verheyett **Esthetic Dentistry With Smartbleach: An Overview Of Clinical Cases** Journal Laser Application 2002;2;129-134
29. Koukichi Matsumotoa, Mozammal Hossain, Nobuyuki Tsuzukis Yoshishige Yamada **Morphological And Compositional Changes Of Human Dentin After Er:Yag Laser Irradiation** J Oral Laser Applications 2003;3:15-20.
30. Koukichi Matsumoto **Laser Treatment Of Hard Tissue Lesion** Journal Oral Laser Applications 2004;4:235-248
31. Ladalardo Tccg.P, Pinheiro A, De C. Campos Ra, Brugnera Ja, Zanin F, Albernaz Plm Et Al. **Laser Therapy In The Treatment Of Dentine Hypersensitivity.** Braz Dent J 2004;15:144-150.
32. Lan W-H, Liu H-C, Lin C-P. **The Combined Occluding Effect Of Sodium Fluoride Varnish And Nd:Yag Laser Irradiation On Human Dentinal Tubules.** J Endodont 1999;25:424-426.
33. Laser-Professionals Inc. 2620 S. Maryland Parkway, 749 Las Vegas, Nv 89109© 2006, Laser-Professionals Inc
34. Laurence Walsh **Diagnodent And The Cavaets Of Caries Diagnosis By Laser Fluorescence**
35. Leco-Berrocal Mi, Martínez-González Jm, Donado-Rodríguez M, López-Carriches C. **Sterilizing Effects Of The Erbium:Yag Laser Upon Dental Structures: An In Vitro Study.** Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11:E158-61.
36. **Les Lasers Risques Et Prévention Cahiers De Notes Documentaires - Hygiène Et Sécurité Du Travail - N°173, 4e Trimestre**
37. Manfred Wjtttschier **Lasers In Caries Therapy: A Report On Clinical Experience** J Oral Laser Applications 2001;1:125-132.
38. Marc Démonet **Utilisation Des Lasers Pour L'enregistrement Et Le Contrôle De La Carie Dentaire** Information Dentaire N° 8 Du 21 Février 2001
39. Maria Demia, Katleen I. M. Delmeb, Roeland J. G. De Moorc **Hypersensitive Teeth: Conventional Vs Laser Treatment. Part Ii: Laser Treatment Of Dentin Hypersensitivity** J Oral Laser Applications 2009: 9: 75-92.
40. Matsumoto K., Funai H., Shirasuka T., Wakabayashi H. **Effects Of Nd :Yag-Laser In Treatment Of Cervical Hypersensitive Dentine.** Japanese Journal Of Conservative Dentistry. 1985;28,760-765 P.)
41. Matsumoto K, Kimura Y **Laser Therapy Of Dentin Hypersensitivity** J Oral Laser Applic 2007;7:7-25.
42. Matsumoto K., Funai H., Shirasuka T., Wakabayashi H. **Effects Of Nd :Yag-Laser In Treatment Of Cervical Hypersensitive Dentine.** Japanese Journal Of Conservative Dentistry. 1985;28,760-765 P.)
43. M-F Bertrand, J-P Rocca, **Laser Er:Yag Et Odontologie Restauratrice** 28-750-V-10

44. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Aoid M, Reichenbach P, Lothaller Ma Et Al. **Long-Term Effects Of Co₂ Laser Irradiation On Treatment Of Hypersensitive Dental Necks: Results Of An In Vivo Study.** *J Clin Laser Med Surg* 1998;16:211-215
45. Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Ebrahim D, Wernisch J Et Al. **The Advantage Of Co₂-Treated Dental Necks, In Comparison With A Standard Method: Results Of An In Vivo Study.** *J Clin Laser Med Surg* 1996;14:27-32.
46. Moritz Oral Laser Application Berlin Quintessenz Bibliothek, 2006
47. Nicola X. West *Acta Stomatologica Naissi* **Hypersensibilité Dentinaire Prise En Charge Complète** Juin/June 2007, Vol. 23, Broj/Number 55 Str./P 679 – 684 *Bristol International Dental Journal* 2007 57 .411-419
48. Orchardson R, Whitters J. **Effect Of Hene And Pulsed Nd:Ya Laser Irradiation On Intradental Nerve Responses To Mechanical Stimulation Of Dentine.** *Lasers Surg Med* 2000;26:241-249.
49. Patrick Missika, Jean-Michel Stroumza **Traitement D'une Péri Implantite Avec Le Laser Nd-Yap, A Propos D'un Cas.** *Revue D'odonto-Stomatologie/Septembre* 2003
50. Perret M **L'hypersensibilité Dentinaire : Traitement Et Perspectives Etude Clinique** Thèse Chir. Dent. Université De Nantes 2006, N°2760, 4250p.
51. Peter Verheyen"" **Photopolymerization With The Argon Laser** *J Oral laser Applications* 2001;49-54
52. P-Y Devaux, *Bases Physiques D'un Fonctionnement Laser.*
53. Raimund Hibst **Lasers For Caries Removal And Cavity Preparation: State Of The Art And Future Directions** *J Oral Laser Applications* 2002: 2:203-212.
54. Renton-Harper P, Midda M. **Nd:Yag Laser Treatment Of Dentinal Hypersensitivity.** *Br Dent J* 1992;172:13-16.
55. Richard M. Foxton And Junji Tagami, **Effect Of Pulse Duration Of Er: Yag Laser On Dentin Ablation** *Dental Materials Journal* 2008; 27(3): 433 –439
56. Rizoïu I, Kohanghadosh F, Kimmel A.I, Eversole L.R **Pulpal Thermal Reponses To An Erbium , Chromium : Yscg Pulsed Laser Hydrokinetic System.** *Oral Surg Oral Med Pathol Oral Radiol. Endod.*1998,86(2):220-3p
57. Roeland Jozef Gentil De Moor/Katleen Ilse Maria Delme **Erbium-Lased Tooth Structure:Part 2. Present-Day Adhesion To Erbium-Lased Tooth Structure In Permanent Teeth;** *J Adhes Dent* 2010; 12: 91-102.
58. Roeland Jozef Gentil De Moora/Katleen Ilse Maria **Delmeb Laser-Assisted Cavity Preparation And Adhesion To Erbium-Lased Tooth Structure: Part 1. Laser-Assisted Cavity Preparation** Vol 11, No 6, 2009 *The Journal Of Adhesive Dentistry*
59. Romain Blum **Restorative Dentistry With The Er:Yag Laser** *J Oral Laser Appiications* 2001; 1 :55-58
60. Rosane De Fátifna Zanirato LjZarelli, Vanderlei Salvador Bagnato', **Class V Micropreparation Using Picosecond Nd:Yag Pulsed Laser: Micromorphological And Chemical Evaluation;** *Oral Laser Applica Tions* 2002:2-107-113.
61. Rubens C. R. De Carvalho, Patricia M. De Freitasb, Masayuki Otsukic, Carlos De P. Eduardod, Junji Tagamie **Influence Of Er:Yag Laser Beam Angle, Working Distance, And Energy Density On Dentin Morphology: An Sem Investigation** *The Journal Of Oral Laser Applications* Vol 5, No 4, 2005
62. S. Chala, R. Bouamara, F. Abdallaoui, **Les Méthodes De Diagnostic Des Lésions Carieuses Initiales,** *Revue D'ondonto-Stomatologie* 2004; 33:297-310
63. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E: **Desensitizing Effects Of An Er:Yag Laser On Hypersensitive Dentine. A Controlled, Prospective Clinical Study.** *J Clin Periodontol* 2002; 29: 211–215. C Munksgaard, 2002.
64. Slutzky-Goldberg I, Nuni E, Nasralla W, Stabholz A, Moshonov J. **The Effect Of Co₂ Laser On The Permeability Of Dentinal Tubules: A Preliminary In Vitro Study.** *Photomed Laser Surg* 2008;26:61-64.
65. Société Deka. www.Deka.Fr

66. Société Kavo Wwww.Kavo.Fr
67. Stabholz A, Neev J, Liaw Lhl, Stabholz A, Khayat A, Torabinejad M. **Effect Of Arf-193 Nm Excimer Laser On Human Dentinal Tubules. A Scanning Electron Microscopic Study.** *Oral Surg Oral*
68. Stabholz A, Neev J, Liaw Lhl, Stabholz A, Khayat A, Torabinejad M. **Sealing Of Human Dentinal Tubules By Xecl 308-Nm Excimer Laser.** *J Endodont* 1993;19:267-271,
69. Stabholz A, Rotstein I, Neev J, Moshonov J, Stabholz A. **Efficacy Of Xecl 308-Nm Excimer Laser In Reducing Dye Penetration Through Coronal Dentinal Tubules.** *J Endodont* 1995;21:266-268.,
70. Tadej Perhavec, Prof. Janez Diaci Wwww.Laserandhealth.Com **Comparison Of Heat Deposition Of Er:Yag And Er,Cr:Ysgg Lasers In Hard Dental Tissues ;Journal Of The Laser And Health Academy Vol. 2009; No.2/1;**
71. Veronique Honorar **Le Laser En Parodontologie,** *L'information Dentaire N°42 5 Décembre 2007*
72. Visuri Sr, Walsh Jt, Wigdor Ha. **Erbium Laser Ablation Of Dental Hard Tissue: Effect Of Water Cooling.** *Lasers Surg Med* 1996;18:294-300.
73. **Walsh The Current Status Of Laser Application In Dentistry** *Australian Dental Journal* 2003;48:(3):146155
74. Wikipedia®
75. William A. Greider, **A Laser For Hard And Soft Tissue Applications,** *Laser Dentistry Volume 17 No 12 Decembre 1998*
76. Yonaga K, Kimura Y, Matsumoto K **Treatment Of Cervical Dentin Hypersensitivity By Various Methods Using Pulsed Nd:Yag Laser.** *J Clin Laser Med Surg* 1999;17:205-210.
77. Y. Tolia ; **Laser Dentaire : Déjà Demain Comment Et Pourquoi Faire Entrer Le Laser Dans Nos Cabinet? Considérations Economiques Et Pratiques;** Wwww.Dentalspace.Com
78. Yuki Nishimoto, Masayuki Otsuki, Monica Yamauti, Testuya Eguchi, Yasuharu Sato, Richard M. Foxton Et Junji Tagami, **Effect Of Pulse Duration Of Er: Yag Laser On Dentin Ablation** *Dental Materials Journal* 2008;27(3):433 —439

ALAMARGUY Claire - Le LASER et ses utilisations en Odontologie Conservatrice

Nancy : 2011 - 95 Pages

Th. Chir-Dent : Nancy : 2011

Mots-clés : LASER,
Odontologie Conservatrice,
Diagnodent[®],
Laser Er;YAG

Résumé :

C'est Albert Einstein qui, au cours de ses recherches, introduit pour la première fois la notion de laser en 1917, mais ce n'est qu'en 1960 qu'apparaît le premier prototype de laser. Dix ans plus tard ils commencent à être utilisés dans le domaine médical mais leur apparition en odontologie est beaucoup plus récente. Seules quelques universités comme Paris 7 Garancière et Nice ont introduits ces nouvelles techniques dans leur formation. La plus connue des indications du laser est la chirurgie buccale, et pourtant il en existe d'autres, notamment l'application à l'odontologie conservatrice. Au terme de cette thèse chacun pourra se faire sa propre opinion sur l'intérêt, les avantages et les inconvénients de l'utilisation du laser dans la pratique quotidienne de l'odontologie. Toutefois avant d'aborder la partie pratique de l'utilisation laser, on s'attardera sur la présentation de quelques notions physiques car la maîtrise d'une technologie nécessite la compréhension de ses fondements.

ALAMARGUY Claire - Le LASER et ses utilisations en Odontologie Conservatrice

Th. Chir-Dent. : Nancy : 2011

Jury

Pr Jean-Paul LOUIS	Professeur des universités	Président
<u>Dr Christophe AMORY</u>	Maître de conférences des Universités	Juge
Dr Stephan HESS	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
Dr Pierre CUNY	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

ALAMARGUY Claire
6B, rue du Canal
57700 HAYANGE