

# Utilisation du Er:YAG laser en endodontie.

## Mots clés :

Laser Er:YAG  
RCLase  
Nettoyage des canaux  
radiculaires  
MEB



*The use of Er:YAG laser irradiation in endodontics.*

## Keywords :

Er:YAG laser  
RCLase™ Side-Firing  
Spiral Tip  
Root canal cleaning  
SEM

Adam STABHOLZ\*, Chaim MOR\*\*, Sharonit SAHAR-HELFT\*\*, Joshua MOSHONOV\*\*\*

\* DMD - Professor and chairman, Department of Endodontics, Pro-Dean and Director of the Izador I Cabakoff Center for Advanced and Continuing Education in Dentistry. The Hebrew University-Hadassah School of Dental Medicine, founded by the Alpha Omega Fraternity, Jerusalem, Israel.

\*\* DMD - Clinical Instructor, Department of Endodontics, The Hebrew University-Hadassah School of Dental Medicine.

\*\*\* DMD - Clinical Senior Lecturer, Department of Endodontics, Director of Clinics, The Hebrew University-Hadassah School of Dental Medicine.

r é s u m é

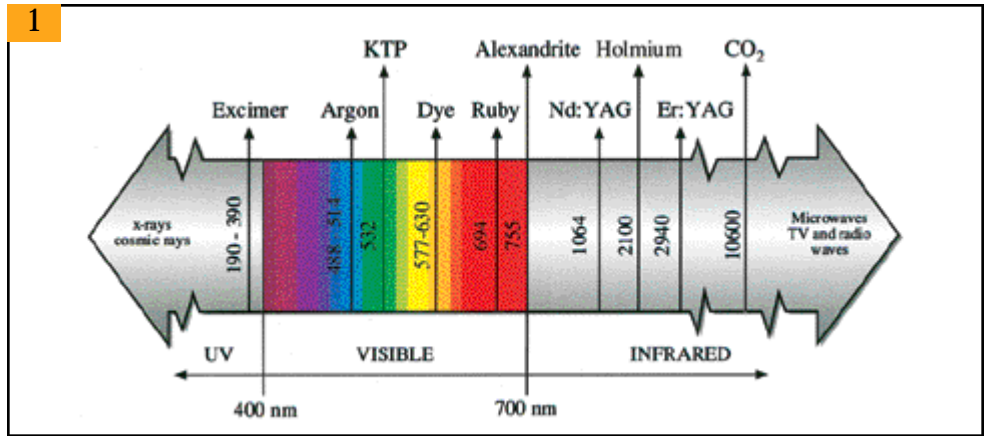
Avec l'évolution rapide de la technologie laser, de nouveaux lasers ayant des propriétés diverses sont actuellement disponibles et utilisés dans différentes spécialités dentaires. Le recherche de nouveaux outils et technologies dans le cadre d'interventions dentaires a toujours représenté un véritable défi et a connu une accumulation majeure d'expériences et de connaissances pendant les vingt dernières années. Après une préparation biomécanique par des limes Protaper Ni-Ti, les canaux radiculaires ont été nettoyés par des radiations du laser Er:YAG utilisant le RCLase™ à embout spiralé et transmission latérale. Les racines distales et palatales de 20 molaires récemment extraites ont été instrumentées avec des limes ProTaper. Dans le groupe traité (10 dents), la cavité pulpaire et les canaux ont été remplis d'EDTA à 17 % et les canaux ont été traités pendant 30 secondes par irradiation utilisant l'Er:YAG laser avec une impulsion à 500mj et une fréquence à 12Hz. Dans le groupe témoin (10 dents), les canaux n'ont pas été irradiés. L'examen des racines irradiées par microscope électronique à balayage a montré une surface propre des paroi canalaire avec des tubuli dentinaires dégagées, sans boue dentinaire ou débris. Par contre, les images des canaux non-traités montraient une considérable quantité de débris. Il apparaît que le système canalaire peut être nettoyé d'une manière efficace par les radiations du laser Er:YAG utilisant le RCLase™ après une préparation bio-mécanique des canaux par les limes Ni-Ti Pro Taper.

a b s t r a c t

With the speedy development of laser technology, new lasers with a wide range of characteristics are available today and are being used in the various fields of dentistry. The search for new devices and technologies for endodontic procedures was always challenging and in the last twenty years much experience and knowledge was gained. Er:YAG laser irradiation utilizing the newly developed RCLase™ Side-Firing Spiral Tip was used for the cleansing of root canals following their biomechanical preparation with ProTaper Ni-Ti rotary files. The distal and palatal roots of 20 freshly extracted molar teeth were instrumented to size F3 with ProTaper files. In the experimental group (10 teeth) the pulp chamber and the root canals were filled with EDTA 17% and the root canals were lased for 30 seconds using the Er:YAG laser irradiation at 500 mJ per pulse and a frequency of 12Hz. In the control group (10 teeth) the root canal were not lased. Scanning electron microscope analysis showed clean wall surfaces of the lased root canals with open dentinal tubules, free of smear layer and debris. In the scanning electron microscope photographs of the walls of the non-lased root canals a considerable amount of debris could be detected. It appears that an efficient cleansing of the root canal system can be achieved by using the Er:YAG laser irradiation with the RCLase™ Side-Firing Spiral Tip following bio-mechanical preparation of the root canal with Ni-Ti ProTaper files.

soumis pour publication le 10/03/04

accepté pour publication le 25/06/04



**Fig. 1 :** Longueurs d'onde des différents types de laser selon leur spectre d'émission.

*The wavelengths of different types of lasers according to their emission spectrum.*

En 1917, Albert Einstein écrit : " une lumière particulière peut être créée sous de bonnes conditions – une lumière que personne n'a vue auparavant. La lumière aurait une seule couleur, n'aurait pas une dispersion normale et serait très intense ". Cette lumière sera appelée le laser ultérieurement.

La technique du laser progresse rapidement ; de nouveaux lasers ayant des caractéristiques variées sont disponibles actuellement et sont utilisés dans de nombreux domaines de l'odontologie. La recherche de nouveaux outils et technologies en odontologie a toujours représenté un défi : expérience et connaissance ont ainsi été assimilées pendant les 2 dernières décennies pour relever ce défi, en particulier dans le domaine des lasers.

Les lasers dentaires utilisés aujourd'hui au plan de la recherche dentaire fonctionnent dans un spectre électromagnétique allant de l'infrarouge à l'ultraviolet et passant par la lumière visible (Colluzzi 2000) (Fig. 1). Le terme LASER est un acronyme de Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation, ou " amplification de lumière par émission stimulée de radiations ". L'action physique reproduite par le laser est une amplification par émission stimulée de radiations, même si la lettre L du mot Laser signifie lumière.

Un faisceau de lumière est composé de paquets d'énergie, nommés photons, transmis par une ampoule ou toute autre source lumineuse. Un atome avec des électrons qui tournent autour du noyau est à son état naturel. Un électron tourne à un niveau d'énergie supérieur quand l'atome est stimulé par une source externe d'énergie. Quand l'atome revient à son état naturel, l'électron retourne à son orbite en émettant de l'énergie sous la forme de photons (Harris et Pick, 1995). Cette émission est spontanée car elle est produite sans aucune interférence et conduit à la formation de " vagues "

In 1917, Albert Einstein wrote: "a special kind of light could be created under the right conditions - a light nobody had seen before. The light would be a single color, it would not scatter the way normal light does and it would be very intense". This kind of light would later be called laser.

Laser technology is developing at a rapid pace ; New lasers with a wide range of characteristics are now available and are being used in the various fields of dentistry. The search for new devices and technologies for dental procedures has always been challenging and in the last two decades much experience and knowledge has been gained.

Dental lasers used today for clinical procedures and research operate in the infrared, visible or ultraviolet range of the electromagnetic spectrum (Coluzzi 2000) (Fig. 1). The word LASER is an acronym for Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation. Although "L" stands for light, the actual physical process that takes place within the laser device is amplification by stimulated emission of radiation.

A beam of light is composed of packets of energy known as photons, which are produced by a light bulb, or other light source. The natural state of an atom when all its electrons are moving around its nucleus is the ground state. When an atom is excited by an external energy source an electron moves to a higher energy level. Since the atom tends to revert to its ground level, the electron falls back to its basic orbit, while emitting energy in the form of photons (Harris and Pick, 1995). This emission is called "spontaneous emission" because it occurs without additional interference and



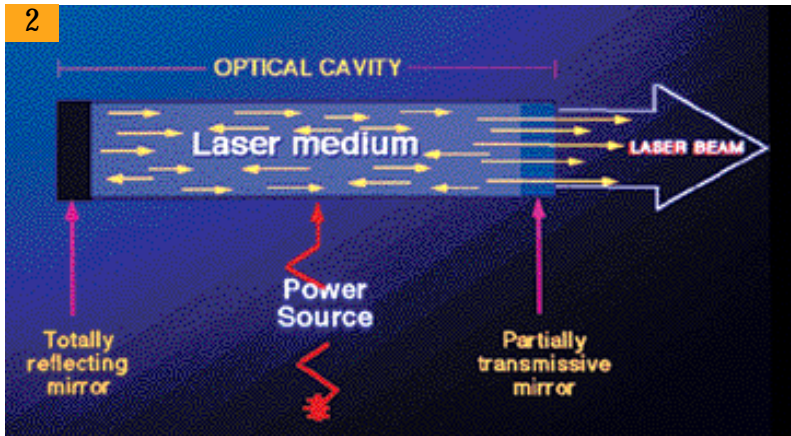


Fig. 2 : Diagramme schématique d'un laser.  
Schematic diagram of a laser.

individuelles par chacun des atomes qui ne sont pas en phase avec d'autres vagues ; formant ainsi une lumière à large spectre, non-cohérente et polychromatique.

Le faisceau du laser implique une émission stimulée de radiations. Il comprend une seule longueur d'onde (monochromatique), monodirectionnelle (faible angle de divergence), cohérente (photons en phase), et intense (Harris et Pick, 1995). Le principe du laser est basé sur la création de ce type de lumière : La construction d'une source de lumière basée sur une émission stimulée de radiation nécessite un milieu actif, qui est constitué d'un ensemble d'atomes ou de molécules. Un milieu actif qui peut être du gaz ou une matière liquide ou solide, est contenu dans un tube en verre ou en céramique, et doit être stimulé pour émettre des photons.

Ce milieu est soumis à une source d'énergie représentée par un courant électrique ou une lampe torche, entraînant une inversion des atomes en état de stimulation par rapport à l'état naturel. Ce milieu est placé entre deux miroirs, dirigeant ainsi une population de photons dans le milieu et entre les deux miroirs et entraînant une émission de radiations par plusieurs électrons stimulés. Quelques photons peuvent être libérés en instaurant un passage à travers un des deux miroirs. La lumière peut être couplée à un appareil et utilisée comme faisceau " chirurgical " (Nelson et Berns, 1988) (Fig. 2).

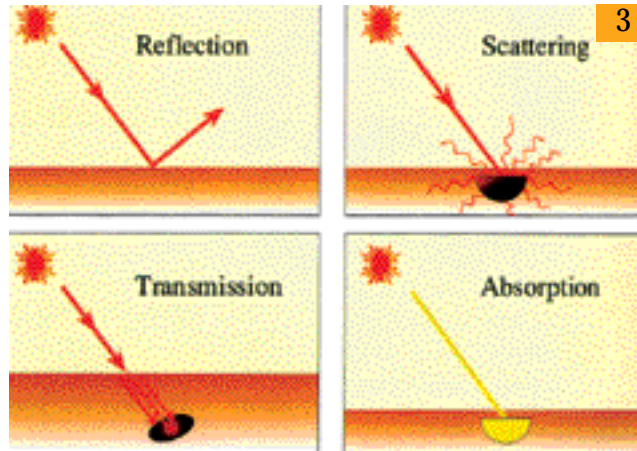
Le milieu produit le faisceau et détermine les caractéristiques des lasers. Différents types de laser sont utilisés en dentisterie, comme le dioxyde de carbone (CO<sub>2</sub>), l'erbium (Er), et le neodymium (Nd) ; différentes substances utilisées dans les milieux (par exemple : yttrium, aluminium, grenat [YAG] et yttrium, scandium, gallium, grenat [YSGG], argon, diode et excimer ; tous ces lasers produisent une lumière avec une lon-

results in the formation of "individual" waves from each atom not in phase with one another i.e., a non-coherent, broadband spectrum (polychromatic) light.

The laser beam, on the other hand, implies stimulated emission of radiation. It is a single wavelength (monochromatic), collimated (very low divergence), coherent (photons in phase) and intense (Harris and Pick, 1995). The laser principle accounts for the creation of this kind of light: The construction of a light source based on stimulated emission of radiation requires an active medium, which is a collection of atoms or molecules. The active medium which can be a gas, liquid or a solid material and is contained in a glass or ceramic tube, has to be excited to emit the photons by stimulated emission.

Energy in the form of electric current or a flash lamp is applied to the medium and once there are more atoms in the excited state than in the ground state a population inversion is created. By adding a mirror to each end of the laser medium a population of photons can be directed back and forth through the medium stimulating the emission of radiation from multiple excited electrons. Some of the photons produced can be released by allowing them to pass through one of the mirrors. The light can be coupled to a delivery device and used as a "surgical" beam (Nelson and Berns, 1988) (Fig.2).

The medium producing the beam is what identifies the laser and distinguishes one from another. Different types of lasers used in dentistry, such as carbon dioxide (CO<sub>2</sub>), erbium (Er), and neodymium (Nd), various other substances used in the medium (eg, yttrium, aluminum, garnet [YAG] and yttrium, scandium, gallium, garnet [YSGG]), and argon, diode and excimer types, all produce light of a specific wave-



**Fig. 3 :** Quatre type de réactions tissulaires en interaction avec les irradiations du laser : réflexion, diffusion, transmission et absorption.

*Four basic types of laser interaction occur when light hits the target tissue: reflection, scattering, transmission and absorption.*

gueur d'onde spécifique. Les lasers suivants : CO<sub>2</sub>, Er:YAG, Er, Cr:YSGG et Nd:YAG, émettent une lumière invisible dans le faisceau infrarouge (10,6 microns, 2,94 microns, 2,79 microns et 1,06 microns respectivement). Le laser Argon émet un faisceau de lumière visible à 488 ou 514 nanomètres. Les lasers excimer émettent un faisceau ultraviolet invisible à plusieurs longueurs d'onde prédéterminées (ArF-193 nm, KrF-248 nm, et XeCl-308 nm) (Sulewski 2000). Les photons laser entraînent 4 types de réactions tissulaires : transmission, réflexion, diffusion ou absorption par les tissus (Dederich 1991).

La transmission de la lumière transfère de l'énergie à travers du tissu sans aucune interaction, n'entraînant ainsi aucun effet ni lésion. La réflexion résulte en une absorption très légère ou nulle, sans aucun effet thermique sur le tissu. Quand le faisceau de lumière est diffusé, la lumière parcourt différentes directions et l'énergie est absorbée par une grande surface, entraînant un effet thermique moins précis et intense. Quand la lumière est absorbée, elle se transforme en énergie thermique (Miserendino et coll., 1995) (Fig.3). Un appareil laser ne peut effectuer toutes les fonctions requises puisque le faisceau est absorbé ou réfléchi suivant sa longueur d'onde et la couleur de l'objet ciblé (Nelson et Berns, 1988).

Des caractéristiques de chaque type de laser et de celles des tissus ciblés découlent les indications à différentes procédures. Le laser CO<sub>2</sub> est fortement absorbé par tous les tissus biologiques mous et durs et est donc, plus efficace sur les tissus à haute teneur en eau, comme les tissus mous de la cavité buccale. Son absorption thermique élevée le rend inadapté pour fraiser ou couper l'émail et la dentine car le risque de lésion pulpaire est présent (Goodies et coll., 2002).

length. The CO<sub>2</sub>, the Er: YAG, the Er, Cr:YSGG and the Nd:YAG lasers emit invisible beams in the infrared range (10.6 microns, 2.94 microns, 2.79 microns and 1.06 microns, respectively). The Argon laser emits a visible light beam at 488 or 514 nanometers, while the excimer lasers emit invisible ultraviolet light beams at various predetermined wavelengths (ArF-193 nm, KrF-248 nm and XeCl- 308 nm) (Sulewski 2000). Laser photons interact with tissue in one of 4 ways : they are transmitted through tissue, reflected from tissue, scattered within tissue, or absorbed by tissue (Dederich 1991).

Transmission of light transfers energy through the tissue without any interaction and thus does not causes any effect or injury. Reflection results in little or no absorption so that there is no thermal effect on the tissue. When scattered, light travels in different directions and energy is absorbed over a greater surface area, producing a less intense and less precise thermal effect. When absorbed, light energy is converted into thermal energy (Miserendino et al., 1995) (Fig.3). A single laser device cannot perform all the required functions since the beam is absorbed or reflected according to its wavelength and the color of the object impacted (Nelson and Berns, 1988).

The particular properties of each type of laser and the specific target tissue render them suitable for various procedures. The CO<sub>2</sub> laser is highly absorbed by all biological soft and hard tissues and thus is most effective in tissues with a high water content, such as the soft tissues of the oral cavity. However, its high thermal absorption makes this laser unsuitable for drilling and cutting enamel and dentin since damage to the dental pulp may occur (Goodies et al., 2002).







Le laser Er:YAG est le plus efficace pour fraiser ou couper l'émail et la dentine puisque son énergie est bien absorbée par l'eau et par l'hydroxyapatite. Le laser Argon est plus efficace sur des tissus pigmentés ou hypervascularisé, par ailleurs, les photons du laser Nd:YAG sont transmis par l'eau à travers les tissus et réagissent bien avec les tissus à pigmentation foncée.

Le laser excimer génère une lumière dans la zone de l'ultraviolet du spectre électromagnétique et fonctionne par rupture de liens moléculaires et réduction des tissus à leurs composants atomiques, avant la dissipation de leur énergie en chaleur.

Les différents types de lasers peuvent exercer différents effets sur le même tissu, et un laser peut avoir des effets variés sur les tissus.

Contrairement au laser CO<sub>2</sub> et à Er:YAG, les faisceaux des lasers Nd:YAG, argon et excimer sont délivrés par une fibre optique qui permet d'obtenir l'accessibilité à différentes régions et structures de la cavité buccale (Goodies et coll. 2002). L'amplitude de l'interaction entre l'énergie du laser et le tissu est déterminée par deux variables dépendantes : la longueur d'onde spécifique à l'émission du laser et les propriétés optiques du tissu cible (Dederich 1991). Ces variables contrôlent l'absorption (c'est à dire, la capacité à modifier les tissus, la génération de chaleur, etc) et sont importantes pour la protection de la pulpe (Arcoria et Miserendino, 1995).

Le clinicien contrôle 4 paramètres en utilisant le laser :

- (1) le niveau de puissance (intensité) ;
- (2) l'énergie totale délivrée pour une surface donnée (densité de l'énergie) ;
- (3) la fréquence et la durée de l'exposition ( énergie par impulsion) ;
- (4) le mode d'émission d'énergie sur le tissu cible (continu ou pulsé, contact direct ou pas de contact avec le tissu).

Le succès d'un traitement endodontique est obtenu par une instrumentation biomécanique des canaux et dépend principalement de l'élimination des microorganismes de l'endodonte. Cependant, des études ont démontré que la complète élimination des microorganismes des canaux est virtuellement impossible (Bystrom et Sundquist 1981 ; Sjogren et coll., 1990) et une boue dentinaire se forme et recouvre les parois du canal (McComb et Smith 1975 ; Moodnik et coll., 1976 ; Mader et coll., 1984).

The Er:YAG laser is the most efficient for drilling and cutting enamel and dentin since its energy is well absorbed by water as well as by hydroxyapatite. Argon lasers are more effective on pigmented or highly vascular tissues while Nd:YAG laser photons are transmitted through tissues by water and interact well with dark pigmented tissue.

The Excimer lasers generate light in the ultraviolet range of the electromagnetic spectrum and function by breaking molecular bonds and reducing the tissue to its atomic constituents, before their energy is dissipated as heat.

Different types of lasers may have various effects on the same tissue, and the same laser can have varying effects on diverse tissue.

Unlike the CO<sub>2</sub> laser and the Er:YAG laser, the Nd:YAG, argon and excimer lasers beams can be delivered through fiber optic allowing greater accessibility to different areas and structures in the oral cavity (Goodies et al., 2002). The extent of the interaction of laser energy with a tissue is generally determined by two dependent variables : the specific wavelength of the laser emission, and the optical characteristics of the particular target tissue (Dederich 1991). These variables dictate absorption (ie, the ability to effect tissue changes, generation of heat, etc) and are important for pulp protection (Arcoria and Miserendino, 1995).

The clinician controls four parameters when operating the laser :

- (1) the level of applied power (power density) ;
- (2) the total energy delivered over a given surface area (energy density) ;
- (3) the rate and duration of the exposure (pulse repetition) ;
- (4) the mode of energy delivery to the target tissue (ie. continuous versus pulsed energy and direct contact or no contact with the target tissue).

Successful endodontic therapy, which depends mainly on the elimination of microorganisms from the root canal system, is accomplished by biomechanical instrumentation of the root canal. However, studies have shown that the complete removal of microorganisms from the root canal system is virtually impossible (Bystrom and Sundquist 1981; Sjogren et al., 1990) and a smear layer covering the instrumented walls of the root canal is formed (McComb and Smith 1975; Moodnik et al., 1976; Mader et al., 1984).



Une étude récente a montré que plus de 35% de la surface du canal reste inchangée malgré une instrumentation du canal, utilisant 4 techniques de préparation Ni-Ti (Peters et coll., 2001). Le boue dentinaire est composée d'une couche superficielle, ayant une épaisseur d'environ 1-2  $\mu$  à la surface de la paroi du canal, et d'une couche profonde tassée à l'intérieur des tubuli dentinaires jusqu'à 40  $\mu$  de profondeur (Mader et coll., 1984). Elle contient des substances organiques et inorganiques comprenant des microorganismes et des débris nécrotiques (Torabinejad 2002). La boue dentinaire peut être infectée et peut protéger les bactéries présentes à l'intérieur des *tubuli* dentinaires en empêchant une application efficace d'agents désinfectants intracanaux (Haapasalo et Orstavik, 1986). Pashley (1984) a déclaré qu'une boue dentinaire contenant des bactéries ou des substances bactériennes peut être un réservoir de substances irritantes. Ainsi, la suppression totale de cette boue serait consistante avec l'élimination de substances irritantes du système canalaire (Drake et coll., 1994).

Pour les lasers, comme le Nd:YAG, l'argon et la diode, l'énergie peut être transmise à l'intérieur du canal par des fibres optiques fines. Ainsi, l'effet potentiel bactéricide des irradiations laser peut être utilisé effectivement afin de nettoyer complètement le système canalaire suite à une instrumentation biomécanique.

En effet, l'utilisation d'irradiations de Nd:YAG laser (Gutknecht et coll., 1996), du laser argon (Moshonov et coll., 1995) et laser diode (Moritz et coll., 1997) dans les canaux diminue le nombre de microorganismes présents. Cependant, deux inconvénients majeurs liés à l'émission directe d'énergie des fibres optiques ne peuvent pas être écartés.

La suppression de la boue dentinaire, des débris et des microorganismes est limitée, puisque les radiations laser sont émises directement le long des canaux et pas nécessairement d'une façon latérale vers les parois du canal, rendant une irradiation efficace des canaux virtuellement impossible (Kimura et coll., 2000).

Le second désavantage est la tolérance discutable de la procédure. L'émission directe d'irradiations laser de la fibre optique autour du *foramen* apical peut entraîner une émission des radiations au delà de celui-ci. Cela peut entraîner un effet indésirable au niveau du parodonte apical et présente un danger autour de zones telles que le trou mentonnier pour le nerf mandibulaire.

A recent study showed that more than 35% of the canals' surface area remained unchanged following instrumentation of the root canal, using 4 Ni-Ti preparation techniques (Peters et al., 2001). The smear layer consists of a superficial layer, approximately 1-2 $\mu$  thick, on the surface of the root canal wall and a deeper layer packed into the dentinal tubules to a depth of up to 40 $\mu$  (Mader et al., 1984). It contains inorganic and organic substances that include microorganisms and necrotic debris (Torabinejad 2002). In addition to the possibility that the smear layer itself may be infected, it can protect the bacteria already present in the dentinal tubules by preventing the successful application of intra-canal disinfection agents (Haapasalo and Orstavik, 1986). Pashley (1984) claimed that a smear layer containing bacteria or bacterial products could provide a reservoir of irritants. Thus, complete removal of the smear layer would be consistent with the elimination of irritants from the root canal system (Drake et al, 1994).

In laser systems such as Nd:YAG, argon and diode the energy can be transmitted into the root canal by a thin optical fiber. Thus, the potential bactericidal effect of laser irradiation can be effectively utilized to completely cleanse the root canal system following biomechanical instrumentation.

Indeed, Nd:YAG laser (Gutknecht et al., 1996), argon laser (Moshonov et al., 1995) and diode laser (Moritz et al., 1997) irradiation in root canals reduced the number of microorganisms present. However, two main disadvantages related to the straight-ahead emission of the laser energy at the tip of the fiber optic cannot be overlooked.

The removal of smear layer, debris and microorganisms is limited, since the laser irradiation is emitted straight ahead along the root canal and not necessarily laterally to the root canal walls, making it virtually impossible to irradiate effectively the root canal walls (Kimura et al., 2000).

The second disadvantage is the doubtful safety of such a procedure. Straight-ahead emission of the laser irradiation from the tip of the fiber optic in the vicinity of the apical foramen of a tooth may result in transmission of the irradiation beyond the apical foramen. This, in turn, may cause an undesirable effect in the supporting tissues of the tooth and can be hazardous in teeth with close proximity to structures like the mental foramen or the mandibular nerve.

Il est apparu nécessaire d'améliorer l'embout endodontique afin d'optimiser l'utilisation de l'énergie transmise par les lasers au niveau des systèmes canaux. Un nouvel embout endodontique a été développé par le Département Endodontique à l'Université Hébraïque- Faculté de Médecine dentaire à Hadassah. Cet embout a pour objectif d'irradier toute la surface de la paroi canalaire et d'assurer une procédure bien tolérée.

Le laser Er:YAG est devenu très populaire parmi les cliniciens depuis l'obtention d'un avis favorable de la FDA pour son utilisation sur des tissus durs dentaires (Cozean et coll., 1997). Comme le faisceau du laser est transmis par un tube creux, il est envisageable de développer un embout endodontique, permettant une émission latérale des radiations plutôt qu'une émission directe, par une seule ouverture localisée à son extrémité distale.

Les caractéristiques uniques du laser Er:YAG ainsi que les données et l'expérience accumulées dans plusieurs études réalisées par Stabholz et coll. (1992a, 1992b, 1993) sur l'utilisation des lasers en endodontie, ont ouvert la voie au développement d'un nouvel embout endodontique.

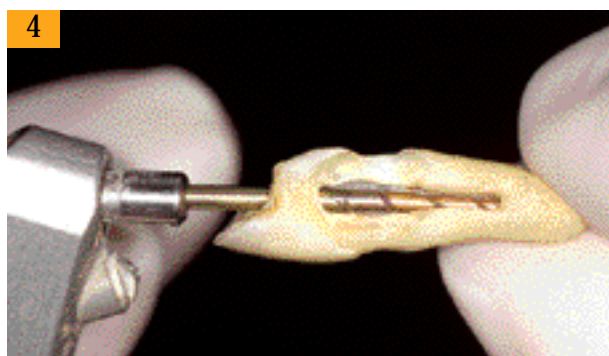
L'embout en spirale, RClase™, à transmission latérale, a été conçu afin de s'adapter à la forme et au volume du canal préparé par une instrumentation rotative utilisant le Ni-Ti. Il émet des radiations latérales, du Er:YAG laser vers les parois du canal à travers une fente spiralée localisée sur l'embout. Le bout distal de l'embout est fermé afin d'empêcher le passage de toute radiation vers et à travers le *foramen* apical (Fig. 4 et Fig. 5).

It became clear that although utilization of laser energy in the root canal system has a great potential it would be necessary to improve the endodontic tip. To irradiate all areas of the root canal walls and at the same time to ensure the safety of such a procedure, a new endodontic tip was developed in the Department of Endodontics at the Hebrew University-Hadassah School of dental Medicine.

Since its approval by the FDA for use on the hard tissues of the tooth, Er:YAG lasers have gained increasing popularity among clinicians (Cozean et al., 1997). As the beam of the Er:YAG laser is delivered through a hollow tube, it is possible to develop an endodontic tip, allowing lateral emission of irradiation (side - firing) rather than straight ahead emission through a single opening at its distal end.

The unique features the Er:YAG laser, together with the data and experience gained from previous studies by Stabholz et al. (1992a, 1992b, 1993) on the use of lasers in endodontics, paved the way for the development of the new endodontic laser tip.

The RClase™ side-firing spiral tip was designed to fit the shape and volume of a root canal that was prepared by Ni-Ti rotary instrumentation. It emits the Er:YAG laser irradiation laterally to the walls of the root canal through a spiral slit located all along the tip. The tip is sealed at its far end preventing the passage of irradiation towards and through the apical foramen of the tooth (Fig. 4 and Fig. 5).



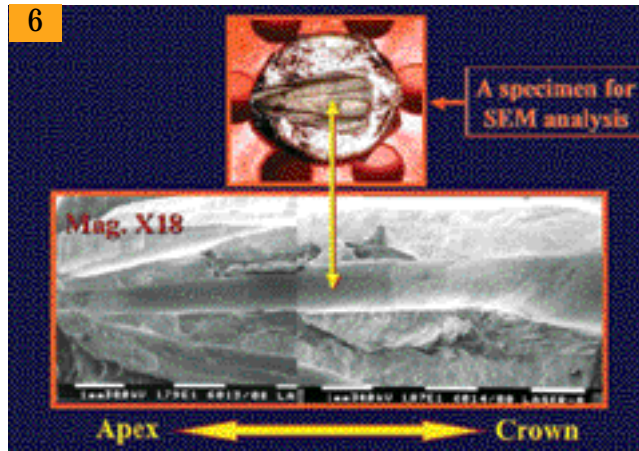
**Fig. 4 :** Le prototype de l'embout RClase™ apparaît dans le canal d'une canine maxillaire extraite où la paroi de la racine a été enlevée pour une meilleure visualisation de l'embout.

*The prototype of the RClase™ Side Firing Spiral Tip is shown in the root canal of an extracted maxillary canine in which the side wall of the root was removed to enable visualization of the tip.*



**Fig. 5 :** L'embout spirale RClase™ à émission latérale.

*The RClase™ Side Firing Spiral Tip.*



**Fig. 6 :** Racine palatine d'une molaire maxillaire, coupée en longueur, recouverte d'or et préparée pour une évaluation par microscope électronique à balayage. La flèche verticale indique le canal comme le montre les photographies par MEB.

*Longitudinally split palatal root of a maxillary molar, sputter coated by gold and ready for a scanning electron microscope evaluation. The vertical arrow indicates the root canal as shown on the SEM photograph.*

Dans une étude pilote récente réalisée dans le Département d'Endodontie de l'Université Hébraïque-faculté de Médecine Dentaire à Hadassah, 20 molaires mandibulaires et maxillaires récemment extraites étaient instrumentées avec des limes NiTi (ProTaper™). Les chambres pulpaires et les canaux de 10 molaires réparties au hasard étaient remplies d'EDTA à 17% (groupe expérimental). Chaque canal était irradié par un laser Er:YAG (Opus 20, Lumenis –Opus Dent, Israël), avec des pulsions de 500mj à la fréquence de 12 Hz pour 4 cycles de 15 secondes chacun avec l'embout spiralé RCLase™ était utilisé dans ce cas. Les racines traitées par laser étaient sectionnées, fendues selon leur axe longitudinal et examinées au microscope électronique à balayage (MEB) (Fig.6). Les 10 molaires non traitées par laser servaient de témoins et étaient préparées pour l'évaluation au MEB.

L'évaluation des images par MEB des racines traitées par laser a démontré une surface propre, sans débris ni boue dentinaire. Les *tubuli* dentinaires étaient ouverts et bien visibles (Fig.7A, B et C). En contraste, les images des racines non traitées par laser ont révélé la présence d'une boue et de débris sur toutes les surfaces de la paroi du canal, recouvrant complètement les orifices des *tubuli* dentinaires (Fig 8A et B).

L'utilisation d'une échelle de mesure afin de quantifier l'étendue de la boue dentinaire ou le nombre de tubuli dentinaires exposés a été inutile face à la preuve apportée par les photographies du MEB.

Nos résultats montrent qu'un nettoyage efficace du système radiculaire peut être obtenu par l'utilisation du laser Er:YAG avec un embout spirale RCLase™ à émission latérale, suivant une préparation biomécanique du canal par les limes Ni-Ti (ProTaper™) (Fig 9A à H).

In a recent pilot study performed in the Department of Endodontics at the Hebrew University-Hadassah School of Dental Medicine, the distal and palatal root canals of 20 human freshly extracted mandibular and maxillary molars were instrumented using Ni-Ti (ProTaper™) files to size F3. The pulp chamber and root canals of 10 randomly selected molars from the prepared teeth were filled with 17% EDTA (experimental group). Each root canal was irradiated with Er:YAG laser (Opus 20, Lumenis - Opus Dent, Israel), using 500 mj per pulse at frequency of 12 Hz for 4 cycles of 15 seconds each. The RCLase™ Side-firing Spiral Tip was used for this purpose. The lased roots were removed, split longitudinally and examined under a scanning electron microscope (SEM) (Fig. 6). The 10 non-lased molars served as the control and their distal and palatal roots were similarly prepared for SEM evaluation.

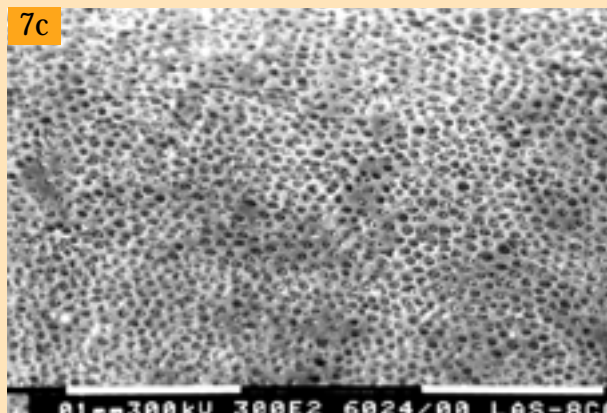
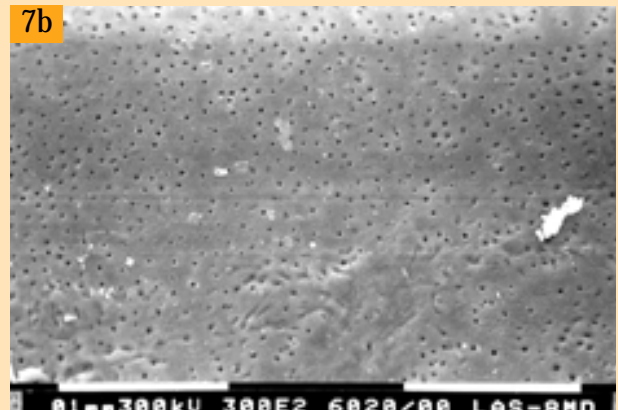
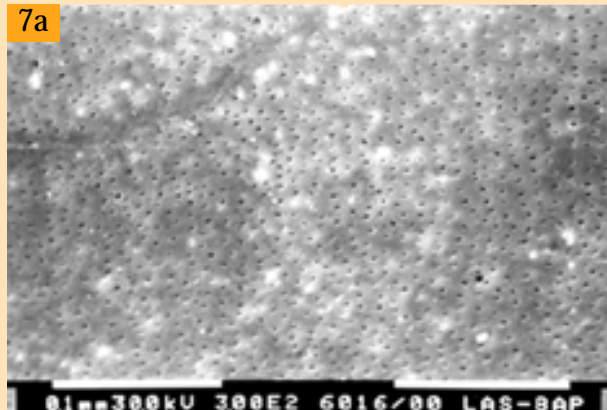
Upon examining the scanning electron micrographs of the lased root canal walls, we found clean surfaces, free of smear layer and debris. Open dentinal tubules were clearly seen (Fig. 7 A,B and C). In contrast, the SEM micrographs of the non-lased root canals revealed the presence of smear layer and debris all over the surfaces of the root canal walls, completely covering the orifices of the dentinal tubules (Fig. 8 A and B).

The use of a measuring scale to quantify the extent of smear layer coverage or the number of exposed dentinal tubules was found to be insignificant in light of the convincing SEM micrographs.

Based on our results, it appears that efficient cleansing of the root canal system can be achieved by use of Er:YAG laser irradiation with a RCLase™ Side-firing Spiral Tip, following bio-mechanical preparation of the root canal with Ni-Ti (ProTaper™) files (Fig. 9 A to H).

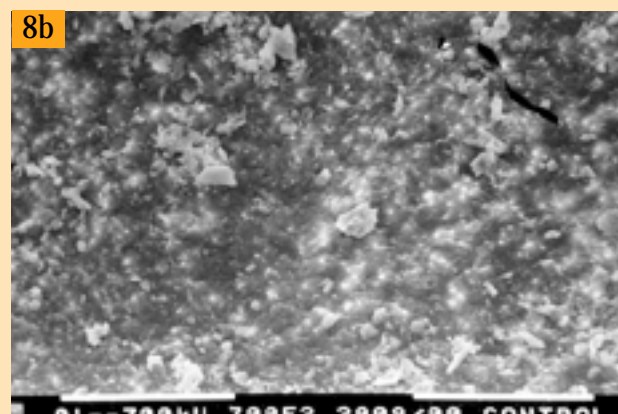
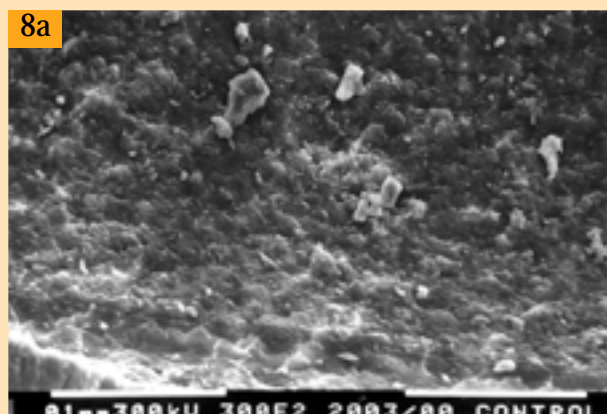






**Fig. 7 :** Photographies par MEB d'une paroi d'un canal radiculaire irradié par laser sur ses parties apicales, centrales et coronaires respectivement montrent une surface propre des parois du canal, sans boue dentinaire ni débris, avec des *tubuli* canalaires ouverts ( agrandissement X300).

*Scanning electron microscope photographs of a lased wall of a root canal at its apical, middle and coronal parts respectively demonstrate very clean surfaces of the root canal walls, free of smear layer and debris and clean open dentinal tubules (magnification X 300).*



**Fig. 8 :** Photographies par MEB d'une paroi d'un canal radiculaire non irradié par laser sur ses parties apicales et centrales respectivement montrent une surface des parois du canal recouverte de la boue dentinaire et des débris. Les *tubuli* canalaires ne sont pas visibles ( agrandissement X300).

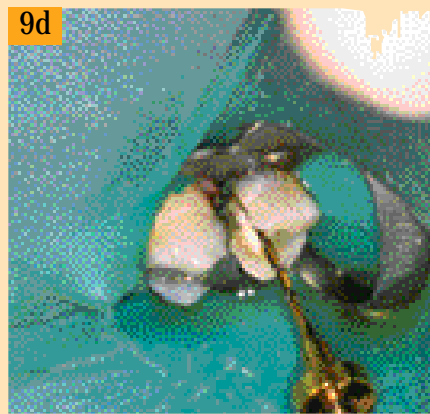
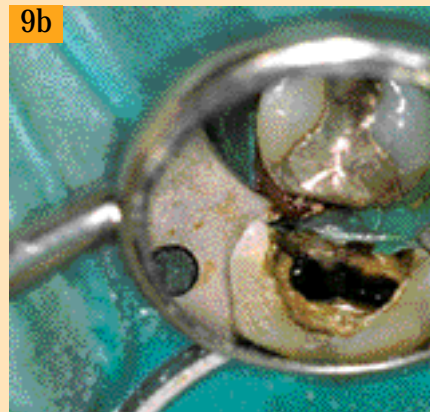
*Scanning electron microscope photographs of a non lased wall of a root canal at its apical and middle parts respectively demonstrate unclean surfaces of the root canal walls with smear layer and debris. The dentinal tubules can not be seen (magnification X 300).*





**Fig. 9 :** (A) Photographie pré-opératoire d'une prémolaire maxillaire gauche atteinte d'une parodontite apicale. Une zone périapicale radioclaire est bien visible ; une reprise de traitement canalair est indiquée. Suivant l'accès à l'entrée canalair, l'ancien matériau de comblement est enlevé ; l'image occlusale montre des canaux très souillés. (B) Photographie mesurant la longueur. (C) Présence de deux canaux séparés. Le laser Er:YAG est utilisé pour irradier et nettoyer le canal radicaire – l'embout RCLase™ est introduit dans le canal suivant une préparation biomécanique complétée par des limes Ni-Ti (ProTaper™), (D-E) (sur la photographie). (F-G) Radiographies montrant les deux canaux comblés par la gutta-percha. (H) Un cliché post-opératoire à 6 mois montre une bonne évolution.

(A) Preoperative radiograph of a second left maxillary premolar with chronic apical periodontitis. A periapical radiolucent area can be clearly seen; a root canal retreatment is indicated. Following access opening, the old root canal filling material was removed; the occlusal view shows very unclean root canals. (B) A length measurement radiograph, (C) demonstrates the presence of two separate root canals. Using Er:YAG laser irradiation for cleaning of the root canal system - the RCLase™ Side-firing Spiral Tip is introduced to the root canal after biomechanical preparation of the root canal with Ni-Ti (ProTaper™) files was completed, (D-E) (as seen on a radiograph). (F-G) Radiographs showing both root canals filled with gutta-percha. (H) A Six-month postoperative radiograph shows good repair.





Traduction : Zeina ANTOUN

**Demande de tirés-à-part :**

**Professor Adam STABHOLZ - Department of Endodontics - The Hebrew University-Hadassah School of Dental Medicine - P.O.B 12272 - Jerusalem 91120 - ISRAEL.**

bibliographie

ARCORIAN J., MISERENDINO L.J.

In Lasers in Dentistry, editors: Miserendino LJ and Pick RM, Laser effects on the dental pulp- chap 5, *Quintess Pub Co*, 1995.

BYSTROM A., SUNDQUIST G.

Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J dent Res* 1981;**89**:321-328.

COLUZZI D.J. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin N Amer* 2000;**44**:753-765.

COZEAN C., ARCORIA C.J., PELAGALLI J., POWELL G.L.

Dentistry for the 21st century ? Erbium : YAG laser for teeth. *J Amer dent Ass* 1997;**128**:1080-1087.

DEDERICH D.N.

Laser tissue interaction : *Alpha Omegan* 1991;**84**:33-36.

DRAKE D.R., WIEMANN A.H., RIVERA E.M., WALTON R.E.

Bacterial retention in canal walls in vitro : effect of smear layer. *J Endod* 1994;**20**:78-82.

GOODIES H.E., PASHLEY D., STABHOLZ A

In Seltzer's and Bender's Dental Pulp, editors : Hargreaves KM and Goodies HE, Pulpal effects of thermal and mechanical irritants - chap 16, *Quintess Pub Co*, 2002.

GUTKNECHT N., KAISER F., HASSAN A., LAMPER F. Long- term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd : YAG laser. *J Clin Laser MedSurg* 1996;**14**:7-11.

HAAPASALO M., ORSTAVIK D.

In vitro infection and disinfection of dentinal tubules. *J dent Res* 1986;**66**:1375-1379.

HARRIS D.M., PICK R.M.

In Lasers in Dentistry, editors : Miserendino LJ and Pick RM, Laser physics- chap 2, *Quintess Pub Co*, 1995.

KIMURA Y., WILDER-SMITH P., MATSUMOTO K.

Lasers in endodontics : a review. *Int Endod J* 2000;**33**:173-185.

MADER C.L., BAUMGARTNER J.C., PETERS D.D.

Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endod* 1984;**10**:477-483.

MCCOMB D., SMITH D.C.

A preliminary scanning electron microscope study of root canals after endodontic procedures. *J Endod* 1975;**1**:238-242.

MISERENDINO L.J., LEVY G., MISERENDINO C.A.

In Lasers in Dentistry, editors : Miserendino LJ and Pick RM, Laser interaction with biologic tissues - chap 3, *Quintess Pub Co*, 1995.





bibliographie

MOODNIK R.M., DORN S.O., FELDMAN M.J., LEVEY M., BORDEN B.G.

Efficacy of biomechanical instrumentation : a scanning electron microscopy study. *J Endod* 1976;**2**:261-266.

MORITZ A., GUTKNECHT N., GOHARKHAY K., SCOOPU., WERNISCH J., SPERR W.

In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser : results of microbiologic, infrared spectrometric and stain penetration examination. *Quint Inter* 1997;**28**:205-209.

MOSHONOV J., SION A., KASIRER J., ROTSTEIN I., STABHOLZA.

Efficacy of Argon laser irradiation in removing intracanal debris. *Oral Surg* 1995;**79**:221-225.

NELSON S.J., BERNS M.W. Basic laser physics and tissue interactions. *Contemporary Dermato* 1988;**2**:1-15.

PASHLEYD.H.

Smear layer : physiological considerations. *Oper dent suppl* 1984;**3**:13-29.

PETERS O.A., SCHONENBERGER K., LAIB A.

Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001;**34**:221-230.

SJOGREN U., HAGGLUND B., SUNDQUISTG., WING K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 1990;**16**:498-504.

STABHOLZ A., KHAYAT A., RAVANSHAD S.H., McCARTHYD.W., NEEVJ., TORABINEJAD M.

Effects of Nd : YAG laser on apical seal of teeth after apicectomy and retrofill. *J Endod* 1992;**18**:371-375.

STABHOLZ A., KHAYAT A., WEEKS D.A., NEEV J., TORABINEJAD M.

Scanning electron microscopic study of the apical dentin surfaces lased with Nd : YAG laser following apicectomy and retrofill. *Int Endod J* 1992;**25**:288-291.

STABHOLZ A., NEEVJ., LIAW L-HL, STABHOLZA.Y., KHAYAT A., TORABINEJAD M.

Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308- nm excimer laser. *J Endod* 1993;**19**:267-271.

SULEWSKI J.G. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin N Amer* 2000;**44**:717-752.

TORABINEJAD M, HANDYSIDES R, KHADEMI A.A., BAKLAND L.K.

Clinical implications of the smear layer in endodontics : a review. *Oral Surg* 2002;**94**:658-666.