

Apport du laser Erbium-YAG en endodontie : application et nouvelles indications en dentisterie contemporaine

Romain Gabriel

▶ **To cite this version:**

Romain Gabriel. Apport du laser Erbium-YAG en endodontie : application et nouvelles indications en dentisterie contemporaine. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-02045389

HAL Id: dumas-02045389

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02045389

Submitted on 22 Feb 2019

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est 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 toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

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

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018 **N° 015**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 26 février 2018

Par

Romain GABRIEL

Apport du laser Erbium-YAG en endodontie : application et nouvelles indications en dentisterie contemporaine

Dirigée par Docteur Jean-Yves Cochet

JURY

M. le Professeur Louis Maman	Président
Mme le Docteur Anne-Laure Ejeil	Assesseur
M. le Docteur Frederick Gaultier	Assesseur
M. le Docteur Jean-Yves Cochet	Assesseur
Mme le Docteur Anne-Margaux Collignon	Invité

Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme VITAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET	Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD M. ROCHEFORT (PU associé)	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE (MCU associée) M. SALMON Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 18 décembre 2017

Remerciements

À M. le Professeur Louis Maman

Docteur en Chirurgie dentaire,

Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale,

Habilité à Diriger des Recherches,

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris,

Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes.

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury. Recevez ici mes remerciements et l'expression de mon plus grand respect.

À Mme le Docteur Anne Laure Ejeil

Docteur en Chirurgie dentaire,

Spécialiste qualifiée en Chirurgie Orale,

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.

Pour votre participation à ce jury, votre accessibilité et vos démarches en faveur de l'élaboration de cette thèse. Recevez l'expression de ma profonde reconnaissance et de mes remerciements.

À M. le Docteur Frederick Gaultier

Docteur en Chirurgie dentaire,

Spécialiste qualifié en Chirurgie Orale,

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.

Pour votre participation à ce jury. Recevez ici mes remerciements les plus chaleureux.

À M. le Docteur Jean-Yves Cochet

Docteur en Chirurgie dentaire,

DUECSE en Endodontie,

Ancien assistant Hospitalo-universitaire UFR d'odontologie Paris Diderot,

Visiting Professor Nova Southeastern University college of dental medicine Florida (USA)

Pour votre confiance témoignée, vos conseils et vos relectures. Pour votre œil bienveillant, votre générosité et votre gentillesse. Veuillez recevoir l'expression de mes sincères remerciements, de mon plus grand respect et de mon entière gratitude.

Table des matières

INTRODUCTION **1**

1. LASER **3**

1.1 PRINCIPES ET FONCTIONNEMENT 3

1.1.1 Généralités sur la lumière *3*

1.1.2 Interactions du laser sur les tissus *7*

1.1.3 Précautions/sécurité *9*

1.2 LASER SUR LES TISSUS 10

1.2.1 Effet photo-chimique *10*

1.2.2 Effet photo-thermique *11*

1.2.3 Précaution quant aux effets thermiques *15*

1.3 PARAMETRES D'UTILISATION DES LASERS 15

2. ENDODONTIE **17**

2.1 CATHETERISME 17

2.1 IRRIGATION TRADITIONNELLE 17

2.2.1 Propriétés chimiques des solutions d'irrigation *19*

2.2.2 Propriétés physiques des solutions d'irrigation *20*

2.3 ACTIVATION DES SOLUTIONS D'IRRIGATION 21

3. LASER EN ENDODONTIE **23**

3.1. LE LASER POSSEDE T-IL UNE ACTION ANTIBACTERIENNE ? 23

3.1.1 Action thermique antibactérienne *23*

3.1.2 Action mécanique antibactérienne *25*

3.2. APPORT DU LASER DANS LE NETTOYAGE ET DESINFECTION DU RESEAU ENDODONTIQUE 26

3.2.1 PREMIERE ÈRE : Irradiation directe du laser Erbium-YAG sur les tissus durs *26*

3.2.2 SECONDE ÈRE : Irradiation des solutions d'irrigation au laser (ou « LAI » pour Laser activated irrigation) *30*

3.2.3 "Cavitation effect" ou "PIPS Effect" ? *36*

3.3 COMPARAISONS DES MOYENS D'ACTIVATION DES SOLUTIONS D'IRRIGATION 43

4. DISCUSSION **50**

4.1 CHOIX METHODOLOGIQUE 50

4.2 DISCUSSION DES RESULTATS 50

CONCLUSION **52**

BIBLIOGRAPHIE **57**

TABLE DES FIGURES **65**

Introduction

LASER signifie « Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation » c'est-à-dire « Lumière amplifiée par émission stimulée de photons ». Le mot « radiation » dans ce contexte ne signifie pas radioactif ou cancérigène mais seulement émission d'énergie électromagnétique.

On doit à Albert Einstein ses travaux sur l'émission de photons, des particules se déplaçant à la vitesse de la lumière, sans masse capable de transporter de l'énergie par stimulation électrique. Ses travaux nous ont permis de développer cette technologie qui révolutionnera de nombreux procédés dans de multiples disciplines variées.

Le réel ancêtre du laser fut MASER (microwave amplification by stimulated emission of radiation). Celui ci fut crée par Townes en 1954. Mais celui ci ne présentait seulement que deux niveaux d'énergie, insuffisant pour l'application clinique car on retombait à l'état fondamental de l'atome sans avoir maintenu de « population inversée ». Celle-ci étant responsable du faisceau laser par la présence d'une plus grande proportion d'atomes excités par rapport aux atomes non excités.

C'est alors que d'autres physiciens tels que Arthur SCHAWLOW et Townes développèrent en 1958, New Jersey un maser capable d'émettre des stimulations dans les zones de l'infrarouge et du visible.

Ce fut en 1960 que le premier laser fonctionnel fut créé par Maiman. Celui ci était une barre en rubis avec un bout en argent placé dans une lampe en forme de ressort. Ce laser n'avait en réalité que trois niveaux d'énergie. Ce fut en 1960 que Peter SOROKIN et Mirek STEVENSON développèrent le premier laser à quatre paliers de transition énergétique qui était capable, en théorie, de (« continuous output ») soit, pulser en continue. La seule limite était qu'à l'état solide, une pulsation continue ne pouvait pas être obtenue…

Il faudra attendre deux décennies avant de voir apparaître le premier laser à visée dentaire développé par le Dr Goldman (1906–1997). En 1990, le Dr Terry Myers accompagné de son frère, le Dr William D. Myers, pionniers dans l'utilisation du laser dans la spécialité d'ophtalmologie, développèrent le premier laser Nd-YAG à usage des chirurgiens-dentistes, lasers dédié spécifiquement aux besoins des dentistes au sein des cabinets dentaires. Le laser est dorénavant portable, avec un système de refroidissement intégré, un système de mise en tension simplifié et facile à paramétrer ainsi qu'à entretenir.[1]

[1] Coluzzi, Convissar, and Roshkind, "Laser fundamentals."

La nécessité du nettoyage et de la désinfection intra canalaire lors de nos traitements endodontiques n'est plus à démontrer aujourd'hui. À cet effet, de nombreux moyens d'activation des solutions d'irrigation ont été mis sur le marché afin de permettre aux endodontistes d'assurer la qualité et la pérennité de leurs traitements canalaires. Néanmoins, il semblerait que la complexité anatomique empêche l'accès des irrigants à l'ensemble du système endodontique (isthmes, canaux secondaires,…).

L'objectif de cette thèse est de développer l'apport du laser Erbium-YAG lors des thérapeutiques endodontiques et plus particulièrement, sa contribution lors des procédures de nettoyage et de désinfection du système endo-canalaire.
La réalisation de cette thèse s'appuie sur une revue systématique de littérature essentiellement d'origine médicale (ophtalmologie, odontologie) mais aussi sur des notions de bactériologie (revue de microbiologie).

1. Laser

1.1 Principes et fonctionnement

1.1.1 Généralités sur la lumière

D'après le modèle atomique de Bohr's, les électrons occupent un orbite représentant un certains niveau d'énergie. Les électrons gravitent autour du noyaux de l'atome et vont d'orbite en orbite (couches électroniques K,L,M,…) en émettant de l'énergie ou en absorbant de l'énergie : ∂E = h.v (h : constante de Planck= 6,26617 x 10-34 Js ; v = fréquence du photon).
Le photon stimulé peut alors se placer à un niveau d'énergie supérieur E2, l'atome est alors dans un état excité. Ou alors réduire spontanément (émission spontanée) son énergie pour se rendre à l'état basal (E1) en émettant alors ∂E =E1-E2.
L'interaction entre l'atome, (caractérisé comme un dipôle) et le premier photon peut provoquer une émission de deux photons en phase, avec la même longueur d'onde, même énergie et polarisation et même direction.

1.1.1.1 Longueur d'onde

Un laser n'émet qu'une seule « couleur » qui correspond dans la majorité des cas à une longueur d'onde unique définie par la cavité optique et le milieu amplificateur. La longueur d'onde est liée à l'énergie E par la loi de Planck :

$$E = h.c/\partial \qquad E : h \times v$$

h : constante de Planck= 6,26617 x 10-34 J.s
c : célérité de la lumière = 299 792 458 m.s
∂ : longueur d'onde
v : fréquence

Ainsi les photons des rayonnements de petites longueurs d'onde (bleus, ultraviolets) sont plus énergétiques que ceux des rayonnements de grandes longueurs d'onde (rouge, infrarouges).

1.1.1.2 Puissance et durée d'émission (temps)

La puissance du laser se mesure en watts (W) et l'énergie délivrée se mesure en joules (J). Elles sont liées par la relation suivante :

Puissance (W) = Énergie (joules)/temps (sec)

1.1.1.3 Mode d'émission

L'énergie lumineuse peut être émise de façon constante ou pulsée. Le mode impulsionnel et déclenché sont généralement caractérisés par la durée de l'impulsion, l'énergie d'impulsion et la fréquence de répétition.

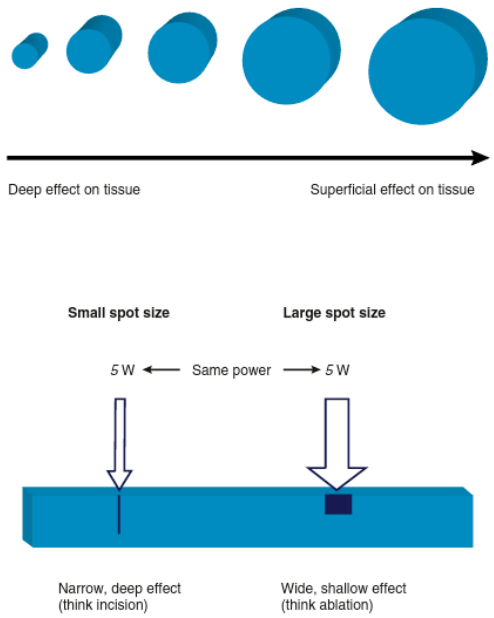
- Mode continue : le faisceau est émis à un niveau de puissance constant pendant le temps que le praticien appuie sur la pédale au pied.
- Mode discontinu ou pulsé : on voit une alternance périodique d'émission laser, similaire à

une lumière clignotante. Le mécanisme consiste en une ouverture/fermeture d'un obturateur en face du faisceau laser émettant une onde continue. Certains instruments peuvent produire des pulses de l'ordre de la milliseconde, de la microseconde voire même de la nanoseconde ou picoseconde,… L'émission unique est paramétrée dans sa durée et sa puissance, suivie par un temps durant lequel le laser est « off » permettant la relaxation du tissu cible.
Plus le pulse est court, plus la puissance maximale est élevée sans augmenter la moyenne énergétique délivrée.

1.1.1.4 Fluence

La fluence représente la quantité d'énergie reçue par une surface de 1cm^2. L'énergie délivrée dans les tissus dépend de la taille du spot, de l'utilisation avec ou sans contact du laser sur le tissu, et sera exprimée en Joule/cm^2. Cette densité d'énergie reçue par les tissus s'appelle la fluence ou la densité d'énergie.
La fluence est inversement proportionnelle à la taille du spot, plus le spot est petit plus la fluence sera élevée.

Figure 1 : Graphique représentant la relation de proportionnalité existant entre la fluence et la taille du spot.



Source : Coluzzi, Convissar, and Roshkind, « Laser fundamentals », 2016.

À la même longueur d'onde et à la même puissance, seulement la taille des spots a changé. À gauche, le spot de petite taille donne une incision étroite et profonde ; à droite l'incision est plus large en superficie avec un spot de taille supérieure.

1.1.1.5 Laser Erbium-YAG

Le laser décrit la lumière dans le sens de radiation électromagnétique pouvant comprendre des longueurs d'onde de 100nm à 1mm. Tous les types de laser sont applicables en médecine, pouvant stimuler dans l'ultraviolet, le visible ou l'infrarouge.

Les lasers sont des sources de lumière très particulières car ils émettent en règle générale une seule longueur d'onde (monochromatisme) dans une seule direction (la divergence est minime en comparaison à celle de la lumière ordinaire), permettant ainsi d'obtenir des ondes en phase (cohérence spatiale et temporelle).

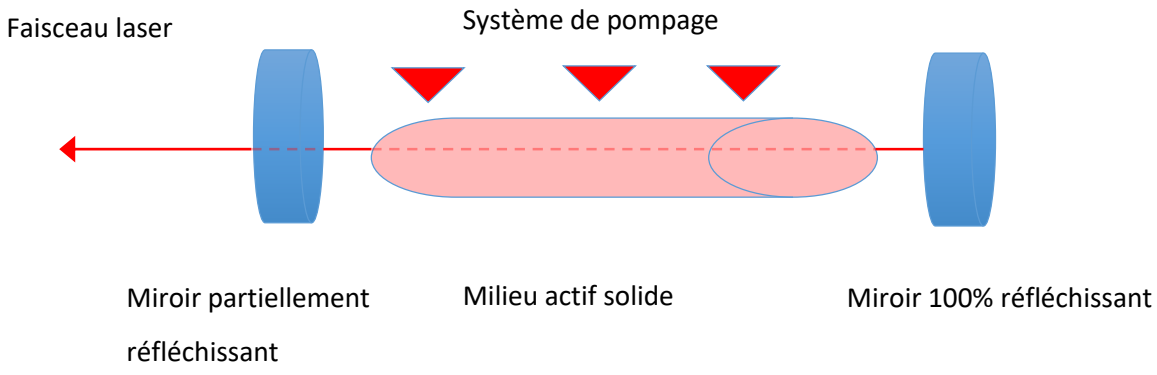
Selon le matériau actif et le mode de fonctionnement, il existe différent types de lasers avec des rayonnements dont la longueur d'onde et l'intensité conditionnent l'effet tissulaire et par conséquent les indications médicales. Depuis le premier laser à Rubis développé en 1960, de très

nombreux lasers ont été conçus en laboratoire. Pour les applications médicales, il est possible de distinguer quatre caractéristiques principales : la longueur d'onde d'émission du laser, la puissance, la durée d'émission et la surface du spot laser sur le tissu cible.
Le milieu amplificateur correspondant généralement au nom du laser, peut être un gaz (dioxyde de carbone, Hélium-Néon, Argon), un crystal solide (Erbium-YAG, Nd-YAG, KTP), un semi-conducteur à l'état solide (la diode) ou un liquide tel que ceux utilisés dans les dispositifs médicaux.
Lorsque le système de pompage apporte de l'énergie au sein du milieu amplificateur, les électrons de la couche externe se rendent à un palier d'énergie supérieur. On parle d'« inversion de population» lorsqu'il y a plus d'électrons dans les niveaux d'énergies élevées que dans les couches basales. Cette inversion de population est indispensable pour l'émission d'une lumière LASER.

Au sein de la cavité de résonance se trouvent deux miroirs, parallèles l'un à l'autre. Ces miroirs jouent le rôle de résonateurs optiques et aide à collimater le photons en phase dans une seule direction et amplifier le faisceau laser.

Le laser Erbium-YAG est un laser solide émettant à 2,94 µm. Le milieu amplificateur de ce laser est constitué par les ions trivalents d'une terre rare (erbium, Er3+) présents à l'état de dopant dans un grenat d'alumine à l'yttrium (yttrium aluminium garnet). Ce grenat est un cristal solide tel que l'était le plus ancien des lasers à rubis.

Figure 2 : Représentation schématique d'un laser Erbium-YAG



Source : Diaci and Gaspirc, « Comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry », 2012.

Les lasers Erbium YAG sont aujourd'hui les lasers présentant le plus d'indications en odontologie.
Grâce à leurs caractéristiques propres telles qu'une longueur d'onde de 2940 nanomètres induisant une absorption dans l'eau et l'hydroxy-apatite ainsi qu'une très faible élévation de température que ce soit sur les tissus durs et les tissus mous.
Le instruments laser Erbium et CO_2 sont construits dans des fibres particulières en saphir, différentes de celles des Nd-YAG (fibres de verre) qui contienne de l'eau. Les fibres optiques des laser Erbium-YAG doivent en aucun cas absorber le flux laser et présentent donc des formes particulières telles que des guides d'onde creux dits « waveguides » avec des bras articulés composés de miroirs à 45°C.

Figure 3 : Laser Erbium-YAG et son interface, LITETOUCH™, Syneron ® à fibre en saphir.



Source : Auteur, Syneron dental Lasers®, 2017.

1.1.2 Interactions du laser sur les tissus

Dépendant du type de tissu ciblé (de ses constituants ou « chromophores ») et de la longueur d'onde, le laser peut présenter quatre types d'interactions.

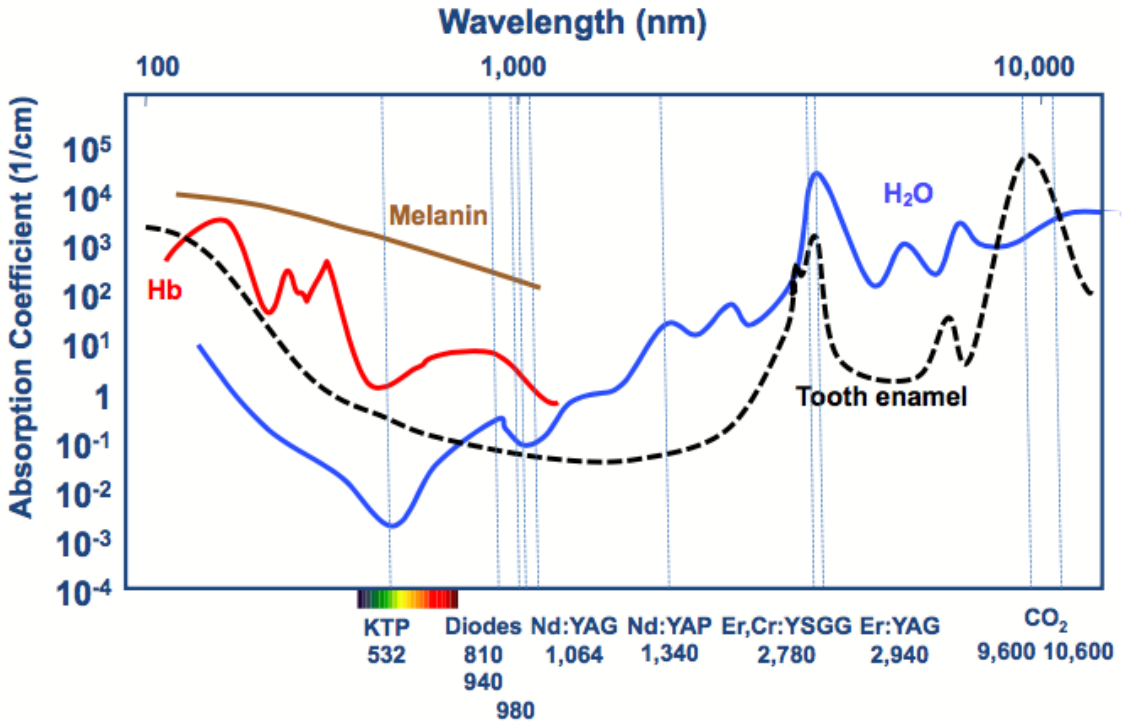
1.1.2.1 Réflexion

A des longueurs d'onde proches du visible et de l'infra-rouge, la réflexion est minime. Celle-ci est dangereuse car l'énergie peut être redirigée vers une cible non intentionnellement irradiée. Un exemple est l'interaction entre le laser CO2 et Erbium-YAG sur les implants en titane, les miroirs et les écarteurs qui présente des risques de réflexion iatrogène pour le patient et le praticien.

1.1.2.2 Absorption

C'est le type d'interactions recherchées. L'absorption dépend de la longueur d'onde du laser et des caractéristiques propre des tissus tels chromophores. Les principaux chromophores retrouvés au sein des tissus sont la mélanine, l'eau, l'hémoglobine et l'hydroxyapatite.[2]

Figure 4 : Courbes des coefficients d'absorption des principaux chromophores en fonction de la longueur d'onde.



Source : Aoki et al., « Laser energy in oral soft tissue applications », 2010.

Le coefficient d'absorption est une mesure du degré d'absorption de l'énergie dans un tissu spécifique pour une longueur d'onde spécifique. Pour une longueur d'onde de 2940 nm, l'absorption est maximum dans les tissus composés d'eau et d'émail.

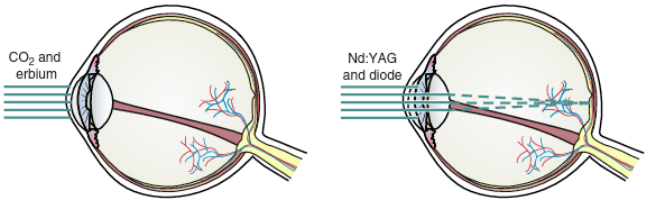
1.1.2.3 Transmission

L'énergie du laser est directement transmise à travers le tissu sans avoir d'effet sur le tissu environnant.

[2] Aoki et al., "Periodontal and peri-Implant wound healing following laser therapy."

Par exemple : les longueurs d'onde du Nd-YAG et du laser Diode sont transmises à travers la lame criblée de l'œil, la lentille, l'iris, la cornée, le corps vitré et le corps aqueux de l'œil avant d'être absorbées par la rétine. [3]

Figure 5 : Transmission du laser CO_2 et Nd-YAG au sein de l'œil.



• **Figure 2-22** Diagram of the eye showing the effects of different wavelengths on various tissue types. In general, CO_2 and erbium lasers interact with the cornea and lens, whereas Nd:YAG and diode lasers penetrate to the retina.

Source : Coluzzi, Convissar, and Roshkind, « Laser fundamentals », 2016.

1.1.2.4 Diffusion

L'énergie est alors affaiblie le long de son trajet. C'est l'interaction prédominante lors de l'utilisation de laser à des longueurs d'onde proches de l'infrarouge dans les tissus mous.
La diffusion des photons les pousse à changer de direction augmentant l'absorption. En effet, en étant redirigés dans d'autres directions, les photons sont envoyés vers des chromophores réactifs à leur longueur d'onde. Inversement il y a un risque potentiel de cibler les tissus adjacents non désigné initialement.

1.1.3 Précautions/sécurité

Au delà de 1000 nm, les radiations sont invisibles à l'œil nu.
Ps : l'œil cligne à une vitesse de 250ms, or la vitesse de pulse est le plus souvent plus rapide. De plus, le clignement ou la fermeture des yeux ne constituent pas une protection suffisante contre les lasers, exceptés contre certains lasers non médicaux classés dans le groupe 1.

Pour des longueurs d'onde proches de 3000nm, l'absorption dans l'eau est maximum et la radiation lumineuse conduira à l'ablation de la cornée voire la volatilisation de la cornée.

[3] Coluzzi, Convissar, and Roshkind, "Laser fundamentals."

Il est donc primordiale de garder à l'esprit que lors de l'utilisation de laser, même à des intensités infimes, les conséquences sur la pupille ainsi que sur la rétine laissent des séquelles irréversibles qui provoquent des dommages pouvant être handicapant quant à la vue (formation de cataracte).

Il est donc nécessaire de se procurer des lunettes ayant des verres optiques adaptés à la source lumineuses utilisée. Les paramètres importants de la source irradiante sont la longueur d'onde, la durée de pulsation, l'intensité et fluence.

Chaque laser présente ses lunettes de sécurité sur lesquelles sont spécifiquement inscrits la fourchette de longueur d'onde couverte par les verres optiques filtrant, le mode du laser ainsi que l'échelle numérique de protection.

Figure 6 : Lunettes de protection pour laser Erbium-YAG.



Source : Auteur, 2017.

1.2 Laser sur les tissus

Le laser ne peut pas se substituer à l'ensemble des techniques chirurgicales ou non chirurgicales présentent dans notre arsenal thérapeutique.
Cette partie traitera donc de l'intérêt et du bénéfice liés à l'utilisation du laser en première intention ou en complément d'une thérapeutique dite « conventionnelle ».
L'utilisation du laser en ophtalmologie, chirurgie vasculaire et notamment en dermatologie a ouvert à cet outil thérapeutique un grand champ d'application.

1.2.1 Effet photo-chimique

L'interaction photo-chimique a lieu à des densités de puissance faibles et des pulses longs (durées d'irradiation s'étendant de la dizaine de secondes à des dizaines de minutes). Elle consiste en la

stimulation d'effets biologiques au niveau du tissu cible. L'exemple le plus répandu est la photosynthèse.

En pratique celui ci a lieu à des intensités faibles ou « Low Level Laser Therapy » (ou thérapie laser à basse énergie). L'absorption a lieu au sein de substances et molécules afin de stimuler les processus biochimique et moléculaire. Un autre effet du laser est la biostimulation pour la gestion des douleurs, réduire le temps de cicatrisation, accélérer la stimulation de l'angiogenèse. Il intervient également sur la formation de tissu de granulation ainsi que sur la modulation de la croissance collagénique et de la réponse anti-inflammatoire.

La thérapie photo-dynamique consiste à injecter des composés photosensibles (chromophores ou « photo-sensibilisant ») aux lasers, substances capables de capter la lumière afin de l'apporter au sein d'aire infectée ou de microorganisme (voir Conclusion).
En parodontologie ceux-ci produisent des radicaux d'oxygène libres pour la désinfection des poches parodontales. Ce procédé est également en développement lors de la désinfection des canaux endodontiques.[4]

1.2.2 Effet photo-thermique

À des densités de puissance plus élevées (longueur d'onde très énergiques 0,190 à 0,300 µm) et des temps d'exposition extrêmement brefs (durée de pulse de l'ordre de la micro-seconde), l'absorption de l'onde lumineuse par les tissus conduit à la transformation en chaleur.
L'action thermique des lasers repose sur l'initiation d'une source de chaleur au niveau tissulaire, conduisant à une élévation de température dont l'amplitude et le temps pendant lequel le chauffage est maintenu conditionnent la dénaturation tissulaire. Celle-ci peut être suffisante pour produire une hyperthermie, une nécrose de coagulation voire une volatilisation du tissu en fonction de l'élévation de la température et du temps d'exposition.
Coupe tissulaire, ablation et fragmentation sont des résultats qui démontrent le rôle important que joue l'effet photo-thermique lors de procédures photomécaniques, ainsi que photo-chimiques.

[4] Ibid.

1.2.2.1 Effet thermique sur les tissus mous

L'effet thermique repose sur la concentration d'eau présente dans le tissu. Lorsque l'eau présente dans le tissu est élevée à une température de 100°C, un phénomène de vaporisation de l'eau a lieu menant au processus d'ablation tissulaire. De part la présence d'une forte concentration d'eau dans les tissus, excision/incision commence à cette température.

- Entre 45°C et 100°C apparaissent des phénomènes de mort cellulaire et de vasodilatation. Les protéines commence à se dénaturer (sans évaporation), affectant la nature du collagène de la couche basale des tissus.
- Pour des températures comprises entre 70°C et 80°C, en pratique, les berges tissulaires peuvent guérir sans être contraint de faire des sutures.
- Si la température avoisine les 100°C, la vaporisation du liquide interstitiel conduit à la volatilisation des constituants tissulaires et à la destruction de l'architecture du tissu.
- Enfin, dès que l'eau a disparu, et en fonction de la température atteinte, apparaissent les phénomènes de carbonisation et de combustion des constituants organiques.

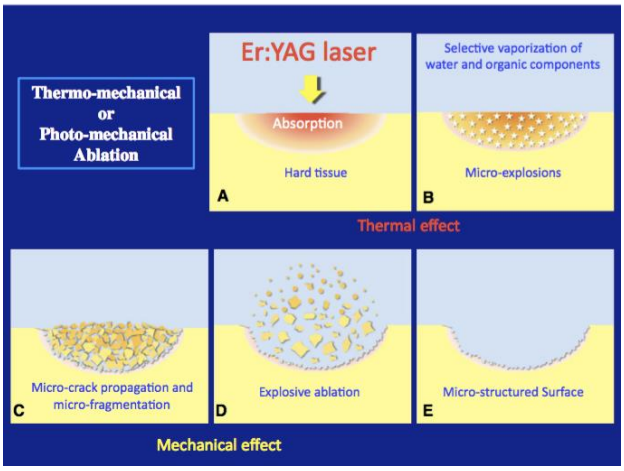
1.2.2.1 Effet thermique sur les tissus durs

Sur les tissus durs celui ci se produit pour des durées de pulses de 150 µsec à 4 et 6W pour le laser Erbium-YAG.

Sur les tissus durs (dentine, os,…) la première interaction entre le laser et son substrat a lieu aux alentours de 100°C lorsque l'eau présente dans l'hydroxyapatite est transformée en vapeur. Ceci augmente le volume intrinsèque du tissu jusqu'à l'explosion du tissu appelée effet photoacoustique.

Plus un tissu est minéralisé plus la puissance ablative du laser doit être élevée afin d'avoir un effet sur le tissu.

Figure 7 : Effet thermo mécanique du laser Erbium-YAG sur les tissus durs.

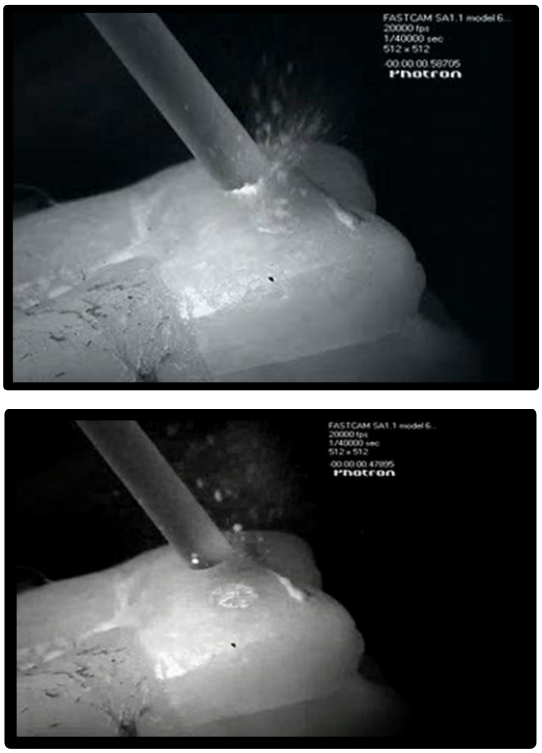


Source : Aoki, et al. « Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy », 2015.

L'étude de Schwarz et al.[5] montre l'intérêt de l'utilisation du laser Er-YAG (2,940 nm) ainsi que du laser Er,Cr : YSGG (2,780 nm) lors de leur application sur les tissus durs. Lorsqu'ils sont utilisés avec un jet d'eau, les effets thermiques sont minimes permettant d'éviter les micro fractures des structures cristallines et réduit le risque de carbonisation. Les surfaces ablatées présentent de minime altération thermique au niveau de leurs microstructures. L'Erbium-YAG, est capable d'ablation des tissus durs produisant une couche tissulaire affectée par les effets thermiques sur une épaisseur de 5 à 30 µm sur le cément, dentine et l'os.

[5] Schwarz et al., "The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing."

Figure 8 : Acquisition photographique à la caméra haute vitesse de l'effet acoustique (ou photo-ablatif) produit par l'Erbium-YAG sur l'émail.



Source : Syneron Dental Lasers®, micro-ablation laser, 2016.

En pratique les deux lasers utilisés en odontologie sur les tissus durs sont :

- Laser Erbium-YAG est préférentiellement absorbé par l'eau et la surface dentaire. Le poids de l'émail dentaire est constitué de 96% de cristaux d'hydroxyapatite, de 3,6% d'eau et de 0,4% de matrice protéique. Le laser le plus adapté pour interagir avec l'émail est donc l'Erbium-YAG.

Les tissus durs tels que l'os et la dentine dont le poids est composé de 70% de phase minérale d'hydroxyapatite, de 20% de phase organique protéique et de 10% d'eau, absorbent préférentiellement l'Erbium-YAG ainsi que le CO2 utilisés à émission pulsée.

- Laser CO_2 : augmente la température de l'eau, ce qui lui permet d'interagir spécifiquement avec les tissus riches en eau. C'est de cette façon que la chirurgie parodontale fonctionne, en interagissant sur les muqueuses (car riche en eau) et moins efficace sur les tissus fibreux.

1.2.3 Précaution quant aux effets thermiques

Lorsque 98% de l'énergie est absorbée, on peut affirmer que les dommages thermiques sont moindres. L'Erbium-YAG ainsi que le CO_2 sont donc les lasers au risque le moins élevé de produire des dommages thermiques.
Inversement, le Nd-YAG ainsi que le laser diode sont donc les lasers à plus haut risque.

1.3 Paramètres d'utilisation des lasers

La concentration en chromophores au sein des tissus affectera les différents paramètres à appliquer.
Si les paramètres optiques du tissu (réflexion, absorption, diffusion) conditionnent la pénétration de la lumière dans le tissu, ce sont les paramètres liés à la source laser (longueur d'onde, mode et durée d'émission, énergie, taille du spot, fluence) qui conditionnent ses interactions avec les différents tissus biologiques. Ces paramètres sont exprimés dans des unités tels que les Hz, mJ soit la vitesse à laquelle le « rayon » laser atteint les tissus ainsi que le temps refroidissement entre les pulses et l'application ou non d'eau.
La taille du spot laser, comme mentionnée plus haut dans la relation taille du spot laser/fluence, a des conséquences immédiates sur la pénétration de l'énergie au sein des tissus. Par exemple un cône de diamètre 200µm comparé à un cône de diamètre de 300µm va produire plus de deux fois de densité d'énergie. L'utilisation de spot plus petit augmente considérablement le transfert de chaleur du laser vers une zone donc plus ciblée ayant ainsi plus d'impact thermique sur ce tissu.

- Incision : un faisceau laser fin.
- Excision : un faisceau laser fin
- Ablation/vaporisation : un faisceau laser plus large, interagissant avec les tissus en superficie.

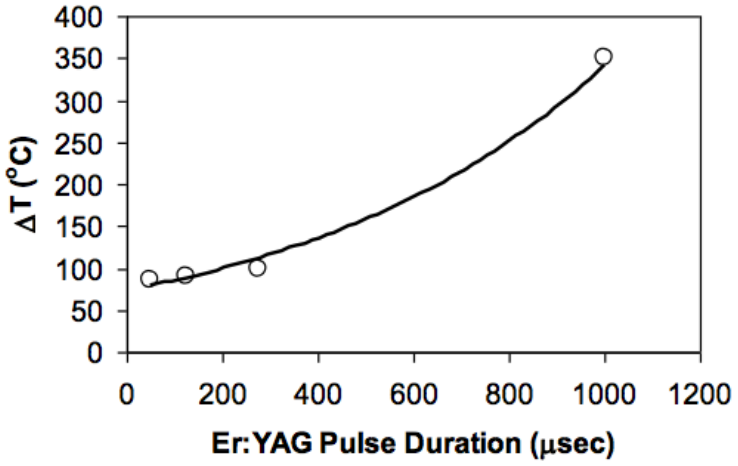
Des photons présentant une énergie supérieure à l'énergie de liaisons des molécules biologiques sont susceptibles de dissocier des liaisons peptidiques ou des liaisons carbone-carbone des chaînes polypeptidiques conduisant en la dissociation ou une rupture de la matière et donc de l'expulsion des fragments à une vitesse supersonore.

- Hémostase/coagulation : un faisceau laser non concentré en son centre.

Au delà de la taille des spots, le temps d'application du laser sur les tissus est un facteur important sur la température transférée. Pour des durées de pulses faibles, la température transmise au sein de l'émail dentaire sera moins élevée que pour des durées de pulses élevées. [6]

[6] Diaci and Gaspirc, "Comparison of Er:YAG and er, Cr:YSGG lasers used in dentistry."

Figure 9 : Mesure de la température amélaire 2,5 ms suite à différent temps de pulsation au laser Erbium-YAG.



Source : Diaci and Gaspirc, “Comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry”,2012.

De plus pour des valeurs élevées de mJ associées à des Hz faibles, il y aura plus d’énergie transportée au sein des pulses avec des temps de « relaxation »/ « refroidissement » plus long entre les pulses. Ce type de paramètres permettra ainsi une meilleure hémostase.

Dans le cas inverse, pour des valeurs faibles de mJ associées a des valeurs élevée en Hz, on aura moins d’énergie transmise au sein des pulses ainsi que des temps de relaxation plus courts. Pour ce type de paramètres, la chaleur sera d’autant plus transmise que pour ceux précédents.

2. Endodontie

De part la nature complexe et les irrégularités de l'anatomie canalaire, les étapes de pénétration initiale, nettoyage et mise en forme peuvent être chronophage et difficile à réaliser.

2.1 Cathétérisme

Afin d'assurer un nettoyage et une désinfection de la partie apicale du canal radiculaire, l'utilisation de lime de perméabilité à des diamètres extrêmement fins (size#10/100, size#15/100) à des longueurs au delà de 1mm du foramen apical permet d'éliminer une partie des débris de la partie apicale du canal.

Fonseca et al.[7] affirment qu'il n'existe pas d'instrument adapté au foramen apical avec une adaptation de l'instrument allant d'une échelle de 7% à 54%. En effet il semblerait que les limes de perméabilité, quand elles se lient à la surface radiculaire, bloquent à l'endroit où la constriction radiculaire est la plus fine, correspondant dans la majorité des cas à la jonction cémento-dentinaire (qui peut être 40% à 60% plus fine que le foramen apical).

Ainsi l'utilisation rationnelle de lime de perméabilité n'est pas d'éliminer de façon mécanique les bactéries présentes dans la zone apicale mais de les désorganiser afin de les rendre sensibles aux irrigants et aux défenses de l'hôte et enfin d'assurer la perméabilité apicale.

2.1 Irrigation traditionnelle

La boue dentinaire est une couche de débris cellulaires composée de matériaux organiques et inorganiques, de bactéries, résultant de la mise en forme de parois dentinaires intra canalaires. Au microscope électronique, la boue dentinaire est amorphe, irrégulière et présente une surface granuleuse.[8] Une couche de 1 à 2 µm d'épaisseur de boue dentinaire persiste sur la surface des canaux radiculaires ainsi que dans la dentine intra-tubulaire à des profondeurs pouvant atteindre 40 µm.

[7] Fonseca et al., "Adaptation of the patency instrument to the apical foramen : a scanning electron."
[8] Lopes, "Chemomechanical preparation."

Il n'y a pas de consensus affirmant que la boue dentinaire doit être éliminée mais théoriquement, son élimination :

- Améliore et accélère la diffusion ainsi que l'activité anti bactérienne des médications intra-canalaires au sein des tubules dentinaires.
- Améliore l'adaptation du matériau d'obturation sur les parois dentinaires, augmentant leur capacité de scellement, d'étanchéité/herméticité.
- Bloque le métabolisme des constituants du biofilm persistant à l'intérieur du canal en les privant de nutriments.
- Elimine les bactéries du biofilm potentiellement présentes dans la boue dentinaire.

Lors d'une irrigation conventionnelle à la seringue, l'aiguille doit être insérée entre 3 et 5 mm au deçà de la longueur de travail afin d'éliminer les débris en dehors du canal et de permettre le renouvellement de solution au niveau de la partie apicale. Plus l'aiguille est insérée profondément au sein du canal, plus la procédure de nettoyage et de désinfection sera efficace. Mais cela augmente aussi le risque d'extrusion apicale de solution d'irrigation.

L'efficacité antibactérienne des irrigants lors de la désinfection et du nettoyage intra-canalaire est directement corrélée à l'effet mécanique et chimique de l'irrigant.

Les solutions d'irrigation occupent en effet une place toute particulière au sein de la séquence endodontique avec pour objectif d'éliminer l'ensemble des micro-organismes et de leurs toxines présents dans le système canalaire. L'obturation tridimensionnelle étanche ayant alors pour rôle de pérenniser ce résultat.
Sachant qu'on estime à plus d'un tiers la proportion des parois canalaires qui sont instrumentées lors de la préparation mécanique et que, par ailleurs, le rôle des bactéries et de leur métabolites dans la pathogenèse des parodontites apicales n'est plus à démontrer, on comprend pourquoi l'irrigation est un pilier incontournable du traitement endodontique.

Pendant plusieurs années, on a associé la qualité de l'instrumentation intra-canalaire aux résultats des traitements endodontiques. Ainsi la qualité de l'obturation canalaire était directement incriminée comme cause de reprise d'infection ou à l'inverse, de guérison des lésions.
La pertinence de ce raisonnement a été relevée pour déduire qu'une obturation inadéquate témoignait de procédures chimico-mécaniques insuffisantes. En effet, ce sont celles-ci qui vont avoir un rôle d'une importance primordiale pour l'obturation.

L'irrigation telle qu'on l'a décrite a pour objectif :

- Lubrifier les instruments,
- La dissolution des tissus mous,
- Désinfection chimique,
- Eliminer de façon mécanique les tissus pulpaires dissous, les micro organismes et les débris dentinaires formés par la préparation canalaire,
- Elimination de la boue dentinaire.

2.2.1 Propriétés chimiques des solutions d'irrigation

L'hypochlorite de sodium est une base (pH supérieur 11) ayant une action protéolytique sur les acides aminés, cytolytique sur les cellules. Dans l'eau, l'hypochlorite va former de l'acide hypochloreux et de l'hydroxyde de sodium.
Plus l'hypochlorite de sodium est concentré, plus son activité antiseptique est forte.[9] Or sa concentration a aussi un impact sur sa toxicité sur les tissus vivants.

L'EDTA (acide éthylène diamine tétra-acétique) a une action chélatante et érosive sur les tissus durs dentaires. L'EDTA n'a une action que sur la phase minérale de la boue dentinaire.

L'étude de Clarkson et al.[10] a permis de décrire la consommation (ie, la durée d'action biologique) de solution d'hypochlorite de sodium dans des conditions in vivo. Celle-ci semblerait avoir un impact plus important que la concentration de la solution sur son efficacité à éliminer les bactéries. A cause du caractère soluble de la solution d'hypochlorite lorsqu'elle est en contact avec des matériaux organiques, il peut être surprenant de voir que la majorité de son activité est perdue après 2 minutes. Ce qui explique la nécessité de continuellement renouveler la solution.
Dans des conditions de bases, un renouvellement fréquent d'une large quantité de solution est recommandé.

[9] Bystrom and Sundqvist, "Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy."
[10] Clarkson et al., "Dissolution of porcine incisor pulps in sodium hypochlorite solutions of varying compositions and concentrations."

2.2.2 Propriétés physiques des solutions d'irrigation

Les propriétés chimiques de l'irrigant jouent leur rôle lorsque les forces exercées sur celui ci sont suffisantes pour le faire entrer en contact avec les bactéries et débris canalaires.
Or une étude de Zou et al.[11] sur la pénétration d'hypochlorite au sein de la dentine coronaire et canalaire médiale révèle trois paramètres qui influenceraient la pénétration d'hypochlorite. Ceux-ci sont la concentration, le temps et la température.
La concentration est un facteur que nous savons aisément calibrer. Le résultat le plus surprenant de cette étude fût que l'augmentation de la concentration en hypochlorite de 1% augmente le taux de pénétration de 30%-50%.
Les réactions chimiques sont accélérées lors de l'augmentation de la température. Augmenter la température a un effet plus prononcé sur la dissolution et l'éradication bactérienne dans le canal principal que dans la pénétration dentinaire. Il a d'ailleurs été démontré dans une étude de Sirtes et al.[12] que l'utilisation d'hypochlorite à concentration de 1% chauffée à 45°C sur de la pulpe humaine aurait les mêmes capacités bactéricides qu'une solution à 5,25 % chauffée à 20°C.
La difficulté est d'augmenter la température spécifiquement au sein de l'irrigant ainsi que d'augmenter la durée de contact entre l'irrigant et les matériaux organiques. Hemptinne et al.[13] concluent que lorsque l'on délivre de l'irrigant préchauffé à 66°C à t=0, une fois que l'on stoppe l'apport de l'irrigant dans le canal, la température décroît de façon exponentielle, presque une minute pour retrouver une température de 37°C.

Pour atteindre leur potentiel bactéricide, il est nécessaire de respecter le temps de travail des solutions d'irrigation. Dans cette étude, une exposition plus longue de l'irrigant donne de meilleurs résultats, avec de meilleurs taux de pénétration dentinaire de l'hypochlorite (bien que la vitesse de pénétration décline nettement avec le temps). Par exemple, à 20°C, la profondeur de pénétration d'hypochlorite de sodium à concentration de 1% au bout de 2 minutes était de 77mm ; après 18 minutes à la même température, la pénétration atteignait 185 mm.

Pour conclure, il semblerait que l'ensemble des facteurs température, temps et concentration aient un impact sur la pénétration d'hypochlorite au sein de la dentine, sans pour autant l'impacter de

[11] Zou et al., "Penetration of sodium hypochlorite into dentin."
[12] Sirtes et al., "The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy."
[13] De Hemptinne et al., "Invivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite."

manière individuelle. En effet, les taux de pénétration pour des concentrations allant de 1% à 6% après 2 minutes d'irrigation à température ambiante varient de 77mm, 96mm, 105mm et 123 mm.
Les plus fortes valeurs, 291 et 300mm, ont été réalisées dans les groupes traités à l'hypochlorite à concentration 6% et à des températures de 37°C et 45°C après 20 minutes.[14]

2.3 Activation des solutions d'irrigation

L'organisation des bactéries en biofilm présentant une membrane semi-perméable limite la diffusion des solutions. La nécessité de déstructuration physico-chimique de ces biofilms apparait clairement dès lors que l'utilisation de l'hypochlorite de sodium à une concentration efficace et l'emploi de procédés d'activation des solutions d'irrigation s'imposent.
De plus, la limitation de la pénétration des solutions d'irrigation in vivo est due à l'anatomie ainsi qu'à la viscosité (représentant la friction interne du liquide) de la solution. Or il est difficile de réduire la viscosité de ces irrigants donc on doit agir sur la diffusion.
La technique préconisée actuellement est l'irrigation passive sonore (fréquence vibratoire comprise entre 1500 et 3000 Hz) ou ultrasonore ou « PUI » (fréquence vibratoire comprise entre 20 000 et 27 000 Hz). Deux méthodes sont possibles :

- Irrigation intermittente qui consiste à activer secondairement la solution injectée à la seringue à l'aide d'un insert spécifique.
- Ou irrigation continue où la solution est directement délivrée par la pièce à main sonore.

Le flux acoustique de solution ainsi crée par les inserts ultrasonores d'activation pourrait en partie déstructurer le biofilm. Il se décrit sous la forme de vortex latéraux favorisant le déplacement bilatéral de la solution d'irrigation ainsi qu'en direction coronaire et apicale lorsque celui ci est utilisé avec des mouvements de va-et-vient verticaux. L'insert oscille plus vite que le liquide, donc on a un vide qui se produit entre l'instrument et le liquide permettant au liquide de venir remplir ce vide.

Dans une autre étude ils ont réalisé une activation pendant 20 secondes de façon continue dans un groupe, un groupe contrôle sans activation et un troisième groupe pour lequel il commence et arrête l'activation chaque demi-seconde. Le troisième groupe présente les meilleurs résultats et ceci s'explique par la dynamique des fluides. Pendant le début de chaque activation, il existe une court instant (approximativement de 50µsec) durant lequel on a un écoulement instable.
En application il paraitrait donc qu'il serait mieux d'activer pendant 1 minute par intermittence pendant lesquelles on renouvelle l'irrigant plutôt que 3 minutes avec un apport continue d'irrigant.[15]

[14] Zou et al., "Penetration of sodium hypochlorite into dentin."

L'étude de Lloyd et al.[16] considère que le plus important pour le nettoyage a lieu dans les 150 premières milli secondes. Cette période représenterait la phase d'écoulement en régime laminaire, cruciale pour le nettoyage, plus importante que tout le reste de la phase d'activation.

[15] van der sluis, wu, and wesselink, "Comparison of 2 flushing methods used during passive ultrasonic irrigation of the root canal."
[16] Lloyd et al., "Elimination of intracanal tissue and debris through a novel laser-activated system assessed using high-resolution micro-computed tomography: a pilot study."

3. Laser en endodontie

L'intérêt du laser en endodontie repose sur différents paramètres :

- Les ondes lumineuses produites pourraient atteindre des aires inaccessibles à nos instruments et nos solutions d'irrigation.
- C'est un faisceau monochromatique ce qui signifie qu'une seule longueur d'onde compose ce faisceau. Celui ci réalise donc des interactions spécifiques avec les substrats en fonction de la longueur d'onde choisie.
- Le point le plus intéressant, (particulièrement avec le PIPS®) est que l'on peut localiser l'énergie afin d'augmenter la densité énergétique localement. Ceci est permis grâce au faisceau parallèle ainsi qu'au mode d'émission pulsé.

3.1. Le laser possède t-il une action antibactérienne ?

La destruction des micro-organismes intervient par deux mécanismes :

- L'augmentation de la température, (voir effet photo-thermique 2.1.2) au delà d'un certain seuil, permettrait d'éliminer les micro-organismes encapsulés dans un biofilm.
- L'onde lumineuse, associée à un photo-sensibilisant est directement absorbée par la bactérie et provoque des dommages directs (voir effet photo-chimique 2.1.1).

3.1.1 Action thermique antibactérienne

On s'est intéressé à la résistance bactérienne de certaines bactéries. Or une expérimentation de Moritz et al.[17] dévoile une altération des structures bactériennes malgré une persistance de quelque cellules non atteintes par le laser Nd-YAG. Il existe donc une hétérogénéité quant à la sensibilité des bactéries au laser Nd-YAG, liée à la nature des microorganismes.
Une étude de Pirnat et al.[18] observant l'effet antibactérien direct du laser Nd-YAG et du laser diode sur les bactéries pigmentées et non pigmentées présentes dans l'endodonte ne montre pas d'effet

[17] Moritz et al., "Morphologic changes correlating to different sensitivities of escherichia coli and enterococcus faecalis to Nd:YAG laser irradiation through dentin."
[18] Pirnat, Lukac, and Ihan, "Study of the direct bactericidal effect of nd:yag and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria."

bactéricide direct du laser sur les bactéries. Il semblerait que l'effet létal du laser, quel que soit sa longueur d'onde (808 nm et 1064 nm), réside dans l'augmentation locale de la température de l'environnement bactérien.

On a alors choisi *Enteroccocus faecalis* comme espèce bactérienne représentatif car celle-ci est considérée comme l'espèce la plus résistante aux agressions thermiques, chimiques ainsi qu'aux agents antibiotiques.[19] Les paramètres lasers capables de désinfecter suffisamment les cultures colonisées par *E.faecalis* peuvent être considérés comme égale voire plus efficace pour désinfecter les systèmes canalaires colonisés par d'autres espèces bactériennes. Une autre étude de Pirnat et al.,[20] sur les effets thermiques sur *E.faecalis* affirme que des pulses courts (de l'ordre de la milliseconde) semblerait être des paramètres idéaux pour une désinfection thermique du système canalaire comparé à des pulses longs. Ces résultats reposent sur le fait que lors de courte durée d'exposition, la diffusion thermique au sein de la dent est plus faible et la surface ciblée par le réchauffement est plus concentrée donc plus atteinte.
Une étude de Hibst et al.[21] étudie une suspension *d'E.coli.* sur laquelle on irradie à l'aide d'un laser diode (940 nm) avec en parallèle, la même suspension dans un bain d'eau tiède à la même température que la température produite par la diode, ainsi que dans un bain de glace comme groupe témoin. On voit qu'il n'existe pas de différence entre le laser diode et le bain d'eau tiède.
Ceci signifie que c'est la température (soit l'effet photo-thermique) qui permet d'éliminer cette suspension de micro organismes.
Une autre étude de Schoop *et al*. comparant différent lasers conclue que l'Erbium-YAG est celui possédant le plus fort effet bactéricide.

Pour conclure :

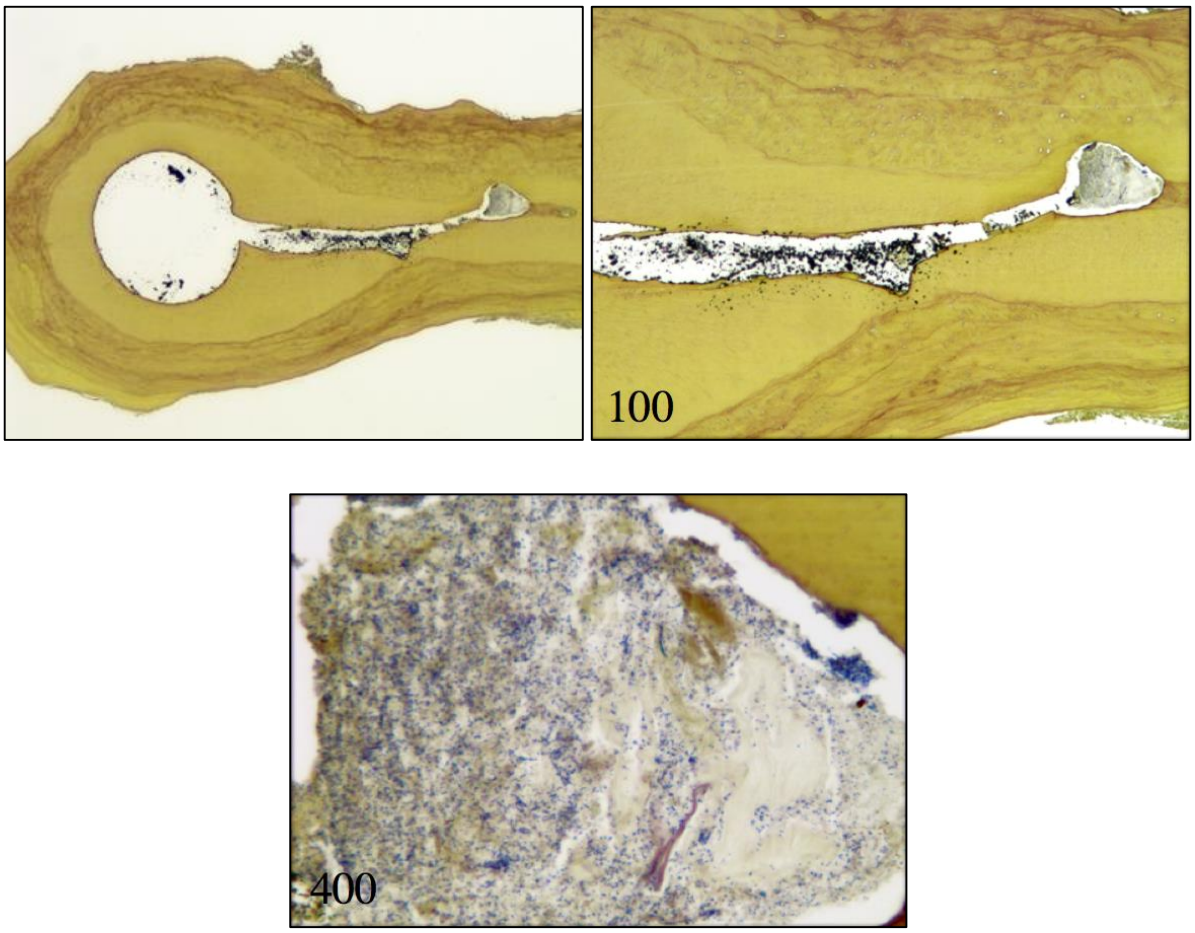
- Il n'existe pas d'absorption directe par les microorganismes des ondes lumineuses. (Ward *et al.* Lett Microbiol 1996, Pirnat *et al.* LIMS 2010, Meire *et al.* LIMS 2011).
- L'effet bactéricide est lié à la chaleur diffusée dans le (micro)environnement du microorganisme. (Gronqvist *et al.* LSM 2000, Hibst *et al.* J Biophoton 2010).

[19] Meire et al., "Effectiveness of different laser systems to kill Enterococcus Faecalis in aqueous suspension and in an infected tooth model."
[20] Pirnat, Lukac, and Ihan, "Thermal tolerance of E. Faecalis to pulsed heating in the millisecond range."
[21] Hibst et al., "Mechanism of high-power NIR laser bacteria inactivation."

3.1.2 Action mécanique antibactérienne

Dans l'ensemble des procédures chimico-mécaniques, leurs effets seraient restreints au canal principal sans atteindre les aires à distance de celui ci (les isthmes, les canaux latéraux, les ramifications apicales, et les tubules dentinaires).

Figure 10 : Représentations en coupes longitudinales d'une dent, à grossissement croissant (X100 et X400) sur les aires non instrumentées (isthmes).



Source : Docteur Ricucci, 2016.

L'utilisation d'instruments ultrasonores durant les procédures de mise en forme ou faisant directement suite aux procédures de mise en forme permettrait d'augmenter de 70% à 80% le nombre de cultures négatives.[22]

[22] Siqueira, Rôças, and Lopes, "Controlling endodontic infections : an overview."

L'amélioration de l'effet antibactérien des ultrasons serait essentiellement due à l'effet de cavitation, à la diffusion acoustique et au réchauffement.[23]

Des études utilisant comme méthode d'irrigation des irrigants non bactéricides associés à l'action mécanique des instruments *rotatifs* ont montré qu'il était possible d'éliminer jusqu'à 90% des bactéries cultivables au sein du canal radiculaire.[24,25]

Siqueira et al.,[26] ont montré qu'il était possible de réduire significativement le nombre de bactéries cultivables en augmentant la taille des préparations apicales de #30 à #40.

Rollison et al.,[27] ont également démontré *in vitro* que l'instrumentation du canal radiculaire à un diamètre apical de *#50* était plus efficace afin d'éliminer les bactéries que lors de préparation apicale à *#35.*

Des bactéries pathogènes pour l'endodonte ont été retrouvées au sein des tubules dentinaires intra-canalaires à des profondeurs de 300µm dans certains cas.[28] La préparation canalaire devrait donc théoriquement élargir de 600µm (soit 0.6mm) le canal de son diamètre initial afin d'éliminer les tubules infectés.

3.2. Apport du laser dans le nettoyage et désinfection du réseau endodontique

Le laser dans le nettoyage et la désinfection a connu deux ères :

- La première consistait en l'irradiation directe des parois canalaires.
- La seconde ère est celle que l'on développe aujourd'hui qui consiste à placer la fibre au sein d'une solution d'irrigation afin de provoquer des dynamiques et mouvements de fluides.

3.2.1 PREMIERE ÈRE : Irradiation directe du laser Erbium-YAG sur les tissus durs

L'Erbium-YAG interagit avec la dentine, le cément et l'émail. Il s'agit donc en pratique de prendre des précautions lorsque l'on travaille sur l'émail afin de ne pas léser la dentine sous jacente. Il faut alors

[23] Furuta et al., "Inactivation of Escherichia Coli by ultrasonic irradiation."
[24] Bystrom and Sundqvist, "Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy."
[25] Dalton et al., "Bacterial reduction with Nickel-Titanium rotary instrumentation."
[26] Siqueira et al., "Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques."
[27] Rollison, Barnett, and Stevens, "Efficacy of bacterial removal from instrumented root canals in vitro related to instrumentation technique and size."
[28] Siqueira and Rôças, "Patterns of microbial colonization in primary root canal infections."

travailler sur l'émail en mode « ablative sentence » puis passer en mode « subablative sentence » afin de ne pas léser la dentine notamment lors de traitement endodontique complexe (courbures), qui entrainerait des difficultés pour la suite du traitement.
Les tissus durs tels que l'os et la dentine dont le poids est composé de 70% de phase minérale d'hydroxyapatite et de 10% d'eau absorbent préférentiellement le laser Erbium-YAG avec des pulses courts afin d'éliminer les tissus calcifiés en ayant le moins d'impact thermique.

En 2008 deux longueurs d'onde se sont distinguées comme plus pertinentes dans notre pratique :

- L'Erbium-YSGG (Chromium / Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet crystal) 2780 nm
- L'Er -YAG (Erbium-Yttrium-Aluminium-Garnet crystal) 2940 nm

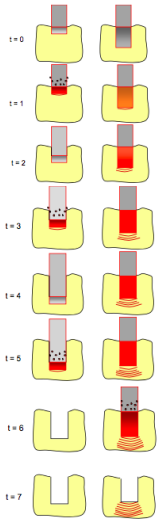
Les fibres utilisées sont des fibres à extrémité plate. D'autres formes d'embouts ont été développées mais ne changent pas énormément la forme du faisceau. On appelle ces autres formes triangulaires *« side-firing tips »* en anglais. Ceux-ci délivrent un faisceau conique et doivent donc être utilisés avec des mouvements d'oscillations.

Une étude de Rechenberg et al.[29] sur les tissus durs (dentine, os,…) montre que la première interaction entre le laser et son substrat a lieu aux alentours de 100°C lorsque l'eau présente dans l'hydroxyapatite est transformée en vapeur. Ceci augmente le volume intrinsèque du tissu jusqu'à l'explosion du tissu.
Plus un tissu est minéralisé plus la puissance ablative du laser doit être élevée afin d'avoir un effet sur le tissu.
L'utilisation d'un spray d'eau sur les tissus durs permettra d'éviter les micro-fractures des structures cristallines et réduit le risque de carbonisation.

L'absorption du laser au sein de l'émail est d'environ 150 mm^{-1} et de 200 mm^{-1} dans la dentine. Cette forte absorption par les tissus dentaires laisse pénétrer la longueur d'onde de l'Erbium-YAG approximativement à une profondeur de 7µm dans l'émail et de 5µm dans la dentine.
La différence de pénétration due à l'absorption du laser dans l'eau influence le volume des tissus irradiés donc directement chauffés par l'onde lumineuse et ce avant même que la transmission de l'énergie lumineuse (et donc de la chaleur) aux tissus environnant ait lieu.

[29] Rechenberg et al., "A new method to assess available chlorine in small volumes of liquid."

Figure 11 : Schéma représentant l'irradiation au sein de tissus dentaires de deux lasers erbium (Erbium-YAG à gauche, Erbium-Cr,YSGG à droite).



Source : Diaci et al.,"Comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry.", 2012.

- à t=0 début de l'irradiation, le laser Erbium-Cr,YSGG pénètre 3 fois plus profond que l'Erbium-YAG et nécessite 3 fois plus de temps pour réchauffer le tissu irradié à son seuil critique d'évaporation. Pendant ce temps les tissus atteints par le laser Erbium-YAG ont déjà atteint trois fois une température d'évaporation (à t=1, à t=3 et à t=5), progressant à chaque fois un peu plus profondement dans le tissu.
- A t=6 le laser Erbium-Cr,YSGG peut avoir son rôle ablatif pour une épaisseur de coupe plus fine que celle obtenue avec le laser Erbium-YAG et des dissipations de chaleur au sein des tissus plus importantes.

En comparaison au laser Erbium-Cr,YSGG, on observe que la longueur d'onde de l'Erbium-YAG pénètre 3 fois moins en profondeur. L'épaisseur des couches étant donc 3 fois plus fines, le laser Ebium-YAG nécessite moins d'énergie pour réchauffer les couches tissulaires environnantes.
L'absorption ou la diminution de l'énergie au sein des structures volumiques dentaires explique pourquoi le laser Er-YAG est le plus adapté pour réaliser l'ablation des tissus durs. Les effets thermiques iatrogènes sur les tissus environnants (mous comme dures) sont moindres, avec des zones nécrosées par effet thermique de faible taille (comparées à celle du laser Erbium-Cr,YSGG qui

sont deux fois plus larges), on a donc une perte minime de l'énergie transmises (par dissipation) et par conséquent une meilleure efficacité ablative. [30]

Figure 12 : Histogramme représentant l'ablation tissulaire par pulse au laser Erbium-YAG et Erbium-Cr,YSGG sur la dentine et l'émail.

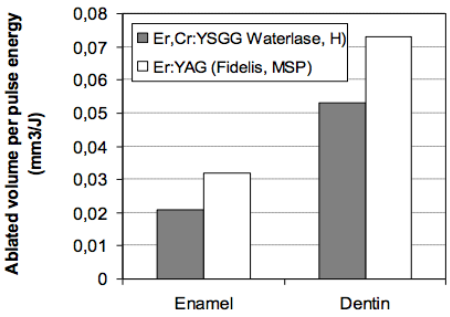


Fig. 10: Plot of measured results of ablated volume per pulse energy of dentine and enamel for both laser sources at 260 mJ pulse energy. The figure is based on data from ref. 8.

Source : Diaci et al.,"Comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry.", 2012.

3.2.1.1 Paramètres des pulses influence le type ablatif

Le laser Erbium-YAG peut être ajusté dans la durée de pulse (« SSP » super short pulse ou « VLP » very long).

- Lors de paramétrage de pulse en SSP : mJ élevé et Hz courts, les pulses lasers transportent beaucoup d'énergie. La rapidité d'ablation est plus élevée que le taux auquel la chaleur diffuse dans les tissus induisant des ablations dites « froides ». Ainsi les tissus irradiés correspondent seulement aux tissus directement impactés par la profondeur de pénétration de la fibre optique.
- Lors de paramétrage de pulse en VLP : mJ faible et Hz élevés, les pulses lasers transportent moins d'énergie. L'effet thermique plus prononcé produit sur les couches tissulaires indirectement chauffées une augmentation plus épaisses et donc l'efficacité ablative se voit diminuée. On parle dans ce cas d'ablation chaude ou « hot ablation ».

[30] Diaci and Gaspirc, "Comparison of Er:yag and Er, Cr:ysgg lasers used in dentistry."

Dans une étude Meire et al.[31], lorsque le biofilm est exposé au Nd-YAG ou au laser Erbium-YAG à 50 mJ, rien ne se produit. En revanche, lorsque celui ci est exposé au laser Erbium-YAG à 100mJ (considéré comme subablatif), on voit une réduction significative du biofilm.

De plus, lors de l'utilisation de L'Erbium-YAG (100 mJ) et d'hypochlorite de sodium à des concentrations faibles (2,5%) pendant une minute (tel que dans nos protocoles de traitement endodontique), on voit une éradication presque complète du biofilm.

Ceci signifie que si l'on utilise de l'Erbium-YAG à un seuil sub-ablatif, il est possible d'éliminer les microorganismes sans éliminer de dentine.

3.2.2 SECONDE ÈRE : Irradiation des solutions d'irrigation au laser (ou « LAI » pour Laser activated irrigation)

La seconde ère est donc l'utilisation de fibres laser au sein même du canal. Les deux seuls lasers capables d'être entièrement absorbés dans l'eau sont les lasers Erbium-YAG (et Erbium-YSGG) ainsi que le laser CO2 à longueurs d'ondes respectivement de 2,94 µm et 10,6 µm.

Bien que le volume de solution d'irrigant utilisé ait un impact important sur l'élimination mécanique des bactéries, Brito et al.[32] ont suggéré qu'il existe un « seuil de saturation » au delà duquel le volume de solution utilisé n'aurait plus d'effet sur l'élimination des bactéries au sein du canal. Pour améliorer notre procédure de nettoyage et de désinfection, il faut en effet arriver à distribuer notre solution d'irrigation au sein de l'ensemble des irrégularités à distance du canal principal. Il semblerait que le temps de résidence de la solution au sein du canal soit un critère plus important pour lui permettre de diffuser au sein des canaux accessoires, isthmes,…

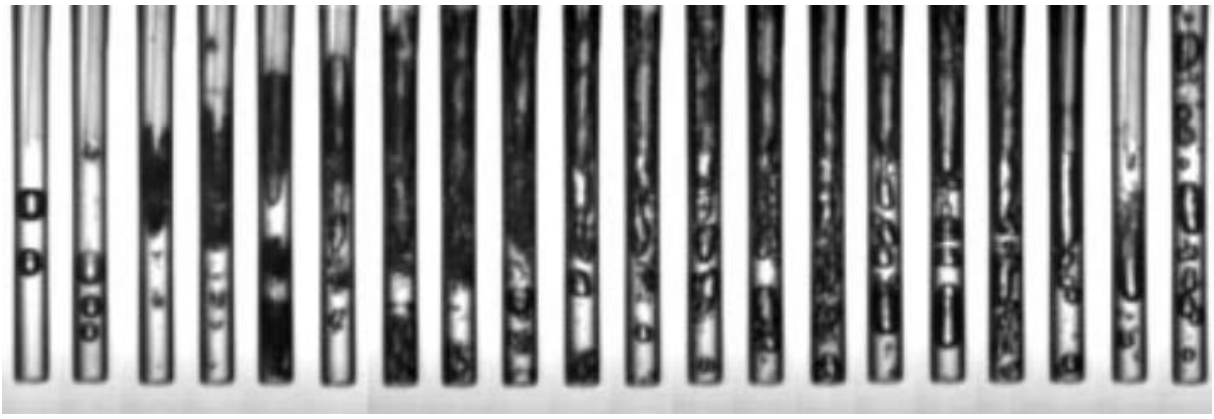
L'irrigation laser est une notion nouvelle, apparue fin des années 90 (1996). Le phénomène réside en la création d'une bulle de gaz qui s'expanse pour ensuite imploser. Cette implosion permettra ensuite des mouvements de fluides. La première expérience en dentisterie date des années 2005, 2007. Le matériel utilisé est alors une fibre à embout plat, qui produit des pulses de 130 µs. [33]

[31] Meire et al., "Evaluation of Nd: YAG and Er: YAG irradiation, antibacterial photodynamic therapy and sodium hypochlorite treatment on enterococcus faecalis biofilms."

[32] Brito et al., "Comparison of the effectiveness of three irrigation techniques in reducing intracanal Enterococcus Faecalis populations: an in vitro study."

[33] Blanken, De Moor, and Meire, "Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal . Part 1 : a visualization study."

Figure 13 : Acquisition photographique à haute vitesse au sein d'un canal d'une racine artificielle dans un bloc en fibre de verre de 200 mm, 125mJ, 20 Hz, 0–2,000 microsecondes après le déclenchement du pulse.



Source : Blanken et al. « Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root Canal. Part 1 : a visualization study », 2009.

Une étude de Divito, States, and Colonna,[34] utilisant le laser Erbium-YAG (puissance de 10 Hz, 20 mJ, avec des pulses d'une durée de 50 microsecondes, sans spray d'air ni d'eau) compare 4 groupes composés respectivement du même nombre de canaux, préparés par des limes K et des limes NiTi.

- Le groupe A (n=12) présente des canaux irrigués par une solution saline et sont irradiés pendant 20 secondes.
- Le groupe B (n = 12) présente des canaux irrigués par une solution d'EDTA 17% et sont irradiés pendant 20 secondes.
- Le groupe C (n = 12) présente des canaux irrigués à l'EDTA 17% et sont irrigués pendant 40 secondes.
- Le groupe D (n = 14) présente des canaux irrigués dans une solution saline, n'est pas irradié et fait office de groupe témoin.

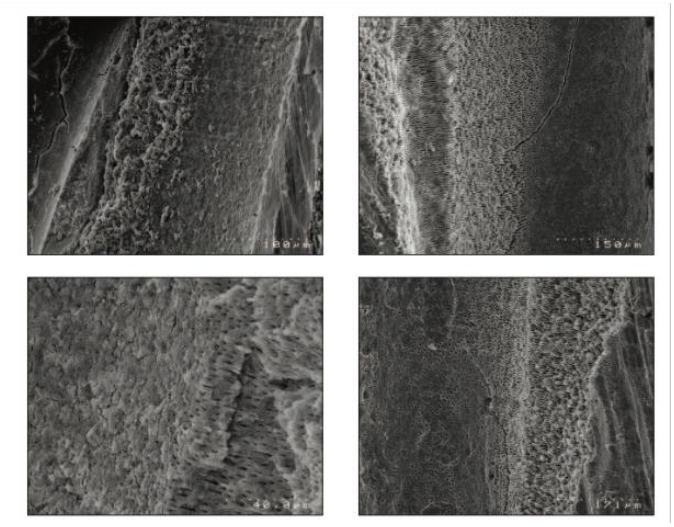
Les échantillons du groupe A présentent des surfaces partiellement nettoyées ainsi que des tubules ouverts. Des résidus et débris dentinaires ainsi qu'une fine couche de boue dentinaire persistante.
Les échantillons du groupe D présentent une boue dentinaire perceptible et des tubules fermés.
Toutefois, les échantillons du groupe B présentent des tubules ouverts avec une absence majeure de débris dentinaires et de boue dentinaire.
De plus, le groupe C présente des échantillons dans lesquels les fibres de collagène et la matrice d'hydroxyapatite sont intactes.

[34] Divito and Colonna, "The photoacoustic efficacy of an Er:YAG laser with radial and stripped tips on root canal dentin walls : an SEM evaluation."

La température sur la surface radiculaire pendant l'irradiation laser dévoile des augmentations de 1.2°C dans le groupe A et B tandis que celle-ci subit une augmentation de 1.5°C dans le groupe C.

Figure 14 : Images prise au microscope électronique à balayage (20 000X).

Au gauche : Echantillons du groupe D avec présence de débris adhérent au niveau du tiers coronaire.
A droite : Echantillons du groupe B montrant une surface propre au niveau du tiers coronaire.

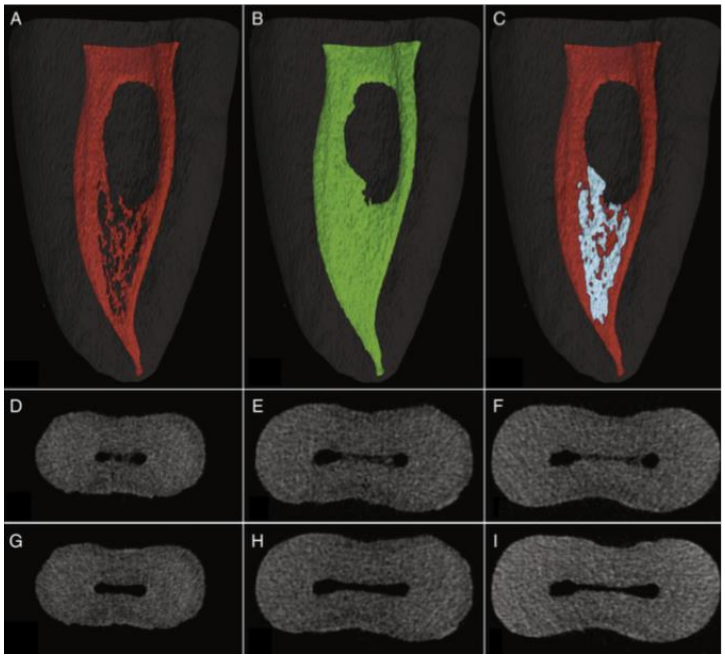


Source : Divito, States, and Colonna «The photo-acoustic efficacy of an Er : YAG laser with radial and stripped tips on root canal dentin walls : an SEM evaluation», 2011.

Une étude de Lloyd et al.[35] a montré des capacités à créer des turbulences au sein des fluides par la création de bulles gazeuses au niveau de la fibre du laser. Pendant que le laser continue d'émettre de l'énergie, l'irrigant est vaporisé et la bulle ainsi formée peut s'expandre conduisant à l'évaporation de la solution d'irrigation située au niveau du front d'expansion de la bulle.
Les paramètres de cette étude ont permis de mettre en évidence l'efficacité de l'activation à l'aide du laser PIPS afin d'améliorer de 2.6 fois le nettoyage des débris par rapport à l'activation « traditionnelle » à la seringue.

[35] Lloyd et al., "Elimination of intracanal tissue and debris through a novel laser-activated system assessed using high-resolution micro-computed tomography: a pilot study."

Figure 15 : Représentation en trois dimensions d'échantillons provenant du groupe traité par le PIPS.



Source : Lloyd et al., « Elimination of intracanal tissue and debris through a novel laser-activated system assessed using high-resolution micro-computed tomography: a pilot study », 2014.

– (A) La morphologie canalaire instrumentée de façon standardisée montre un système complexe avec isthme occupé d'îlots de tissus mous entourée de calcifications.
Le rouge représente le système canalaire avant activation de la solution au laser.

– (B) La représentation en 3 dimensions témoigne d'un changement au sein du volume après l'irrigation avec le laser PIPS ainsi que l'élimination des débris organiques ainsi qu'inorganiques provenant de l'isthme.

– (C) Superposition du canal original avant irrigation sur le canal alaisé par l'irrigation au laser. La différence entre ces deux états est mise en évidence à la lumière bleue.

– (D–F) Coupes axiales des mêmes échantillons avant irrigation à des distances de l'apex allant de 2, 4 et 6mm. Il est a souligné l'accumulation de débris tissulaires avec des vides dans l'espace formant l'isthme.

– (G–I) Coupes axiales correspondantes après l'irrigation au laser PIPS montrant une complète élimination des tissus provenant des espaces canalaires complexes.

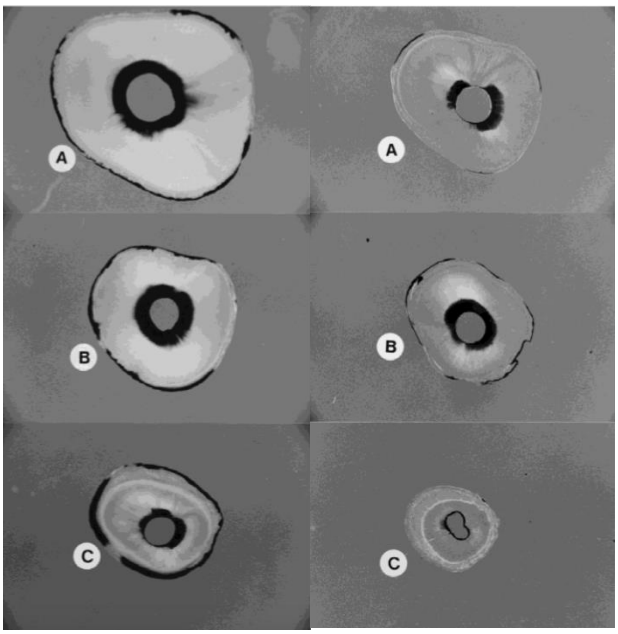
3.2.2.1 Propriétés de l'irrigant et interaction du laser

En outre, un autre critère propre à la solution d'irrigation rentre dans l'équation afin de parfaire notre procédure d'irrigation. Les propriétés physico chimiques telles que la viscosité, la surface de tension, la solubilité, la taille et la charge des particules.

Une étude de Guneser et al.[36] utilisant le laser Erbium-YAG dans l'hypochlorite montre une meilleure dissolution tissulaire de celui ci comparée à l'utilisation de l'Endoactivator, Dentsply-Maillefer® (système d'activation sonore).
Macedo et al.[37] ont démontrer dans une étude *in vitro* que l'activation laser était un fort catalyseur du taux de réaction du NaClO en solution, augmentant le taux de consommation de chlorine disponible. Or la chlorine est un élément important dans la dissolution tissulaire. Ainsi le laser augmente la dissolution tissulaire.

[36] Guneser, Arslan, and Usumez, "Tissue dissolution ability of sodium hypochlorite activated by photon-initiated photoacoustic streaming technique."
[37] Macedo et al., "Reaction Rate of NaOCl in contact with bovine dentine: effect of activation, exposure time, concentration and pH."

Figure 16 : Coupe axiale de dents montrant la pénétration de Cu2+ dans les parois dentinaires canalaires au niveau cervical, moyen et apical.



Source : Pecora et al,« Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and er:yag laser application », 2000.

- À gauche : Pénétration d'ions Cu2+ dans la dentine intra-canalaire en cervical (A), au niveau moyen (B) et au tiers apical (C) irriguée à l'eau déminéralisée activée à l'Erbium-YAG.
- À droite : Pénétration d'ions Cu2+ dans la dentine intra-canalaire en cervical (A), au niveau moyen (B) et au tiers apical (C) irriguée à l'hypochlorite activée à l'Erbium-YAG. [38]

Une autre étude de Barbin et al.[39] sur des parois canalaires instrumentées avec de l'eau irradiée au laser Erbium-YAG montre une amélioration de la perméabilité dentinaire comparativement aux autres méthodes. Le laser Erbium-YAG présente une plus grande affinité pour l'eau ainsi que pour l'eau déminéralisée lui permettant d'interagir préférentiellement avec celle-ci au sein des canalicules dentinaires.

Les parois canalaires irriguées avec de l'hypochlorite présentent elles aussi certaines différences par rapport à aux parois irriguées à l'eau. 1,0% d'hypochlorite de sodium au sein de l'irrigant entraîne une modification de l'interaction avec le laser Erbium-YAG, conduisant à la diminution de la perméabilité, facteur décisif lors des procédures de nettoyage/désinfection.

[38] Pecora et al., "Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser application."
[39] Barbin, Brugnera, and Spano, "Effects of Er:YAG and Nd:yag laser irradiation on radicular dentine permeability using different irrigating solutions."

3.2.3 “Cavitation effect” ou “PIPS Effect” ?

Les bactéries qui survivent aux différentes manœuvres chimico mécaniques lors des procédures de mise en forme et d’irrigation intra canalaires sont souvent localisées dans les zones inaccessibles à l’instrumentation (limitation physiques) et aux irrigants (limitation temporelle).[40,]

Ces aires non impactées sont les suivantes :

- Les parois canalaires non préparées : les biofilms bactériens adhérant aux parois canalaires peuvent ne pas être affectés par les instruments de par la mise en forme de taille inadéquate, de par l’anatomie irrégulière du canal (lors de canaux aplatis, réniformes ou ovales lors de coupes axiales).
- Isthmes, canaux latéraux et les ramifications apicales. Ces aires peuvent êtres obstruées de bactéries.[41,] Les isthmes ont été observés au derniers 3mm des racines de molaires dans 80 à 90% des cas. Les ramifications ont été observé dans le tiers apical de racine dans 75% des cas et dans 80% et plus lorsqu’il s’agit molaires et de prémolaires maxillaires.
- Tubules dentinaires : lorsqu’une dent présente une parodontite apicale, il a été prouvé que celle-ci présente dans 70 à 80% une infection intratubulaire de la dentine endo-canalaire.[42]

  En effet des bactéries pathogènes pour l’endodonte ont été retrouvées au sein de ces tubules à des profondeurs de 300µm dans certains cas.[43,]

Le phénomène de cavitation est visible lors de l’utilisation du laser à des énergies très faibles (≤20mJ) et des pulses de très courtes durée (50µs). Il en résulte la formation de bulles émises de façon bien plus puissante que lors d’émission à des durées supérieures (200 µs).

Si l’on compare la forme des bulles produites par le PIPS comparée à une fibre à extrémité plate**,** on voit qu’à des paramètres identiques, les fibres coniques (PIPS) produisent des bulles plus volumineuses que les fibres plates. [44]

---

[40] Nair et al., “Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after one-visit’’ endodontic treatment.”

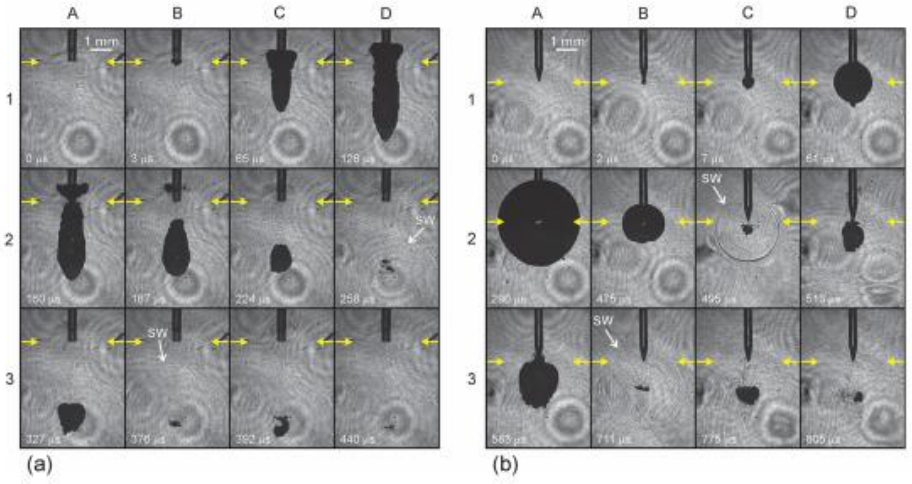
[41] Siqueira et al., “Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals.”

[42] Peters et al., “Viable bacteria in root dentinal tubules of teeth with apical periodontitis.”

[43] Matsuo et al., “An immunohistological study of the localization of bacteria invading root pulpal walls of teeth with periapical lesions.”

[44] Gregorčič, Jezeršek, and Možina, “Optodynamic energy-conversion efficiency during an Er:YAG-laser-pulse delivery into a liquid through different fiber-tip geometries.”

Figure 17 : Photographies de bulles produites par des lasers erbium, (40 mJ et 145 µs) délivrées par des fibres à extrémités plates (à gauche) ou coniques (à droite).



Source : Gregorčič, Jezeršek, and Možina, « Optodynamic energy-conversion efficiency during an erbium : yag-laser-pulse delivery into a liquid through different fiber-tip geometries », 2012.

- Fibre plate : produisent une bulle allongée qui une fois qu'elle implose se sépare en 2 parties. (Figure 1a, B2).
- Fibre conique (PIPS): produisent une bulle sphérique qui une fois qu'elle a réalisé son implosion, déplace son centre (Figure 1b, C3) avant de réaliser une seconde expansion.

Les deux produisent des bulles au sein des canaux. Pour les fibres plates, on retrouve des « apple bubbles » qui réalisent des transferts de fluides latéraux plutôt qu'en direction apicale. Les fibres coniques, elles, réalisent des « oval bubble » qui réalisent des transferts de fluides apicaux.

L'effet de « vaporisation » de la solution d'irrigation décrit dans l'étude de Blanken et al. résulterait de la formation de bulles qui, une fois leur expansion terminée, implosent, se traduisant en un second effet de cavitation. D'un point de vue endodontique, l'intérêt de cet effet est qu'il se produit de façon quasi identique dans l'eau ainsi que dans l'hypochlorite. *(voir 3.2.2.1).*

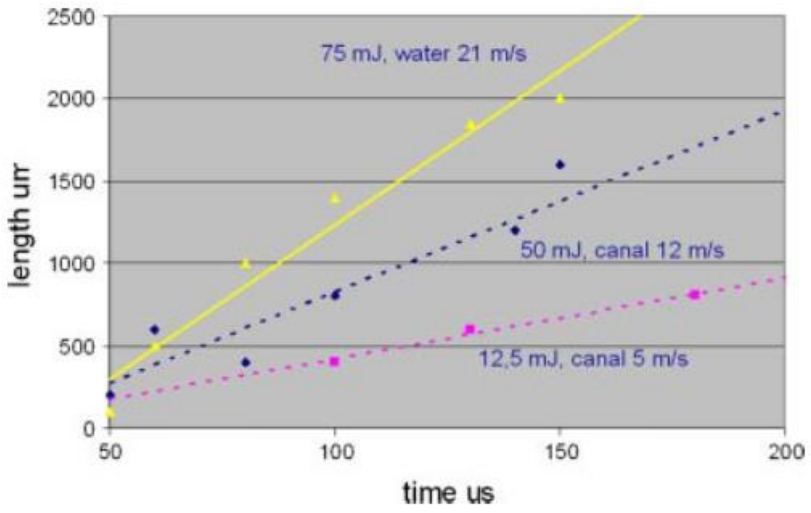
L'énergie produite par les lasers Erbium-YAG est transmise via des pulses de plusieurs microsecondes. Lors de l'émission, l'énergie est absorbée dans une couche de très faible épaisseur (2 µm), qui est instantanément chauffée jusqu'à atteindre la température d'ébullition (100°C) ainsi qu'une forte pression. Le liquide subit un réchauffement produisant des bulles qui vont grossir permettant une transmission de l'onde lumineuse en leur sein pour être absorbée du côté opposé, évaporant l'eau en regard de la bulle. Près de la fibre du laser à l'endroit de l'expansion de la bulle, l'implosion de celle-ci entraine son détachement de la fibre. Lorsque la bulle implose après 100-200 ms, l'eau s'invagine dans le vide et le fluide se voit alors aspiré dans le canal ce qui provoque une

seconde cavitation. Le laser agit donc à la manière d'une pompe à fluide dans la bulle d'arrière en avant donnant à l'implosion une forme de faucille.

Ceci produit le clivage du liquide (appelé le « Moses effect », par Van Leeuwen (1991)). L'eau environnant la bulle s'engouffre au sein du vide de vapeur.

A ce moment du collapsus, l'onde de pression traverse à une vitesse supersonic (shock wave) au début pour ensuite atteindre une vitesse sonic (acoustic waves). Les ondes de choc (shock waves) et les mouvements rapides de fluide (acoustic streaming) produisent des contraintes de cisaillement sur les surfaces des parois canalaires qui sont suffisantes pour éliminer les débris et la boue dentinaire (celle-ci jouant un rôle primordial dans l'efficacité du nettoyage).[45] Ce processus est identique à celui qui se produit dans les bacs à ultrasons pour nettoyer les instruments. Dans l'étude de Blanken et al.[46] si l'on calcule la vitesse des bulles de cavitation au sein du canal rempli d'eau, on observe que celles-ci se déplacent à 43,3 km/h.

Figure 18 : Vélocité des fluides calculée à partir d'acquisition photographique à haute vitesse



Source : Blanken et al., « Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 1 : a visualization study », 2009.

Après implosion lors de la cavitation primaire, l'onde de choc modifient la pression de l'eau environnante autour de la fibre laser, formant des nucléations de plusieurs nouvelles bulles. Ces secondes cavitations sont plus petites que la première et produisent par la suite encore d'autres

[45] Matsumoto, Yoshimine, and Akamine, "Visualization of irrigant flow and cavitation induced by Er:YAG laser within a root canal model."

[46] Blanken, De Moor, and Meire, "Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 1 : a visualization study."

bulles plus petites en nombre moindres. Les cavitations secondaires décrites ci dessus devraient aussi induire des mouvements de fluides responsables d'irrégularité le long des parois canalaires.

Pour résumer, il existe une cavitation primaire, une cavitation secondaire, avec entre chacune, le « Moses effect » qui est un clivage au sein du liquide.

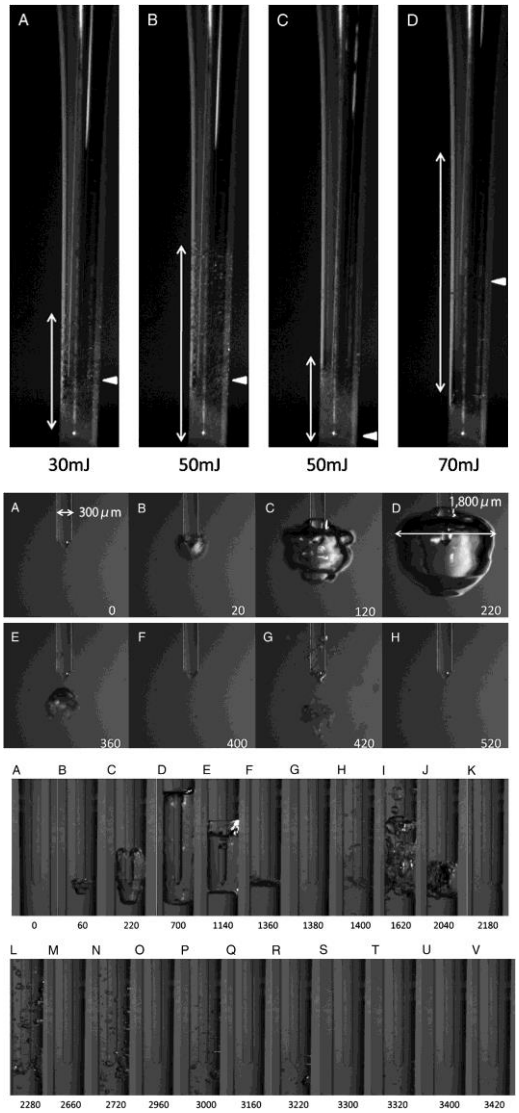
Lorsque la fibre laser est insérée à 2 mm de l'extrémité du canal artificiel, associée à une émission de 50 mJ, 20 pps (pulses par secondes), des mouvements de fluides sont visibles dans les 4 derniers millimètres de l'apex. Matsuoka E. et al.[47] ont suggéré qu'afin d'éviter les dommages dans la région péri apicale de la racine, il est conseillé de placer la fibre à une distance de 2 ou 3 mm de l'apex anatomique. Or lorsque la fibre du laser est inséré à 2 mm au deçà de l'apex (modélisé au sein d'un canal artificiel), on observe que la seconde cavitation produit des bulles dans les 4 derniers millimètres du modèle canalaire. Lorsque la fibre du laser est inserée à 2 mm et 5 mm en avant de l'extrémité du canal, on observe un second effet de cavitation au niveau de l'extrémité du modèle canalaire.
Une autre étude de George et al.[48] conclue que placer la fibre à 5 mm de l'apex est conseillé plutôt que de la placer à 4 mm. De plus, les fibres de formes coniques, produiraient des dommages réduits comparés aux fibres à embouts plats.
L'effet de cavitation a donc lieu dans la région apicale, sans devoir placer la fibre au plus proche de l'apex.

[47] Matsuoka, Jayawardena, and Matsumoto, "Morphological study of the Er,Cr:YSGG laser for root canal preparation in mandibular incisors with curved root canals."
[48] George et al., "Apical extrusion of root canal irrigants when using er:yag and er,cr:ysgg lasers with optical fibers: an in vitro dye study."

Figure 19 : Dynamique des fluides dans un modèle canalaire en en verre.

La flèche simple représente l'extrémité de la fibre laser.

La flèche à double extrémité représente la portion dans laquelle les liquides se déplacent à haute vitesse.



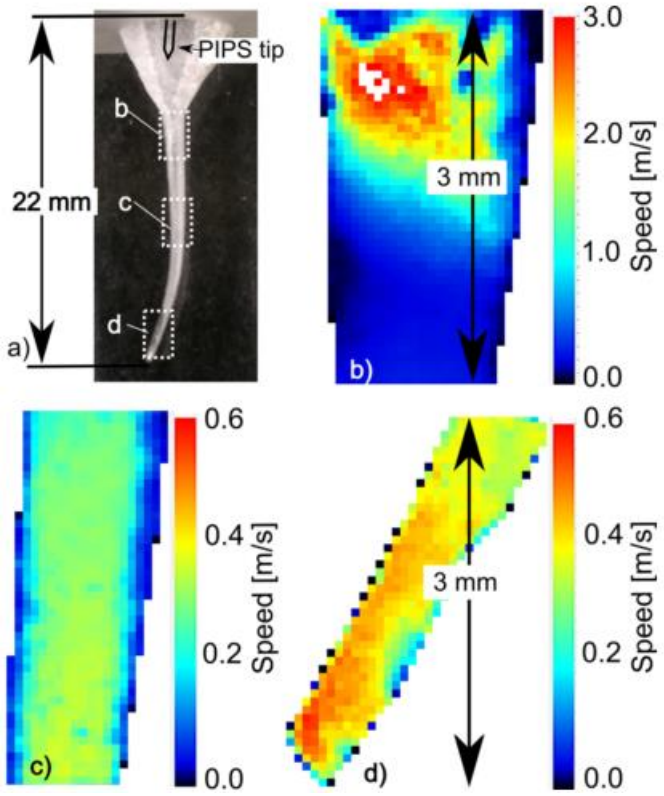
Source : Matsumoto et al., « Visualization of irrigant flow and cavitation induced by er:yag laser within a root canal model », 2011.

Un article de Koch et al.[49] étudie l'activation de l'irrigant au niveau de l'orifice canalaire, dans la portion moyenne ainsi que dans la portion apicale. On s'aperçoit (sur la figure 27, en éléments finis ci dessous) que l'agitation est plus importante dans la portion apicale (0.43 m/s) que dans la portion

[49] Koch et al., "Irrigant flow during photon-induced photo-acoustic streaming (PIPS) using particle image velocimetry (PIV)."

moyenne (0.25 m/s). Ceci est un point très intéressant qui garantie le cathétérisme du système endo-canalaire permettant un nettoyage global.

Figure 20 : Représentation en éléments finis de l'activation de l'irrigant au niveau de l'orifice canalaire, dans la portion coronaire (b), moyenne (c) ainsi que dans la portion apicale (d).



Source : Koch et al., « Irrigant flow during photon-induced photo-acoustic streaming (PIPS) using particle image velocimetry (PIV) », 2016.

Dans une étude de Peters et al.[50], des dents ont été extraites et infectées par du biofilm venant d'un milieu buccal. Il a été ensuite demandé à chaque étudiant de placer un laser PIPS au sein de la chambre pulpaire afin de désinfecter les canaux radiculaires.
Les échantillons traités par le laser PIPS présentent moins de bactéries vivantes ainsi que moins de biofilm persistant au sein de la zone apicale comparé au groupe traité par les ultrasons.

Azim et al.[51] ont comparé l'efficacité entre le PIPS et les ultrasons sur *E.faecalis – S.mutans* au sein de canaux artificiels (en plastique). Les résultats démontrent que le PIPS est plus efficace dans l'élimination du biofilm grâce à l'effet mécanique.

[50] Peters et al., "Disinfection of root canals with photon-initiated photo-acoustic streaming."

On peut conclue sur l'effet de cavitation et du PIPS :

Dans le cas de traitement endodontique initial celui-ci:

- Dissous les tissus pulpaires.
- Relativement aux autres instruments, il possède un meilleur pouvoir antibactérien.
- Une élimination physique du biofilm.
- Désinfections des tubules dentinaires.
- Élimination de la boue dentinaire.
- Élimine les débris au sein des isthmes.
- Élimine les « plugs » apicaux de boue dentinaire.

Dans le cas de retraitement canalaire :

- Élimine la gutta notamment dans les cas de retraitement canalaire.
- Élimine les matériaux antibactériens (Ab-pastes).
- Élimine l'hydroxyde de calcium.

Pour terminer, les ciments de scellement pénètrent plus dans les tubules dentinaires.

3.2.3.1 Precautions quant au cavitation effect

L'extrusion de débris dentinaires dans les tissus péri-radiculaires peut être responsable de l'inflammation péri-radiculaire (« flare up »), de peines post-opératoires et d'échec de traitement. On se doit donc d'utiliser ce type d'instrument passivement avec une extrême délicatesse. De nombreuses études sont publiées à ce sujet.

Lors d'une irrigation à la seringue, on provoque une pression très forte qui va ensuite décroître. Hauman et Love[52] rappellent l'importance d'avoir une aiguille libre et de réaliser des mouvements de va et vient verticaux afin de permettre un reflux de la solution et d'éviter de délivrer l'hypochlorite en pression dans le canal conduisant à l'extrusion péri-apicale.

---

[51] Azim et al., "Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis."

[52] Hauman and Love, "Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy : a review. Part. 2, root-canal filling materials."

George et Walsh,[53] ont démontré que la création d'onde de pression pourrait entraîner une extrusion apicale de la solution si la fibre du laser est maintenue trop près du foramen apical. Or leur étude est réalisée dans l'air, ainsi l'extrusion observée n'est pas comparable à celle observée in vivo.
Dr Peeters et Dr De Moor sont les premiers à avoir mesurer la pression durant une LAI. Celle-ci n'est pas la même lorsque l'on utilise un Erbium, Chromium : Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet laser. Il semblerait que le calibrage de l'instrument ne doit pas excéder la pression sanguine.[54] On doit positionner l'insert du laser dans le tiers coronaire du canal dentaire afin d'éviter l'extrusion de solution d'irrigation au delà de la zone péri-apicale. L'émission laser est unidirectionnelle, en continuité avec le cône laser.
Afin d'augmenter l'aire d'exposition, la fibre laser doit être bougée dans un mouvement de spirale le long du canal dentaire.[55]

Des effets indésirables de l'utilisation du laser Erbium-YAG sous spray d'eau ont été décrits lorsque celui ci est calibré à des niveaux d'énergie élevés.[56]
Une explication serait la dimension des bulles de vapeur qui serait telle qu'il n'y aurait pas d'eau entre la fibre du laser et les parois canalaires. L'énergie délivrée ne serait donc pas absorbée par l'eau mais l'hydroxyapatite au sein de la dentine entraînant un effet ablatif et non sub-ablatif.

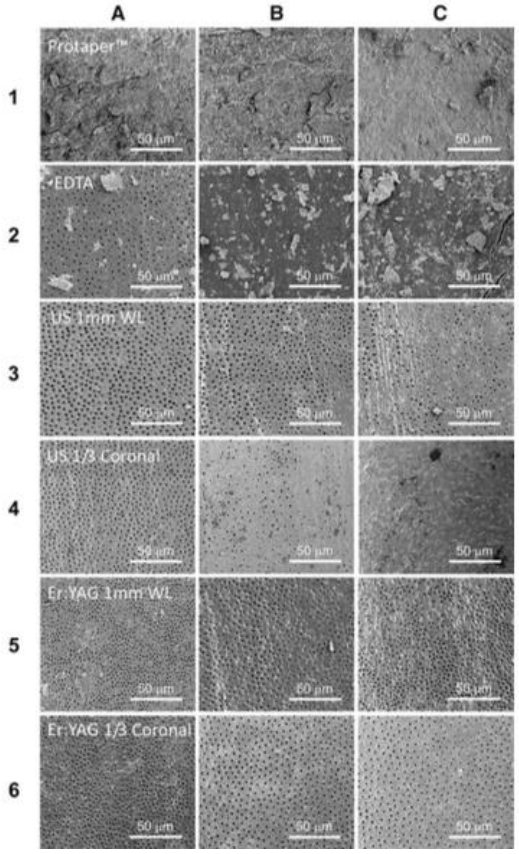
3.3 Comparaisons des moyens d'activation des solutions d'irrigation

Une étude de Huang, Gulabivala, et Ng.[57] conclue que l'agitation d'une pointe de gutta percha serait une bonne technique d'activation. Le paramètre le plus important à considérer dans cette technique serait le diamètre ainsi que la portion du canal explorée. Donc avant d'activer l'irrigation, il faut s'assurer que l'on peut atteindre la portion du canal souhaitée avec un diamètre approprié. En comparaison avec les limes d'instruments ultrasonores, il y a un risque d'extrusion d'irrigant ainsi que de provoquer des douleurs au patient à cause de l'effet de « pumping ».

[53] George et al., "Apical extrusion of root canal irrigants when using er:yag and Er, Cr:YSGG lasers with optical fibers: an in vitro dye study."
[54] Peeters and De Moor, "Measurement of pressure changes during laser-activated irrigant by an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser."
[55] Sahar-Helft et al., "Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface."
[56] Ali et al., "Efficacy of root canal preparation by Er,Cr:YSGG laser irradiation with crown-down technique in vitro."
[57] Huang, Gulabivala, and Ng, "A bio-molecular film ex-vivo model to evaluate the influence of canal dimensions and irrigation variables on the efficacy of irrigation."

L'étude ex-vivo de Sahar-Helft et al.[58] a permis d'analyser l'élimination de la smear layer à différentes hauteurs des parois canalaires (tiers coronaire, tiers moyen et tiers apical du canal radiculaire).

Figure 21 : Comparaison entre irrigation à la seringue remplie d'EDTA 17% pendant 60 secondes (2), passive ultrasonore (3) et (4),



Source : Sahar-Helft et al, « Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface », 2015.

L'irrigation standard à l'aide d'une seringue est efficace pour retirer une partie de la boue dentinaire au niveau du tiers coronaire et moyen.[59] En revanche la boue dentinaire du tiers apical reste intacte (Figure 33, ligne 2). Cette méthode est non prédictible dans le dernier tiers apical du canal car la solution d'irrigation n'est efficace que à 1,5mm au delà du bout de l'aiguille. Or la pénétration de

[58] Sahar-Helft et al., "Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface."
[59] O'connell et al., "A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA."

l'aiguille dépend de la taille ainsi que de la morphologie du canal.[60] De plus, plus la seringue sera proche des tissus apicaux, plus le risque d'extrusion apicale est majoré. [61]
On peut donc affirmer que l'irrigation a l'aide d'une simple seringue d'EDTA 17% n'atteindra pas le segment apical radiculaire et la boue dentinaire persistera donc à ce niveau de la surface radiculaire.

D'autres dispositifs d'irrigation ont alors vu le jour pour venir nettoyer et désinfecter les volumes intra canalaire non atteints par les solutions d'irrigation lors de procédures conventionnelles. L'EndoActivator® system (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa,OK, USA) qui est une pièce à main produisant des ondes sonores et l'EndoVac® system (Discus Dental-Smart Endodontics, Culver City, CA, USA).
L'activation passive ultrasonore agit sur la boue dentinaire dans le tiers apical du canal sans éliminer les débris dentinaire et les tubules dentinaires persistent obstrués (contrairement à ceux situés dans le tiers coronaire et médian, voir Figure 33, ligne 3). L'efficacité du nettoyage est dépendante de la profondeur d'insertion de l'insert ultrasonore.

Ruddle[62] préconise l'utilisation de ces instruments lors de l'irrigation finale avec 5ml d'EDTA activé à 10,000 cpm pendant 60 secondes et pour finir 5ml NaOCl pendant 30 secondes. Il est nécessaire que l'instrument soit placé à deux millimètre de la longueur de travail.
D'après une étude de Van Der Sluis et al.[63], toutes les études tendent à affirmer que l'utilisation d'ultrasons comme moyen d'activation des solutions d'irrigation augmenterait l'élimination de la boue dentinaire de la partie coronaire du canal.
Huque et al. (1998), cité par Van der Luis dans une revue de littérature (2007), a montré qu'après 20 secondes d'activation passive ultrasonore d'une solution de 12% d'hypochlorite, il était possible d'éliminer l'ensemble de la boue dentinaire.[64] De plus Malki et al.[65] affirment que l'oscillation des instruments ultrasonores peut retirer des débris au delà de 3mm du bout de l'instrument qu'elle que soit la courbure du canal.

Or, l'utilisation des ultrasons afin de désinfecter le système canalaire a montré certaines limites (notamment dans le tiers apical du canal), ce qui explique l'absence de consensus quant à la

[60] Boutsioukis et al., "Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types by an unsteady computational fluid dynamics model."
[61] Chow, "Mechanical effectiveness of root canal irrigation."
[62] Ruddle, "Endodontic disinfection : tsunami irrigation."
[63] Van Der Sluis et al., "The influence of volume, type of irrigant and flushing method on removing artificially placed dentine debris from the apical root canal during passive ultrasonic irrigation."
[64] Van Der Sluis et al., "Passive ultrasonic irrigation of the root canal: a review of the literature."
[65] Malki et al., "Irrigant flow beyond the insertion depth of an ultrasonically oscillating file in straight and curved root canals : visualization and cleaning efficacy."

systématisation de leur utilisation. En effet ceux-ci ne semblent pas pouvoir se substituer aux techniques d'activation des solutions d'irrigation conventionnelles.[66]

Les résultats de l'étude de Verstraeten et al.[67] concluent que l'activation ultrasonore passive continue de 50mL d'une solution de 2% d'hypochlorite est aussi efficace dans l'élimination de la boue dentinaire apicale que l'irrigation conventionnelle à la seringue de 2 mL d'une solution d'hypochlorite à 2% délivrée toutes les minutes (6 et 12 mL).

Les cavitations acoustiques pourraient théoriquement se traduire par des bulles qui collapsent (entraînant un affaiblissement temporaire des membranes cellulaires, rendant les bactéries perméables au NaClO). Or, on s'est aperçu qu'on ne peut créer de cavitation seulement autour de l'insert limitant l'effet recherché à la surface de l'insert plutôt que sur les parois dentinaires.

De plus aucun déplacement apical de la solution n'est observé au-delà de l'extrémité de l'insert. En pratique il est difficile de diriger nos oscillations ultrasonores afin de nettoyer les isthmes.[68] Si on utilise l'instrument au début du canal, on ne peut pas espérer venir nettoyer à l'apex. Le streaming se fait à 1-2mm de l'apex de l'instrument. Donc afin de nettoyer les derniers millimètres, on se doit de placer l'insert à quelques mm (2mm) de l'apex.[69]

Il est donc difficile d'affirmer que ce phénomène participe de façon majeure au nettoyage lors de procédure d'activation.

De plus, l'étude de Groot et al.[70] affirme que l'activation ultrasonore retire de la dentine même dans un canal droit. En effet, on fait de nombreux contacts sur les parois de toute la hauteur canalaire, même dans un canal droit (au niveau des molaires, notamment des racines mésiales, on retire encore plus de dentine dans les racines grêles. On majore alors le risque de perforations dans certaines zones).[71] Les conséquences de ces contacts sont la réduction des vibrations de la lime ultrasonore conduisant à la réduction de l'amplitude de vibrations en moyenne de 30% avec toutes les conséquences sur la cavitation que ça entraine.[72]

---

[66] Pedrazzi et al., "Hand and ultrasonic instrumentation for orthograde root canal treatment of permanent teeth."
[67] Van Der Sluis et al., "The influence of volume, type of irrigant and flushing method on removing artificially placed dentine debris from the apical root canal during passive ultrasonic irrigation."
[68] Paqué, Boessler, and Zehnder, "Accumulated hard tissue debris levels in mesial roots of mandibular molars after sequential irrigation steps."
[69] Mancini et al., "Smear layer removal and canal cleanliness using different irrigation systems (EndoActivator, EndoVac, and passive ultrasonic irrigation): field emission scanning electron microscopic evaluation in an in vitro study."
[70] De groot et al., "Laser-activated irrigation within root canals : cleaning efficacy and flow visualization."
[71] Boutsioukis and Tzimpoulas, "Uncontrolled removal of dentin during in vitro ultrasonic irrigant activation."
[72] Ahmad, Pittford, and Crum, "Ultrasonic debridement of root canals : acoustic streaming and its possible role."

Dans l'expérimentation de Sahar-Helft et al.[73], l'utilisation du laser Erbium-YAG (2940nm, fibre saphir de 17mm 400 µm) a montré que LAI (« Laser-activated irrigation ») pendant 20 secondes est la méthode la plus efficace pour éliminer la boue dentinaire dans l'ensemble de la hauteur canalaire (Figure 33, ligne 6). Les débris dentinaires dans le tiers apical sont éliminés de façon plus efficace que lors d'activation ultrasonore passive (PUI) et d'autant plus efficace que lors d'une irrigation manuelle. Les résultats de l'étude de Jozef et al. montre que l'activation au laser à l'aide du laser Er,Cr : YSGG répétée 4 fois consécutivement pendant 5 secondes (soit un total de 20 secondes) est plus efficace pour éliminer les bouchons dentinaires tubulaires au sein des parois canalaires que les autres protocoles d'irrigation (irrigation passive ultrasonore, irrigation conventionnelle avec une seringue). Or L'irrigation ultrasonore lors de cette étude est de 20 secondes par période d'utilisation soit un total de 2 minutes.[74]

Il n'y a pas de lien de corrélation entre la profondeur de pénétration de la fibre du laser au sein du canal et du taux d'élimination de la boue dentinaire dans le tiers apical (voir Figure 33, ligne 5 et 6). Travailler avec le laser à la longueur de travail ou seulement dans le tiers coronaire est équivalent en terme d'efficacité afin d'éliminer la boue dentinaire et est plus efficace que toutes les autres techniques étudiées dans cet article. [75]

LAI est donc la méthode la plus efficace afin d'éliminer la boue dentinaire de toute la surface des murs canalaires.

L'étude de Azim A. et al.[76] étudie la pénétration des irrigants au sein de canaux artificiels infectés par E. Faecalis, incubé pendant 21 jours. Les canaux sont désinfectés avec une seringue d'irrigation, une agitation sonore avec l'EndoActivator, le Xp Endo finisher et un laser Erbium (PIPS).

A représente la paroi canalaire *(C)* et la dentine *(D),* montrant des bactéries mortes (en rouge), et les bactéries vivantes (en verte).

B représente les tubules dentinaires à différentes profondeurs de coupes, les mesures ont été prises à 50, 100, 150 µm.

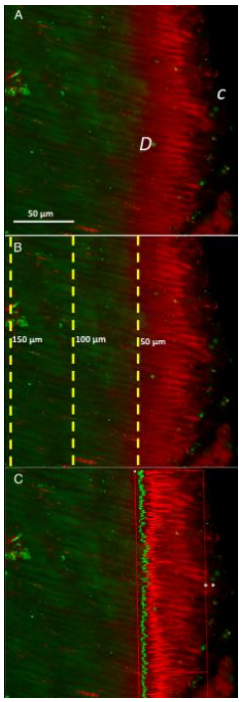
[73] Sahar-Helft et al., "Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface."

[74] De Moor et al., "Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part. 2, evaluation of the efficacy."

[75] Sahar-Helft et al., "Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface."

[76] Azim et al., "Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis."

Figure 22 : Imagerie confocale au microscope représentant les bactéries vivantes et mortes au sein des tubules dentinaires



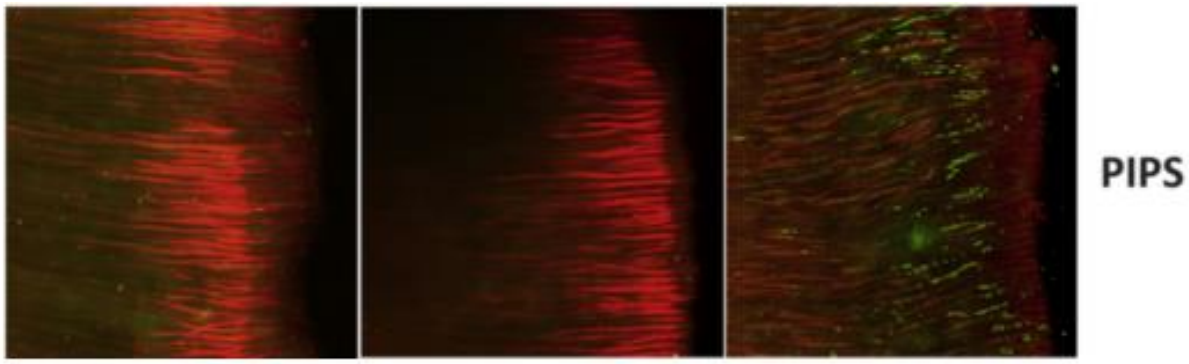
Source : Azim et al., « Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis », 2016.

Les bactéries mortes sont en rouge et les bactéries vivantes en vert. On n'observe aucune bactérie vivante au sein des canaux traités par le laser PIPS (20 mJ, 15 Hz, 0/0 air/eau).

Le laser PIPS est placée à distance des parois du canal dans la chambre pulpaire tandis que les autres matériels utilisés afin d'activer les irrigants étaient placés au sein même des canaux, près des parois canalaires.

Dans cette étude les résultats montrent que le PIPS est le plus efficace des quatre matériels dans la réduction bactérienne au sein des tubules dentinaires, allant de 60 % à 70 % de réduction à des profondeurs dentinaires de 150 µm dans l'ensemble du canal.

Figure 23 : Imagerie confocale au microscope représentant les bactéries vivantes et mortes au sein des tubules dentinaires suite à l'irrigation au PIPS.



Source : Azim et al., « Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis », 2016.

Une telle performance peut être attribuée à l'effet de cavitation qui permettrait une pénétration plus profonde de l'hypochlorite de sodium dans les tubules dentinaires, conduisant à une meilleure désinfection en profondeur de l'ensemble des parois canalaires.

En conclusion, les études in vitro montrent que l'activation au laser LAI est plus favorable à celle induite par les ultrasons PUI/UAI (&CI) pour :

- Eliminer les débris dans les simulations d'irrégularités canalaires.
- Eliminer la boue dentinaire apicale.
- Avoir un effet antibactérien.

4. Discussion

4.1 Choix méthodologique

Les résultats in vitro éprouvent des limites quant au choix des modèles canalaires utilisés. D'autres études devraient expérimenter différentes formes d'anatomie canalaire qui, dans la limite des techniques de préparation, pourrait permettre de visualiser les mouvements de fluides et décrire un schéma de diffusion des irrigants sous certaines conditions cliniques reproductibles.

4.2 Discussion des résultats

L'irrigation à l'hypochlorite au sein de la dentine endo-canalaire coronaire et médiale révèle trois paramètres qui influenceraient la pénétration d'hypochlorite : la concentration, le temps et la température.

A cause du caractère soluble de la solution d'hypochlorite lorsqu'elle est en contact avec des matériaux organiques, il est nécessaire d'apporter rapidement l'irrigant (caractère soluble) avec une température élevée à une concentration maximale (tolérable par les tissus).

La forte absorption du rayonnement laser Erbium-YAG au sein des substrats dentinaires le place comme le laser le plus adapté pour réaliser de la photo-ablation. Les effets thermiques iatrogènes sur les tissus environnants (mous comme dures) sont moindres, on a donc une perte minime de l'énergie transmises (par dissipation) et par conséquent une meilleure efficacité ablative.

Sa longueur d'onde de 2940 nm est entièrement absorbée dans l'eau, composant majeur de l'hypochlorite de sodium ainsi que de l'EDTA. L'activation d'EDTA au laser Erbium-YAG permet le nettoyage et l'ouverture des tubules dentinaires. Celle-ci doit être réalisée en amont de l'activation d'hypochlorite de sodium afin de lui permettre par la suite de pénétrer et de désinfecter les tubules dentinaires en profondeur. Gu ainsi que Van der Sluis dans leur revue de littérature respective concluent que toutes les techniques d'activation sont efficaces pour éliminer la boue dentinaire dans les deux tiers coronaire du canal, à l'ultime condition d'utiliser de l'EDTA.

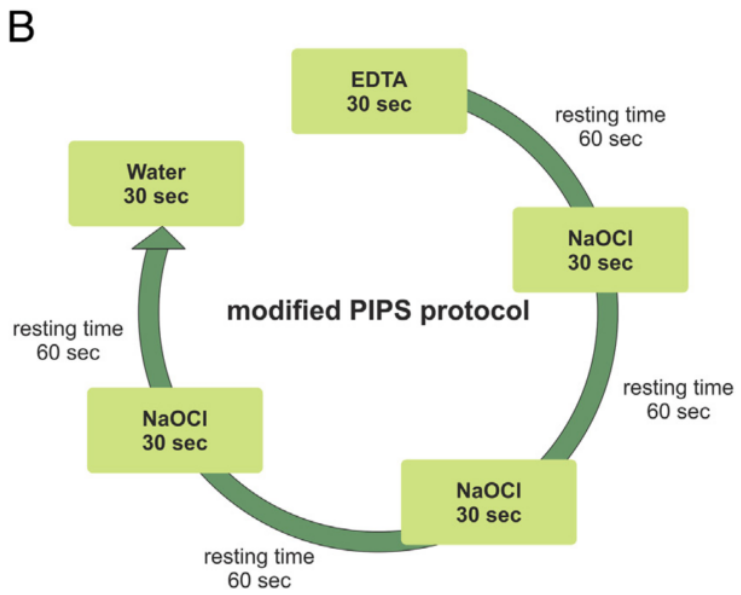
Néanmoins il persiste toujours des débris dentinaires au niveau apical d'où l'intérêt de chercher à amener la solution d'irrigation à la longueur de travail. Le laser répond à cette problématique en

venant nettoyer et désinfecter les tubules dentinaires jusqu'à une profondeur de 150 µm dans l'ensemble des trois segments (coronaire, moyen et apical) du canal radiculaire. L'augmentation du taux de conversion d'hypochlorite de sodium, l'agitation des fluides, la pénétration de l'irrigant en profondeur, l'élimination des débris et de la boue dentinaire ainsi que l'effet de lyse cellulaire sont les facteurs qui contribueraient à augmenter l'effet bactéricide du laser Erbium-YAG.

Fort des moyens de nettoyage et de désinfection présents dans notre arsenal thérapeutique, il nous est aujourd'hui possible d'envisager des protocoles de désinfection sans inclure d'inter séance à l'hydroxyde de calcium. Plus d'effort et de temps seraient alors consacrés pour atteindre le niveau de désinfection escompté et efficace pour conclure notre soins en une séance.

Afin d'éviter la fixation des bactéries au sein des fibres de collagène exposées par l'action de l'EDTA, un protocole d'irrigation a été proposé par Golob et al.[77] qui, au bout de 1 minute d'effet érosif de l'EDTA 17% sur la dentine péritubulaire et intertubulaire[78], indique l'irrigation répétée (x3) à l'hypochlorite de sodium pour enfin terminer avec un rinçage à l'eau.

Figure 24 : Protocole d'activation au laser Erbium-YAG des solutions d'irrigation.



Source : Golob et al., « Efficacy of photon-induced photo-acoustic streaming in the reduction of enterococcus faecalis within the root canal: different settings and different sodium hypochlorite concentrations », 2017.

[77] Golob et al., "Efficacy of photon-induced photo-acoustic streaming in the reduction of Enterococcus Faecalis within the root canal: different settings and different sodium hypochlorite concentrations."
[78] Çalt and Serper, "Time-dependent effects of EDTA on dentin structures."

Conclusion

L'augmentation de pression couplée à l'implosion de bulles génèrent une onde de choc appelée BLAST.

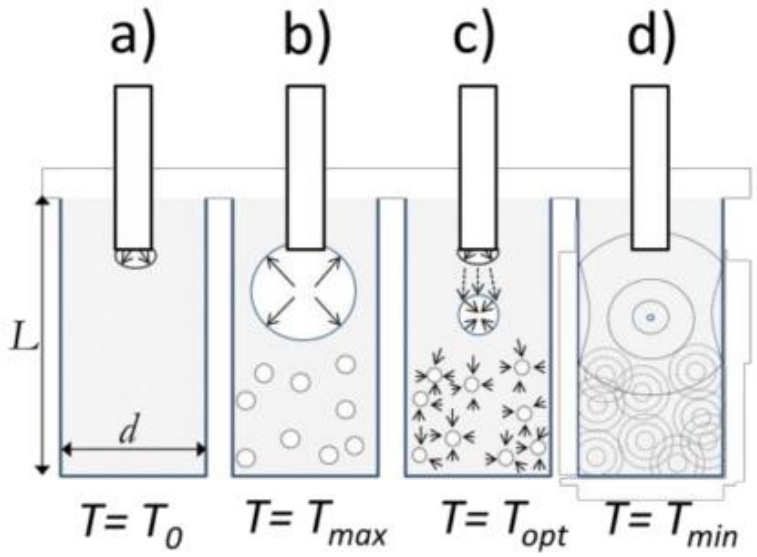
Ce blast provoque à la fois un éclatement des membranes bactériennes et une meilleure diffusion des irrigants dans l'endodonte.

L'amplification de l'effet photo-acoustique améliore l'agitation des solutions d'irrigation soit leur circulation dans le réseau canalaire.

Le développement du « SWEEPS » (pour « Shock Wave Enhanced Emission Photo-acoustic Streaming ») témoigne d'une avancée dans le phénomène de cavitation.

Le SWEEPS est un laser qui utilise la même longueur d'onde que le laser Erbium-YAG (2,94 µm). [79]

Figure 25 : Schéma des phénomènes de cavitation idéalement produits par le laser SWEEPS lors d'une émission au laser Erbium-YAG dans un canal (diamètre *d* et longueur *L*), à $T=T_0$



Source : Lukac et al., "photo-acoustic endodontics using the novel SWEEPS Erbium-YAG laser modality. », 2017.

Contrairement au phénomène classique de cavitation : création d'une bulle qui s'expanse pour ensuite décroître en volume et imploser, ici, à l'émission du pulse laser à $T = T_0$ (a) le SWEEPS réalise une bulle (accompagnée de petites bulles secondaires) réalisant une expansion rapide jusqu'à ce que

[79] Lukac et al., "Photo-acoustic endodontics using the novel SWEEPS Er:YAG laser modality."

celle-ci atteigne sa taille maximale à T = T_{max} (b). Dès qu'elle aura implosé et jusqu'à ce qu'elle atteigne sa taille minimale à T = T_{min} (d), la première bulle sera secondée par une nouvelle émission laser qui produit une seconde bulle (c). L'onde de choc causée par la seconde bulle force la première ainsi que les multiples bulles secondaires à réaliser une forte implosion. Ce phénomène résulte en l'émission d'ondes de chocs (d) qui vont pousser le liquide vers la portion apicale du canal.

Il est difficile d'augmenter la pression fournie par les ondes de choc en paramétrant l'énergie des pulses laser. Le SWEEPS est une nouvelle approche très prometteuse car en paramétrant le temps séparant chacune des émissions, les bulles permettent de délivrer des ondes de chocs concentrées à un temps optimal T_{opt}. La croissance de la seconde bulle accélère le phénomène de collapsus de la première et ainsi l'implosion des multiples bulles secondaires. On produit donc une onde de choc primaire et secondaire au sein des irrigants qui atteignent des canaux latéraux plus profonds, des tubulis microscopiques, éliminant en leur sein des tissus, débris et le biofilm.

La thérapie photo-dynamique (« aPDT » pour antibacterial Photo-Dynamic Therapy – ou PAD Photo-Activated Disinfection) elle aussi, laisse entrevoir des avancées prometteuses :
Le biofilm présente une barrière de défense contre les agents antibactériens due :

- À sa conformation en biofilm : il faut permettre la division de ces communautés de microorganismes engendrant le détachement ainsi que le relargage des cellules.
- Les microorganismes sont encapsulés dans une matrice extracellulaire (hydrophobe et électrostatique) qui est composée d'enzymes responsables de l'inactivation des agents antimicrobiens par un défaut de pénétration qui n'est pas assez profonde. Il est nécessaire de protéger les agents antimicrobiens intacts jusqu'à ce que les cellules au sein du biofilm soient atteintes.

Dans le futur, l'utilisation du laser permettra d'interagir spécifiquement avec les micro-organismes. À cet effet, on utilise des photo-sensibiliseurs associés à des nanoparticules (NPs) capables d'éliminer le biofilm endo-canalaire. Ces nanoparticules sont connues dans le domaine médicales car utilisées pour stabiliser et augmenter l'efficacité des photo-sensibiliseurs et des médicaments.[80]
En pratique, l'objectif est donc d'induire des bulles de gaz (*VNB « laser-induced vapor nanobubbles »*) qui vont pénétrer assez profondément au sein du biofilm. Une fois absorbée, on irradie celui-ci avec une lumière complémentaire capable d'activer les nanoparticules déposées au sein du biofilm.

[80] Noronha et al., "Silver nanoparticles in dentistry."

Les différentes nano particules antibactériennes (NPs) sont classées en fonction de leur composition et leur forme :

- les ions argent (Ag+) : l'enveloppe des bactéries est chargée négativement. On utilise donc des nanoparticules qui vont venir par leurs charges positives, se greffer sur ces récepteurs négatifs. Les ions Ag+ se fixent et détruisent la membrane cellulaire bactérienne par attraction électrostatique et par le sulfure présent à la surface. Il dénature ensuite les ribosomes (70S) à l'origine de la chaîne respiratoire. En modifiant les bases d'ADN, les ions entraîne une stress oxydatif par la cellule qui ne peut plus se répliquer et donc se reproduire.[81]
- Le chitosane qui est un biopolymère naturel produit à partir de la chitine, composant de l'exosquelette des arthropodes (crustacés) ou de l'endosquelette des céphalopodes (calamars). Ces nanoparticules ont été développé pour leurs propriétés antibactériennes, antivirales et antifongiques.[82]
- Le verre bioactif *(bioactive glass ou « BAG » en anglais),* a suscité beaucoup d'intérêt pour ses propriétés ostéo-inductrices et ses propriétés antibactériennes (pH élevé, effet osmotique au dessus de 1%, précipitation Ca/P) en orthopédie ainsi qu'en odontologie.
- Les nanoparticules fonctionnelles (d'après *Merriam-Webster dictionary*) sont désignées comme telles car sont organisées ensemble afin de réaliser une tâche commune.

  Leur rôle est de modifier la composition, les charges et la structure du matériel sans altérer la nature intrinsèque de celui-ci afin de combattre la résistance antibactérienne.

  Associé aux photo-sensibiliseurs, ce sont donc des potentialisateurs de l'efficacité de la thérapie photo-dynamique.

  Ex : on connaît le bleu de méthyle (aussi utiliser en parodontologie et cariologie). Associé à un polyacide (Methylene Blue-Loaded Poly Lactic-Co-Glycolic Acid, MB-PLGA), il résulterait un meilleur pouvoir photo-toxique antibactérien au sein des bactéries planctoniques ainsi que dans le biofilm présents dans le système endodontique.

  Un autre exemple similaire est le rose bengale associé à un polystyrène qui une fois photo-activé améliore l'élimination bactérienne.

  Ps : Afin d'intéragir avec le bleu de méthyl, on doit utiliser des lasers ayant des longueurs d'onde de 600nm. On utilise donc les lasers diodes à faible puissance.

[81] Prabhu and Poulose, "Silver nanoparticles: mechanism of antimicrobial action, synthesis, medical applications, and toxicity effects."
[82] Shrestha and Kishen, "Antibacterial nanoparticles in endodontics: a review."

Déjà répandu dans le domaine du diagnostique, le laser a fait ses preuves en cariologie (DIAGNODENT®). De nouvelles techniques de tomographie, précisément de tomographie optique au laser développée en ophtalmologie, cardiologie et oncologie voient leurs champs d'application s'élargir aux sciences odontologiques.

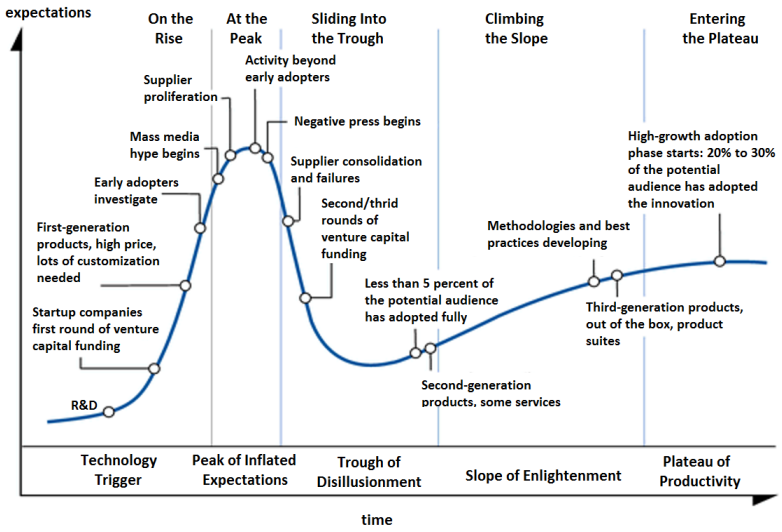
- L' « optical coherence tomography » utilise un laser afin de délivrer une image tridimensionnelle permettant une avancée dans le domaine du diagnostique dentaire. Avec une résolution de l'ordre du micromètre, l'OCT est un technique utilisant une lumière dans l'infrarouge proche pouvant pénétrer jusqu'à environ 1mm.
- Le laser Doppler permet de mesurer les flux sanguins et évaluer l'inflammation.

L'ophtalmologie, dermatologie, l'ORL et bien d'autres disciplines médicales ont intégré le LASER comme un outil courant de leur arsenal thérapeutique. Comme pour toute nouvelle technologie, il a fallu attendre quelques dizaines d'années avant que celui-ci soit reconnu comme outil thérapeutique indispensable. Ceci est appelé le « cycle du hype » (ou *« hype cycle »).*

C'est une courbe définie en cinq phases, empruntée par toutes nouvelles technologies, dont le laser :

1. Lancement de la technologie
2. Pic des attentes exagérées : corrélées à un emballement médiatique.
3. Gouffre des désillusions : les attentes, non réalistes et inatteignables voue aux gémonies la nouvelle technologie.
4. Pente de l'illumination : développement d'une technologie de deuxième génération, mettant en avant les véritables avantages proposés par la technologie.
5. Plateau de productivité : l'efficacité technologique bien établie permet le développement de produits de troisième génération.

Figure 26 : Cinq phases du cycle de Hype



Source : O. Tarkovskiy, 2013.

Le laser aux seins de différentes disciplines médicales présente des avantages certains face à des techniques conventionnelles peu évolutives. Néanmoins, la spécificité d'interaction des longueurs d'ondes, les différents protocoles d'utilisation pour chacune de celle-ci et le prix d'achat/d'entretien semblent être les freins à son implantation au sein des cabinets libéraux.

L'avenir repose donc dans une simplification de leur utilisation et une amélioration, par la preuve scientifique, de leurs résultats et de surcroît de leur intérêt.

Bibliographie

Ahmad, M., T. R. PittFord, and L. A. Crum. "Ultrasonic debridement of root canals : acoustic streaming and its possible role." *Journal of endodontics* 14, no. 10 (1988): 486–93.

Ali, M. N., M. Hossain, Y. Nakamura, E. Matsuoka, J. Kinoshita, and K. Matsumoto. "Efficacy of root canal preparation by Er,cr : YSGG laser irradiation with crown-down technique in vitro." *Photomedicine laser surgery* 23, no. 2 (2005): 196–201. doi:10.1089/pho.2005.23.196.

Aoki, A., K. Mizutani, F. Schwarz, A. Sculean, R. A. Yukna, A. A. Takasaki, G. E. Romanos, et al. "Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy." *Periodontology 2000* 68, no. 1 (2015): 217–69. doi:10.1111/prd.12080.

Azim, A. A., H. Aksel, T. Zhuang, T. Mashtare, J. P. Babu, and G. T. J. Huang. "Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis." *Journal of endodontics* 42, no. 6 (2016): 928–34. doi:10.1016/j.joen.2016.03.009.

Barbin, E. L., A. Brugnera, and J. C. Spano. "Effects of Er:YAG and Nd : YAG laser irradiation on radicular dentine permeability using different irrigating solutions." *Lasers in surgery and medicine* 33, no. 4 (2003): 256–59. doi:10.1002/lsm.10214.

Blanken, J., R. De Moor, and M. Meire. "Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal . Part 1 : a visualization study." *Laser in surgery and medicine* 41, no. 7 (2009): 514–19. doi:10.1002/lsm.20798.

Boutsioukis, C., and N. Tzimpoulas. "Uncontrolled removal of dentin during in vitro ultrasonic irrigant activation." *Journal of endodontics* 42, no. 2 (2016): 289–93. doi:10.1016/j.joen.2015.09.017.

Boutsioukis, C., B. Verhaagen, M. Versluis, E. Kastrinakis, P. Wesselink, and L. Van Der Sluis. "Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types by an unsteady computational fluid dynamics model." *Journal of endodontics* 36, no. 5 (2010): 875–79. doi:10.1016/j.joen.2009.12.026.

Brito, P. R. R., L. C. Souza, J. C. Machado de Oliveira, F. R. F. Alves, G. De-Deus, H. P. Lopes, and J. F. Siqueira. "Comparison of the effectiveness of three irrigation techniques in reducing intracanal Enterococcus Faecalis populations : an in vitro study." *Journal of endodontics* 35, no. 10 (2009): 1422–27. doi:10.1016/j.joen.2009.07.001.

Bystrom, A., and G. Sundqvist. "Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy." *Scandinavian journal of dental research* 89, no. 20 (1981): 321–8. doi:10.1111/j.1600-0722.1981.tb01689.x.

Çalt, S., and A. Serper. "Time-dependent effects of EDTA on dentin structures." *Journal of endodontics* 28, no. 1 (2002): 17–19. doi:10.1097/00004770-200201000-00004.

Chow, T. W. "Mechanical effectiveness of root canal irrigation." *Journal of endodontics* 9, no. 11 (1983): 475–79. doi:10.1016/S0099-2399(83)80162-9.

Clarkson, R. M., A. J. Moule, H. Podlich, R. Kellaway, R. Macfarlane, D. Lewis, and J. Rowell. "Dissolution of porcine incisor pulps in sodium hypochlorite solutions of varying compositions and concentrations." *Australian dental journal* 51, no. 3 (2006): 245–51. doi:10.1111/j.1834-7819.2006.tb00437.

Coluzzi, D. J., R. A. Convissar, and D. M. Roshkind. "Laser fundamentals." In *Principles and practice of laser dentistry*, edited by R. A. Convissar, 12–26. St. Louis : Elsevier, 2016.

Dalton, B. C., D. Orstavik, C. Phillips, M. Pettiette, and M. Trope. "Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation." *Journal of endodontics* 24, no. 11 (1998): 763–67. doi:10.1016/S0099-2399(98)80170-2.

De Groot, S. D., B. Verhaagen, M. Versluis, M. K. Wu, P. Wesselink, and L. Van Der Sluis. "Laser-activated irrigation within root canals : cleaning efficacy and flow visualization." *International endodontic journal* 42, no. 12 (2009): 1077–83. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01634.x.

De Hemptinne, F., G. Slaus, M. Vandendael, W. Jacquet, R. De Moor, and P. Bottenberg. "In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite." *Journal of endodontics* 41, no. 7 (2015): 1112–15. doi:10.1016/j.joen.2015.02.011.

De Moor, R., J. Blanken, M. Meire, and R. Verdaasdonk. "Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part. 2, evaluation of the efficacy." *Lasers in surgery and medicine* 41, no. 7 (2009): 520–23. doi:10.1002/lsm.20797.

Diaci, J., and B. Gaspirc. "Comparison of Er : YAG and Er, cr : YSGG lasers used in dentistry." *Journal of the laser and health academy*, no. 1 (2012): 1–13. doi:10.1117/1.3603996.

Divito, E., and M. P. Colonna. "The photoacoustic efficacy of an er:yag laser with radial and stripped tips on root canal dentin walls : an sem evaluation." *Journal of laser dentistry* 19, no. 1 (2011): 156–61.

Fonseca, O. H. S., H. P. Lopes, E. J. L. Moreira, H. R. Sampaio-Filho, J. F. Siqueira Jr. "Adaptation of the patency instrument to the apical foramen : a scanning electron microscopic investigation." *Endo* 3, no. 1 (2009):61–65.

Furuta, M., M. Yamaguchi, T. Tsukamoto, B. Yim, C. E. Stavarache, K. Hasiba, and Y. Maeda. "Inactivation of Escherichia Coli by ultrasonic irradiation." *Ultrasonics sonochemistry* 11, no. 2 (2004): 57–60. doi:10.1016/S1350-4177(03)00136-6.

George, R., L. J. Walsh, N. Gutknecht, A. Moritz, G. Conrads, T. Sievert, F. Lampert, et al. "Apical extrusion of root canal irrigants when using Er : YAG and Er,cr : YSGG lasers with optical fibers : an in vitro dye study." *Journal of endodontics* 34, no. 6 (June 2008): 706–8. doi:10.1016/j.joen.2008.03.003.

Golob, B. S., G. Olivi, M. Vrabec, R. El Feghali, S. Parker, and S. Benedicenti. "Efficacy of photon-induced photoacoustic streaming in the reduction of Enterococcus Faecalis within the root canal: different settings and different sodium hypochlorite concentrations." *Journal of endodontics* 43, no. 10 (2017): 1730–35. doi:10.1016/j.joen.2017.05.019.

Gregorčič, P., M. Jezeršek, and J. Možina. "Optodynamic energy-conversion efficiency during an Er:YAG-laser-pulse delivery into a liquid through different fiber-tip geometries." *Journal of biomedical optics* 17, no. 7 (2012): 750061. doi:10.1117/1.JBO.17.7.075006.

Guneser, M. B., D. Arslan, and A. Usumez. "Tissue dissolution ability of sodium hypochlorite activated by photon-initiated photoacoustic streaming technique." *Journal of endodontics* 41, no. 5 (2015): 729–32. doi:10.1016/j.joen.2015.01.014.

Hauman, C. H., and R. M. Love. "Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy : a review. Part. 2, root-canal filling materials." *International endodontic journal* 36 (2003): 75–85. doi:10.1046/j.1365-2591.2003.00631.x.

Hibst, R., R. Graser, M. Udart, and K. Stock. "Mechanism of high-power NIR laser bacteria inactivation." *Journal of biophotonics* 3, no. 5–6 (2010): 296–303. doi:10.1002/jbio.201000007.

Huang, T. Y., K. Gulabivala, and Y. L. Ng. "A bio-molecular film ex-vivo model to evaluate the influence of canal dimensions and irrigation variables on the efficacy of irrigation." *International endodontic journal* 41, no. 1 (2008): 60–71. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01317.x.

Koch, J. D., D. E. Jaramillo, E. DiVito, and O. A. Peters. "Irrigant flow during photon-induced photoacoustic streaming (PIPS) using particle image velocimetry (PIV)." *Clinical oral investigations* 20, no. 2 (2016): 381–86. doi:10.1007/s00784-015-1562-9.

Lloyd, A., J. P. Uhles, D. J. Clement, and F. Garci-Godoy. "Elimination of intracanal tissue and debris through a novel laser-activated system assessed using high-resolution micro-computed tomography : a pilot study." *Journal of endodontics* 40, no. 4 (2014): 584–87. doi:10.1016/j.joen.2013.10.040.

Lopes, H. P. "Chemomechanical preparation." In *Treatment of endodontic infections*, edited by J. F. Siqueira, 235–84. London : Quintessence Publishing, 2011.

Lukac, N., B.T. Muc, M. Jezersek, and M. Lukac. "Photoacoustic endodontics using the novel SWEEPS Er:YAG laser modality." *Journal of the laser and health accademy*, no. 1 (2017): 1–7.

Macedo, R. G., P. Wesselink, F. Zaccheo, D. Fanali, and L. Van Der Sluis. "Reaction rate of NaOCl in contact with bovine dentine : effect of activation, exposure time, concentration and pH." *International endodontic journal* 43, no. 12 (2010): 1108–15. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01785.x.

Malki, M., B. Verhaagen, L. M. Jiang, W. Nehme, A. Naaman, M. Versluis, P. Wesselink, and L. Van Der Sluis. "Irrigant flow beyond the insertion depth of an ultrasonically oscillating file in straight and curved root canals : visualization and cleaning efficacy." *Journal of endodontics* 38, no. 5 (2012): 657–61. doi:10.1016/j.joen.2012.02.001.

Mancini, M., L. Cerroni, L. Iorio, E. Armellin, G. Conte, and L. Cianconi. "Smear layer removal and canal cleanliness using different irrigation systems (EndoActivator, EndoVac, and passive ultrasonic irrigation) : field emission scanning electron microscopic evaluation in an in vitro study." *Journal of endodontics* 39 (2013): 1456–60. doi:10.1016/j.joen.2013.07.028.

Matsumoto, H., Y. Yoshimine, and A. Akamine. "Visualization of irrigant flow and cavitation induced by Er:YAG laser within a root canal model." *Journal of endodontics* 37, no. 6 (2011): 839–43. doi:10.1016/j.joen.2011.02.035.

Matsuo, T., T. Shirakami, K. Ozaki, T. Nakanishi, H. Yumoto, and S. Ebisu. "An immunohistological study of the localization of bacteria invading root pulpal walls of teeth with periapical lesions." *Journal of endodontics* 29, no. 3 (2003): 194–200.

Matsuoka, E., J. A. Jayawardena, and K. Matsumoto. "Morphological study of the Er,Cr : YSGG laser for root canal preparation in mandibular incisors with curved root canals." *Photomedicine and laser surgery* 23, no. 5 (2005): 480–84. doi:10.1089/pho.2005.23.480.

Meire, M. A., T. Coenye, H. J. Nelis, and R. De Moor. "Evaluation of Nd: YAG and Er : YAG irradiation, antibacterial photodynamic therapy and sodium hypochlorite treatment on Enterococcus Faecalis biofilms." *International endodontic journal* 45, no. 5 (2012): 482–91. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.02000.x.

Meire, M. A., K. De Prijck, T. Coenye, H. J. Nelis, and R. De Moor. "Effectiveness of different laser systems to kill Enterococcus Faecalis in aqueous suspension and in an infected tooth model." *International endodontic journal* 42, no. 4 (2009): 351–59. doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01532.x.

Moritz, A., S. Jakolitsch, K. Goharkhay, U. Schoop, W. Kluger, R. Mallinger, W. Sperr, and A. Georgopoulos. "Morphologic changes correlating to different sensitivities of Escherichia Coli and Enterococcus Faecalis to Nd : YAG laser irradiation through dentin." *Lasers in surgery and medicine* 26, no. 3 (2000): 250–61. doi:10.1002/(SICI)1096-9101(2000)26:3<250::AID-LSM2>3.0.CO;2-H.

Noronha, V. T., A. J. Paula, G. Durán, A. Galembeck, K. Cogo-Müller, M. Franz-Montan, and N. Durán. "Silver nanoparticles in dentistry." *Dental materials* 33, no. 10 (2017): 1110–26. doi:10.1016/j.dental.2017.07.002.

O'connell, M. S., L. A. Morgan, W. J. Beeler, and J. C. Baumgartner. "A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA." *Journal of endodontics* 26, no. 12 (2000): 739–43. doi:10.1097/00004770-200012000-00019.

Paqué, F., C. Boessler, and M. Zehnder. "Accumulated hard tissue debris levels in mesial roots of mandibular molars after sequential irrigation steps." *International endodontic journal* 44, no. 2 (2011): 148–53. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01823.x.

Pecora, J. D., A. Brugnera, A. L. Cussioli, F. Zanin, and R. Silva. "Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er : YAG laser application." *Lasers in surgery and medicine* 26, no. 3 (2000): 277–81. doi:10.1002/(SICI)1096-9101(2000)26:3<277::AID-LSM5>3.0.CO;2-M.

Pedrazzi, V., J. Manço De Oliveira-Neto, P. Sequeira, Z. Fedorowicz, and M. Nasser. "Hand and ultrasonic instrumentation for orthograde root canal treatment of permanent teeth." *Journal of applied oral science* 18, no. 3 (2010): 268–72. doi:10.1590/S1678-77572010000300013.

Peeters, H. H., and R. De Moor. "Measurement of pressure changes during laser-activated irrigant by an erbium, chromium : yttrium, scandium, gallium, garnet laser." *Open journal of stomatology* 2 (2012): 286–91. doi:10.1007/s10103-014-1605-5.

Peters, L. B., P. Wesselink, J. F. Buijs, and A. J. Van Winkelhoff. "Viable bacteria in root dentinal tubules of teeth with apical periodontitis." *Journal of endodontics* 27, no. 2 (2001): 76–81. doi:10.1097/00004770-200102000-00002.

Peters, O. A., S. Bardsley, J. Fong, G. Pandher, and E. Divito. "Disinfection of root canals with photon-initiated photoacoustic streaming." *Journal of endodontics* 37, no. 7 (2011): 1008–12. doi:10.1016/j.joen.2011.03.016.

Pirnat, S., M. Lukac, and A. Ihan. "Study of the direct bactericidal effect of Nd : YAG and Diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria." *Laser medical science* 26 (2011): 755–61. doi:10.1007/s10103-010-0808-7.

———. "Thermal tolerance of E. Faecalis to pulsed heating in the millisecond range." *Laser medical science* 26 (2011): 229–37. doi:10.1007/s10103-010-0841-6.

Prabhu, S., and E. K. Poulose. "Silver nanoparticles : mechanism of antimicrobial action, synthesis, medical applications, and toxicity effects." *International nano letters* 2, no. 32 (2012): 1–10. doi:10.1186/2228-5326-2-32.

R Nair, P. N., S. Henry, V. Cano, and J. Vera. "Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after one-visit : endodontic treatment." *Oral Surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology and endodontology* 99, no. 2 (2005): 231–52. doi:10.1016/j.tripleo.2004.10.005.

Rechenberg, D. K., K. T. Ragnarsson, S. Rüeger, L. Held, D. Mohn, and M. Zehnder. "A new method to assess available chlorine in small volumes of liquid." *Journal of endodontics* 40, no. 4 (2014): 534–37. doi:10.1016/j.joen.2013.10.015.

Rollison, S., F. Barnett, and R. H Stevens. "Efficacy of bacterial removal from instrumented root canals in vitro related to instrumentation technique and size." *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 94, no. 3 (2002): 366–71. doi:10.1067/moe.2002.126164.

Ruddle, C. J. "Endodontic disinfection : tsunami irrigation." *Endodontic practice* 5 (2008): 8–17. doi:10.4103/1658-5984.149080.

Sahar-Helft, S., A. S. K. Sarp, A. Stabholtz, V. Gutkin, I. Redenski, and D. Steinberg. "Comparison of positive-pressure, passive ultrasonic, and laser-activated irrigations on smear-layer removal from the root canal surface." *Photomedicine and laser surgery* 33, no. 3 (2015): 129–35. doi:10.1089/pho.2014.3788.

Schwarz, F., A. Aoki, A. Sculean, and J. Becker. "The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing." *Periodontology 2000* 51, no. 1 (2009): 79–108. doi:10.1111/j.1600-0757.2009.00301.x.

Shrestha, A., and A. Kishen. "Antibacterial nanoparticles in endodontics : a review." *Journal of endodontics* 42, no. 10 (2016): 1417–26. doi:10.1016/j.joen.2016.05.021.

Siqueira, J. F., M. C. P. Araujo, P. F Garcia, R. C Fraga, and C. J. S. Dantas. "Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals." *Journal of endodontics* 23, no. 8 (1997): 499–502. doi:10.1016/S0099-2399(97)80309-3.

Siqueira, J. F., K. C. Lima, F. A. C. Magalhaes, H. P. Lopes, and M. De Uzeda. "Mechanical reduction of the bacterial population in the root canal by three instrumentation techniques." *Journal of endodontics* 25, no. 5 (1999): 332–35. doi:10.1016/S0099-2399(06)81166-0.

Siqueira, J. F., I. N. Rôças, and H. P. Lopes. "Controlling endodontic infections : an overview." In *Treatment of endodontic infections*, edited by J. F. Siqueira, 213–33. London : Quintessence Publishing, 2011.

Siqueira, J. F., and Lopes Rôças. "Patterns of microbial colonization in primary root canal infections." *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 93, no. 2 (2002): 174–78. doi:10.1067.

Sirtes, G., T. Waltimo, M. Schaetzle, and M. Zehnder. "The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy." *Journal of endodontics* 31, no. 9 (2005): 669–71. doi:10.1097/01.don.0000153846.62144.d2.

Van Der Sluis, L., G. Gambarini, M. K. Wu, and P. Wesselink. "The influence of volume, type of irrigant and flushing method on removing artificially placed dentine debris from the apical root canal during passive ultrasonic irrigation." *International endodontic journal* 39, no. 6 (2006): 472–76. doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01108.x.

Van Der Sluis, L., M. Versluis, M. K. Wu, and P. Wesselink. "Passive ultrasonic irrigation of the root canal : a review of the literature." *International endodontic journal* 40, no. 6 (2007): 415–26. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01243.x.

Van der Sluis, L., M. K. Wu, and P. Wesselink. "Comparison of 2 flushing methods used during passive ultrasonic irrigation of the root canal." *Quintessence international* 40, no. 10 (2009): 875–79. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19898720.

Zou, L., Y. Shen, W. Li, and M. Haapasalo. "Penetration of sodium hypochlorite into dentin." *Journal of endodontics* 36, no. 5 (2010): 793–96. doi:10.1016/j.joen.2010.02.005.

Table des figures

Figure 1 : Graphique représentant la relation de proportionnalité existant entre la fluence et la taille du spot. 5
Figure 2 : Représentation schématique d'un laser Erbium-YAG 6
Figure 3 : Laser Erbium-YAG et son interface, LITETOUCH™, Syneron ® à fibre en saphir. 7
Figure 4 : Courbes des coefficients d'absorption des principaux chromophores en fonction de la longueur d'onde. 8
Figure 5 : Transmission du laser CO_2 et Nd-YAG au sein de l'œil. 9
Figure 6 : Lunettes de protection pour laser Erbium-YAG. 10
Figure 7 : Effet thermo mécanique du laser Erbium-YAG sur les tissus durs. 13
Figure 8 : Acquisition photographique à la caméra haute vitesse de l'effet acoustique (ou photo-ablatif) produit par l'Erbium-YAG sur l'émail. 14
Figure 9 : Mesure de la température amélaire 2,5 ms suite à différent temps de pulsation au laser Erbium-YAG. 16
Figure 10 : Représentations en coupes longitudinales d'une dent, à grossissement croissant (X100 et X400) sur les aires non instrumentées (isthmes). 25
Figure 11 : Schéma représentant l'irradiation au sein de tissus dentaires de deux lasers erbium (Erbium-YAG à gauche, Erbium-Cr,YSGG à droite). 28
Figure 12 : Histogramme représentant l'ablation tissulaire par pulse au laser Erbium-YAG et Erbium-Cr,YSGG sur la dentine et l'émail 29
Figure 13 : Acquisition photographique à haute vitesse au sein d'un canal d'une racine artificielle dans un bloc en fibre de verre de 200 mm, 125mJ, 20 Hz, 0–2,000 microsecondes après le déclenchement du pulse. 31
Figure 14 : Images prise au microscope électronique à balayage (20 000X). 32
Figure 15 : Représentation en trois dimensions d'échantillons provenant du groupe traité par le PIPS. 33
Figure 16 : Coupe axiale de dents montrant la pénétration de Cu2+ dans les parois dentinaires canalaires au niveau cervical, moyen et apical. 35
Figure 17 : Photographies de bulles produites par des lasers erbium, (40 mJ et 145 µs) délivrées par des fibres à extrémités plates (à gauche) ou coniques (à droite). 37
Figure 18 : Vélocité des fluides calculée à partir d'acquisition photographique à haute vitesse 38
Figure 19 : Dynamique des fluides dans un modèle canalaire en en verre. 40

Figure 20 : Représentation en éléments finis de l'activation de l'irrigant au niveau de l'orifice canalaire, dans la portion coronaire (b), moyenne (c) ainsi que dans la portion apicale (d)..... 41
Figure 21 : Comparaison entre irrigation à la seringue remplie d'EDTA 17% pendant 60 secondes (2), passive ultrasonore (3) et (4), ... 44
Figure 22 : Imagerie confocale au microscope représentant les bactéries vivantes et mortes au sein des tubules dentinaires 48
Figure 23 : Imagerie confocale au microscope représentant les bactéries vivantes et mortes au sein des tubules dentinaires suite à l'irrigation au PIPS. 49
Figure 24 : Protocole d'activation au laser Erbium-YAG des solutions d'irrigation. 51
Figure 25 : Schéma des phénomènes de cavitation idéalement produits par le laser SWEEPS lors d'une émission au laser Erbium-YAG dans un canal (diamètre *d* et longueur *L*), à $T=T_0$ 52
Figure 26 : Cinq phases du cycle de Hype 56

Vu, le Directeur de thèse

Docteur Jean-Yves COCHET

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Apport du laser Erbium-YAG en endodontie : application et nouvelles indications en dentisterie contemporaine

Résumé :

L'efficacité de la désinfection et du nettoyage intra-canalaire est directement corrélée à l'effet mécanique et chimique de l'irrigant. À cet effet, de nombreux moyens d'activation des solutions d'irrigation ont été mis sur le marché afin de permettre aux endodontistes d'assurer la qualité et la pérennité de leurs traitements canalaires. Néanmoins, il semblerait que la complexité anatomique empêche l'accès des irrigants à l'ensemble du système endodontique (isthmes, canaux secondaires). Des études sur la dynamique des fluides et de microbiologie endodontique ont identifié le laser comme un outil complémentaire pertinent dans les étapes de nettoyage et de désinfection des canaux radiculaires. Après avoir étudié les généralités du laser, nous étudierons « la contribution du laser Erbium-YAG (2940 nm) » particulièrement adapté aux traitements endodontiques aussi bien dans les thérapeutiques conventionnelles que dans les nouveaux protocoles des thérapeutiques à venir. Nous le comparerons aux moyens d'activation déjà bien établis au sein de nos protocoles thérapeutiques et nous nous appliquerons à développer les thérapeutiques futures pour lesquelles le laser est de toute évidence, un outil incontournable.

Discipline :

Endodontie

Mots clés fMesh et Rameau :

Endodontie -- Thérapeutique -- Thèses et écrits académiques ; Microbiologie -- Thèses et écrits académiques ; Lasers -- histoire -- Dissertations universitaires ; Physique – Dissertations universitaires

Université Paris Descartes

Faculté de Chirurgie dentaire

1, rue Maurice Arnoux

92120 Montrouge