

Adam Stabholz, D.M.D.
Joshua Moshonov, D.M.D.
Ilan Rotstein, C.D.

Department of Endodontics
The Hebrew University
Hadassah Faculty of Dental Medicine
Jerusalem, Israel

Correspondence: Dr. Adam Stabholz
Department of Endodontics
Faculty of Dental Medicine
P.O. Box 1172 - Jerusalem 91010, Israel

Lasers in endodontic therapy-applications on the tooth hard tissues and periapex

Laser technology has been developed rapidly in the last decade. New lasers with a wide range of characteristics are available now which are being used in various branches of dentistry. The application of these new technologies in endodontics has always been challenging. Today more experience and knowledge in applying lasers in endodontics is available. In the present article, the recently available data related to the application of laser energy on the tooth hard tissues and periapex as well as the authors' personal experiences in using various laser systems in dentistry are described and discussed.

The word LASER is an acronym derived from Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation. This describes the physical process that occurs within the laser device (1). 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.

In 1960 the first laser was fired. Maiman (2) stimulated light emission by using a ruby rod with silvered ends inserted into the coil of a photographic flashlamp. The laser beam is composed of packets of energy known as photons. Photons are produced by a light bulb or by other light sources. It is the monochromatic, parallel, intense nature of the laser light beam that makes it different from conventional light sources.

Lasers are distinguished by the type of medium which produces their beam. This medium which can be a solid, liquid or gas will determine the name of the laser. Different types of lasers such as argon, carbon dioxide, neodymium: yttrium - aluminum - garnet and excimer produce light of a specific wavelength. The argon laser emits a visible beam of either 488 nanometers or 514 nanometers wavelength.

The CO₂ and the Nd: YAG lasers emit invisible beam in the infrared range (10.6 microns and 1.06 microns respectively). The excimer lasers emit invisible ultraviolet beams at various predetermined wavelengths (ArF 193nm, KrF 248nm and XeCl

308nm).

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 (3). The beam may have a combination of absorption transmission and reflection. Black absorbs all visible light, white reflects all visible light and red absorbs the blue-green argon laser light. The CO₂ laser is most effective on tissues with high water content and is highly absorbed by all biological hard and soft tissues. Argon lasers are more effective on pigmented or highly vascular tissues and Nd:YAG laser is transmitted by water and interacts well with dark tissues. The excimer lasers generate ultraviolet photons that are able to break apart molecular bonds reducing the tissue to its atomic constituents, before their energy is dissipated as heat. It is important to realize that the different types of lasers may have different effects on the same tissue, and the same laser will have varying effects on different types of tissue. Unlike the CO₂ laser, the Nd:YAG, argon and excimer laser beams can be delivered through an optical fiber which allows a better accessibility to different areas and structures in the oral cavity. In endodontics, an important location as such is the root canal system.

Reports on the application of lasers in endodontic therapy which appeared in the last two decades can be divided into two main parts:

1 - Effect of laser irradiation on the hard tissues of the tooth, mainly the dentin, and their relation to endodontics.

2 - The use of laser irradiation in cleaning and shaping of the root canal system.

In 1963 Stern and Sognnaes (4) investigated the effects of a ruby laser on enamel and dentin using a laser pulse of 1 millisecond, an output energy of between 2 and 20 joules, and a spot size of about 1 mm. Such treatment caused vaporization of the enamel and crater formation which showed a glass-like fusion of the enamel at its edges. Additionally, laser irradiation appeared to decrease permeability of enamel to acidic oral fluids, which play a key role in incipient caries formation (4).

Kinnersly et al. (5) produced enamel craters

by using high energy densities of the ruby laser. They found that stained dark decayed areas vaporized easier than lighter colored, noncarious areas. Gordon (6) found a direct correlation between the cratering effect which occurred on the tooth surface and the energy density of the ruby laser. In addition, decayed areas of the tooth, presented more significant craters in comparison to non carious tooth structures when exposed to equal energy densities.

Goldman et al. (7) were the first to report of a laser application to a vital tooth in man. The crown of a maxillary second molar of a volunteer was subjected to two impacts of 17 J emitted by a pulsed ruby laser, lasting for 1 millisecond each. The patient reported no pain during the treatment. One hour later, the tooth was extracted and submitted to microscopic analysis which showed minimal damage to the crown.

Taylor et al. (8) applied ruby laser to hamsters teeth at 35 or 55 joules of energy for 3 milliseconds using a spot size of approximately 0.5 mm. Histologic examination disclosed degenerative changes in the pulps of all the teeth. Complete necrosis was observed after 3 days in specimens that received 55 joules. At 7 days the pulps that received 35 joules of energy showed some signs of healing whereas the pulps that received higher energy output showed almost no healing.

Stern et al. (9) studied the effects of the ruby laser on chimpanzees' pulpal tissue. The teeth were exposed to a defocused pulsed beam of 5 mm diameter spot size. Three days after irradiation only minimal pulpal changes were noted. They concluded that pulpal changes which occurred after exposure to laser irradiation at energy density of 60 to 250 J/cm² were reversible. It would require considerably greater energy to cause irreversible pulpal changes.

Adrian et al. (10) attempted to determine the minimal ruby laser energy that produced the first signs of pulpal response by using dogs incisors. They concluded that the energy dosages necessary for hard tissue removal caused severe pulpal necrosis and thus were not suitable for the purpose of cavity preparation.

Lobene et al. (11) were the first to use the CO₂ laser in dentistry. They showed that

Adam Stabholz, D.M.D.
Joshua Moshonov, D.M.D.
Ilan Rotstein, C.D.
Autori invitati

Reparto di Endodonzia, the Hebrew University
Hadassah Faculty of Dental Medicine
Gerusalemme, Israele

Corrispondenza: Dr. Adam Stabholz
Department of Endodontics
Faculty of Dental Medicine
P. O. Box 1172 Jerusalem 91010, Israele

Lavoro originale

L'uso dei laser in Endodonzia: l'utilizzo sui tessuti dentali duri e sul periapice

La tecnologia del laser si è sviluppata rapidamente nell'ultima decade. Oggi sono disponibili nuovi laser con varie caratteristiche che vengono utilizzati in varie branche della stomatologia. L'applicazione di queste nuove tecnologie nell'Endodonzia ha presentato sempre dei problemi. Oggi esiste più esperienza nel campo e più conoscenza sull'uso dei laser in Endodonzia. In questo articolo gli autori descrivono e discutono i recenti sviluppi riguardanti l'uso dell'energia laser sui tessuti dentali duri e sul periapice e riportano le loro esperienze personali sull'uso dei vari sistemi laser applicati in campo odontoiatrico.

La parola LASER è un acronimo che deriva da "Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation".

Questo descrive il processo fisico che avviene all'interno dell'apparecchio laser (1). Nel 1917 Albert Einstein scrisse: "un certo tipo di luce mai visto prima potrebbe essere creato in condizioni ottimali. Tale luce avrebbe un colore unico, non si diffonderebbe come una luce normale e sarebbe molto intensa". Questo tipo di luce più tardi fu chiamato "laser".

Nel 1960 è stato sperimentato il primo laser. Maiman (2) ha stimolato l'emissione di luce utilizzando una sbarretta di rubino con le estremità argentate inserita nella serpentina di un flash di una macchina fotografica. Il raggio laser è composto di unità di energia conosciute come fotoni. I fotoni vengono prodotti da una lampadina o da altre fonti di luce. Quello che rende il laser diverso dalle fonti convenzionali di luce è la natura monocromatica, parallela e intensa del raggio di luce laser.

I laser sono riconoscibili dal tipo di medium che produce il raggio. Questo medium, che può essere un solido, un liquido o un gas, determina il nome del laser. Diversi tipi come il laser ad argon, a diossido di carbonio CO₂, a neodimio: ittrio-alluminio-granato (Nd:YAG), il laser ad eccimeri, producono luce di una specifica lunghezza d'onda. Il laser all'argon emette un raggio visibile con una lunghezza d'onda di 488 nanometri o di 514 nanometri. I laser a CO₂ ed il Nd: YAG laser emettono raggi invisibili della gamma infrarossa (10.6 micron e 1.06 micron rispettivamente). Il laser ad eccimeri emet-

te un raggio ultravioletto invisibile a varie lunghezze d'onda predeterminate (Argon fluoro 193nm, Krypton Fluoro 248 nm, e Xenon Cloro 308 nm).

Un solo laser non può eseguire tutte le funzioni richieste in quanto il raggio viene assorbito o riflesso a seconda della sua lunghezza d'onda e del colore dell'oggetto colpito (3). Il raggio può avere una combinazione di trasmissione d'assorbimento e di riflessione. Il nero assorbe tutta la luce visibile, il bianco la riflette tutta, ed il rosso assorbe l'azzurro/verde del laser ad argon. Il laser a CO₂ è più efficace sui tessuti ad alto contenuto d'acqua e viene fortemente assorbito da tutti i tessuti biologici duri e molli. I laser ad argon sono più efficaci sui tessuti pigmentati o altamente vascolari e il laser Nd: YAG viene trasmesso dall'acqua e agisce bene con i tessuti scuri. I laser ad eccimeri generano fotoni ultravioletti che sono in grado di rompere i legami molecolari e ridurre il tessuto ai suoi componenti atomici (ablazione fotochimica) prima che la loro energia venga dissipata sotto forma di calore. È importante rendersi conto che i diversi tipi di laser possono aver diversi effetti sullo stesso tessuto, e che lo stesso laser può aver effetti varianti su diversi tipi di tessuto. Al contrario del laser a CO₂, i raggi del laser Nd:YAG (a Neodimio: ittrio, alluminio, granato), i laser ad argon e ad eccimeri possono essere distribuiti attraverso le fibre ottiche che permettono una migliore accessibilità a diverse zone e strutture della cavità orale. In campo endodontico un importante esempio è il sistema canale radicolare.

La letteratura riguardante l'uso del laser nella terapia endodontica delle ultime due decadi può essere divisa in due parti distinte: 1 - gli effetti dell'irradiazione laser sui tessuti duri del dente, in particolare la dentina, e la sua relazione con l'Endodonzia.

2 - L'uso dell'irradiazione laser per detergere e sagomare il sistema dei canali radicolari. Nel 1963 Stern e Sognaes (4) hanno studiato gli effetti di un laser rubino sullo smalto e sulla dentina utilizzando una pulsazione laser di 1 millisecondo, una scarica d'energia tra 2 e 20 jouls (J), e un'area di circa 1 mm. Tale trattamento ha causato la vaporizzazione dello smalto e la formazione di un

cratere che mostrava una fusione di tipo vetroso dello smalto intorno ai bordi. Inoltre, l'irradiazione laser sembrava diminuire la permeabilità dello smalto ai fluidi acidi orali che hanno un ruolo chiave nella formazione iniziale della carie (4).

Kinersly et al. (5) hanno creato dei crateri nello smalto usando densità ad alta energia del laser al rubino. Hanno trovato che le zone scure cariate si vaporizzavano più facilmente delle zone non cariate di colore più chiaro. Gordon (6) ha trovato una diretta correlazione tra l'effetto cratere che si verificava sulla superficie del dente e la densità d'energia del laser al rubino. Inoltre, le zone cariate del dente presentavano più crateri significativi a confronto delle strutture dentali non cariate, quando venivano esposte a pari densità d'energia.

Goldman et al. (7), sono stati i primi a parlare dell'applicazione di un laser, su un dente vitale nell'uomo. La corona di un secondo molare mascellare, in un volontario, è stata sottoposta a due "impulsi" di 17J emessi da un laser al rubino ad impulsi della durata di 1 millisecondo ciascuno. Il paziente non ha provato dolore durante il trattamento e dopo un'ora il dente, estratto e analizzato al microscopio, mostrava minimi danni alla corona.

Taylor et al. (8) hanno applicato il laser al rubino ai denti di criceto a 35 o 55 jouls d'energia per 3 millisecondi usando un'area di circa 0,5 mm. Un esame istologico svelava cambiamenti degenerativi nella polpa di tutti i denti. Fu rilevata pure una totale necrosi dopo 3 giorni nei campioni sottoposti ai 55 jouls. Dopo 7 giorni la polpa che aveva ricevuto 35 jouls d'energia mostrava qualche sintomo di guarigione; quella che aveva subito un impulso d'energia più alta mostrava a malapena qualche piccolo sintomo.

Stern et al. (9) hanno studiato gli effetti del laser al rubino sul tessuto pulpare negli scimpanzé. I denti furono esposti ad un raggio ad impulsi sfuocato su un'area di 5mm di diametro. Tre giorni dopo l'irradiazione vennero notati cambiamenti pulpari minimi. La conclusione fu che i cambiamenti pulpari in seguito all'irradiazione laser ad una densità d'energia di 60-250J/cm² erano reversibili. Sarebbe richiesta un'energia notevolmente più elevata per causare danni pulpari

the infrared wavelength produced significantly different thermal effects than the ruby laser. Their initial attempts to fuse pits and fissures as a means of caries prevention were not completely successful, but they did establish energy density parameters that served as the basis of laser pit and fissure sealant work. They also noted that CO₂ irradiation caused small amounts of hydroxypatite to be converted to the more insoluble calcium orthophosphate.

Kantola (12) provided a thorough description of macroscopic, microscopic and x-ray diffraction studies of CO₂ irradiated enamel and dentin. He demonstrated melting and recrystallization of enamel matrix when enamel surfaces were exposed to CO₂ laser. Similar structural changes in the dentin were also observed (13).

Melcer *et al.* (14) studied extensively the efficacy of CO₂ laser irradiation in removing decay as well as its effect on the dental pulp. Cavities were prepared in dogs teeth and the dentinal walls were exposed to a CO₂ laser beam with energy densities varying from 800 to 8000 J/cm². A month later a neodentinal formation with normal underlying area in front of the treated dentinal wall could be observed. Induction of dentinogenesis also occurred in human teeth (15,16).

In 1977 Adrian (17) used different parameters of neodymium (Nd) laser energy to irradiate incisors teeth of rhesus monkeys. Forty-eight hours after the irradiation the pulpal responses were evaluated histologically and compared to the results obtained with a ruby laser. It was found that Nd laser produced less damage to the pulp.

Myers and Myers (18) found that a pulsed Nd:YAG laser on enamel fissures removed debris and stains from incipient carious lesions in pits and fissures.

Yamamoto and Ooya (19) reported that enamel exposed to Nd:YAG laser was more resistant to demineralization *in vitro* than unexposed enamel. Using the Er:YAG laser on extracted teeth, Hibst and Keller (20) recently achieved removal of enamel, dentin and carious lesions. The depth and the diameter of laser-drilled holes were measured as a function of number of pulses and exposure time.

Chemical and physical changes in the tooth hard tissues following laser irradiation or changes in their Calcium/Phosphore were suggested to explain the ability of lasers to increase the resistance of these tissues to demineralization (19,21,22). Therefore, it is of great interest to study the effect and possible applications of lasers on the dentinal walls of the root canal and the tooth apex.

Dederich *et al.* (23) used Nd: YAG laser to irradiate the root canal walls and observed melted, recrystallized, and glazed surfaces. Miserendino (24) applied CO₂ laser to the apices of freshly extracted human teeth and demonstrated recrystallization of apical root dentin and carbonization of organic material. This recrystallized structure was loosely bound to the underlying tooth structure and could be easily removed. However, the lased stump was smooth and suitable for placement of retrograde filling material (24). According to the same author the rationale for laser use in endodontic periapical surgery includes:

- 1 - improved hemostasis and concurrent visualization of the operative field
- 2 - potential sterilization of the contaminated root apex
- 3 - potential reduction in permeability of root surface dentin
- 4 - reduction of postoperative pain
- 5 - reduced risk of contamination of the surgical site through elimination of the use of aerosol-producing air turbine handpieces for apicectomy.

On the other hand, Friedman *et al.* (25) in an *in vivo* study found that the use of CO₂ laser did not improve the success rate of apical surgery in dogs teeth.

Stabholz *et al.* (26) studied the effect of Nd: YAG laser on the permeability of dentin following apicoectomy and retrofill and found that the amount of dye penetration was significantly lower in lased roots than in nonlased roots. Based on these results it was concluded that application of Nd:YAG laser may reduce the permeability of resected roots. When the resected roots were examined under the scanning electron microscope, melting of apical dentin surfaces could be observed. The melted material resembled the appearance of glazed interconnected droplets and resolidification of the melted areas

appeared to be incomplete (27).

The importance of sealing the dentinal tubules for certain clinical procedures is well established. Reducing the number of open tubules or decreasing their diameter is an aim of therapy for sensitive teeth. For that purpose, materials that occlude dentinal tubules or decrease their size have been applied to exposed sensitive areas (28).

Kerns *et al.* (29) however, claim that the attempts to achieve tubular occlusion are relatively short-lived.

In a clinical study on 30 patients it was found that application of Nd:YAG laser irradiation to sensitive teeth could reduce significantly the degree of dentin hypersensitivity and allviate the related symptoms (30). Such treatment could be performed easily and painlessly with a predictable response and considerable patient satisfaction. No other reports evaluating the possible thermal side effects are yet available.

The excimer lasers emit ultraviolet radiation and their high energy photons are capable of directly breaking molecular bonds. The pulses used are very short (15 ns), prohibiting a large accumulation of heat in the irradiated tooth. This ability of the excimer laser radiation to photochemically disrupt molecular bonds, has been shown to result in the formation of gaseous hot plasma of free electrons, ions, and excited atoms and molecules (31,32). Similar processes are taking place during dentin ablation.

Stabholz *et al.* (33,34) investigated the effect of two different excimer lasers, the ArF-193nm and the XeCl-308nm, on exposed dentinal tubules of human extracted teeth under SEM. Slices were cut from extracted human teeth at the CEJ and the cementum layer was removed to expose the dentinal tubules. Each slice was scored by a permanent marker into four equal quadrants. The three experimental quadrants were lased around their circumferences with the beam directed parallel to their dentinal tubules, while the fourth quadrant was not lased and served as control. The effect of the ArF excimer laser irradiation varied according to the fluence used.

Lasing fluences of 0.2, 0.5 and 1.0 J/cm² had no effect. A fluence of 15 J/cm² caused significant removal of peritubular dentin.

irreversibili.

Adrian et al. (10) hanno provato a determinare l'energia minima del laser al rubino che ha prodotto i primi sintomi di risposta pulpale utilizzando incisivi di cane. Hanno stabilito che i dosaggi d'energia necessari per rimuovere il tessuto duro causavano grave necrosi pulpale e quindi non erano adatti alla preparazione della cavità.

Lobene et al. (11) furono i primi ad usare il laser a CO₂ nel campo odontoiatrico. Dimostrarono che la lunghezza d'onda infrarossa produceva effetti termici significativamente diversi dal laser al rubino. I loro primi tentativi di sigillare solchi e fossette per prevenire la carie non hanno avuto molto successo, ma sono riusciti a stabilire dei parametri per la densità d'energia che sono serviti come base per procedure di sigillatura. Inoltre hanno notato che l'irradiazione a CO₂ permetteva la conversione di piccole quantità di idrossi-apatite nel meno solubile ortofosfato di calcio.

Kantola (12) ha fornito una completa descrizione degli studi macroscopici, microscopici e radiografici della diffrazione della CO₂ in smalto irradiato e in dentina irradiata. Ha dimostrato che la matrice dello smalto fonde e ricristallizza quando le superfici dello smalto vengono esposte al laser a CO₂. Analoghi cambiamenti strutturali sono stati osservati nella dentina (13).

Melcer et al. (14) hanno studiato l'efficacia dell'irradiazione del laser a CO₂ nella rimozione delle carie e il suo effetto sulla polpa dentale. Hanno preparato delle cavità nei denti di cane ed esposte le pareti dentinali al raggio laser a CO₂ con densità d'energia che variavano tra 800 e 8000 J/cm². Dopo un mese hanno osservato una formazione neodentinale con un'area normale al di sotto della parete dentinale trattata. L'induzione della dentinogenesi si è verificata anche nei denti umani (15, 16).

Nel 1977 Adrian (17) ha usato diversi parametri di energia del laser a Neodimio per irradiare gli incisivi di scimmie rhesus. Quarantotto ore dopo l'irradiazione sono state valutate istologicamente le risposte pulpari e messe a confronto con i risultati ottenuti con il laser al rubino. Ha constatato inoltre che il laser a Neodimio causava meno danni alla polpa.

Myers e Myers (18) hanno trovato che un laser ad impulsi Nd:YAG applicato a livello dei solchi dello smalto era in grado di rimuovere i detriti e le macchie della carie iniziale.

Yamamoto e Ooya (19) hanno trovato che lo smalto esposto al laser ad Nd:YAG era più resistente alla demineralizzazione *in vitro* dello smalto non esposto.

Usando il laser all'erbio: ittrio-alluminio-granato Er:YAG su denti estratti, Hibst e Keller (20) recentemente sono riusciti a rimuovere lo smalto, la dentina e la carie. La profondità e il diametro delle cavità create con il laser, sono stati calcolati come funzione del numero di impulsi e del tempo di esposizione. I cambiamenti chimici e fisici dei tessuti dentali duri in seguito all'irradiazione laser, nonché i mutamenti del rapporto calcio/fosforo, sono stati interpretati come una possibile spiegazione della capacità del laser di aumentare la resistenza di questi tessuti alla demineralizzazione (19,20,21,22). È quindi di grande interesse lo studio degli effetti e delle possibili applicazioni del laser sulle pareti dentinali del canale radicolare e sull'apice del dente.

Dederich et al. (23) hanno usato il laser Nd:YAG per irradiare le pareti del canale radicolare e hanno notato delle superfici fuse, ricristallizzate e vetrificate.

Miserendino (24) ha applicato il laser a CO₂ a livello apicale su denti umani appena estratti e ha dimostrato la ricristallizzazione della dentina dell'apice radicolare e la carbonizzazione del materiale organico. Questa struttura ricristallizzata era legata non in modo stretto alla struttura dentale sottostante e poteva essere facilmente rimossa. Tuttavia, la radice colpita dal laser era levigata e adatta a ricevere il materiale d'otturazione retrograda (24). Secondo lo stesso autore, i motivi che giustificano l'uso del laser per interventi chirurgici periapicali endodontici sono:

- 1 - una migliorata emostasi e simultanea visualizzazione del campo operativo
- 2 - eventuale sterilizzazione dell'apice radicolare contaminato
- 3 - eventuale riduzione della permeabilità della dentina della superficie radicolare
- 4 - una riduzione del dolore post-operatorio
- 5 - un minor rischio di contaminazione

della zona chirurgica attraverso l'eliminazione dell'uso, per l'apicectomia, di manipoli ad aria che producono aerosol.

Inoltre Friedman et al. (25), in uno studio *in vivo*, hanno trovato che l'uso del laser a CO₂ non migliorava la percentuale di successi della chirurgia apicale in denti di cane.

Stabholz et al. (26) hanno studiato l'effetto del laser a Nd:YAG sulla permeabilità della dentina in seguito ad un'apicectomia con retrograda ed hanno constatato che il grado di penetrazione del colorante era significativamente più basso nelle radici trattate dal laser che in quelle non trattate. Sulla base di questi risultati hanno concluso che l'applicazione del laser a Nd:YAG potrebbe ridurre la permeabilità di radici bisellate. Quando queste radici bisellate venivano esaminate al microscopio elettronico (SEM) si vedeva la fusione della dentina apicale. Il materiale fuso aveva l'aspetto di gocce vetrificate unite fra di loro e la risolidificazione delle zone fuse appariva incompleta (27).

L'importanza di sigillare i tubuli dentinali in alcune procedure chirurgiche è universalmente accettata. Ridurre il numero di tubuli aperti o diminuire il loro diametro è un obiettivo nella terapia della sensibilità dentinale. A tale scopo i materiali che occludono i tubuli dentinali o che riducono le loro dimensioni sono stati applicati ad aree sensibili esposte (28).

Kerns et al. (29), però, ritengono che tali tecniche per otturare i tubuli sono di breve durata.

In uno studio clinico su 30 pazienti, si è visto che l'uso dell'irradiazione del laser a Nd:YAG su denti sensibili poteva ridurre in modo significativo il grado di ipersensibilità della dentina e alleviare i relativi sintomi (30). Tale trattamento può essere eseguito con facilità, senza dolore, con un risultato prevedibile e con notevole soddisfazione del paziente. Attualmente non è disponibile altra letteratura che valuti i possibili effetti collaterali termici.

I laser ad eccimeri emettono una radiazione ultravioletta e i loro fotoni ad alta energia sono in grado di rompere legami molecolari. Gli impulsi impiegati sono brevissimi (15 ns) ed evitano un elevato accumulo di calore nel dente irradiato. È stato dimostrato che la capacità della radiazione del laser ad

Melting and resolidification of the dentinal smear layer was observed when lasing fluence of 5 J/cm^2 was used. The use of the XeCl excimer laser caused a dentin surface modification by melting and resolidification of the hard tissue. Best results were obtained when fluence of 0.7 J/cm^2 was applied for 4 seconds at a pulse repetition rate of 25 Hz (Figures 1-5). It was concluded that the use of 308 nm excimer laser at fluences of 0.7 J/cm^2 can modify the dentin surface and occlude the openings of the dentinal tubules (34). Such dentin surface modification may be clinically advantageous once melting and resolidification of the dentin and closure of the tubules will be permanent and predictable. Moreover, these events occur without any thermal damage to the surrounding tissues. Further studies using lasers to investigate the efficiency of this treatment modality are in progress.

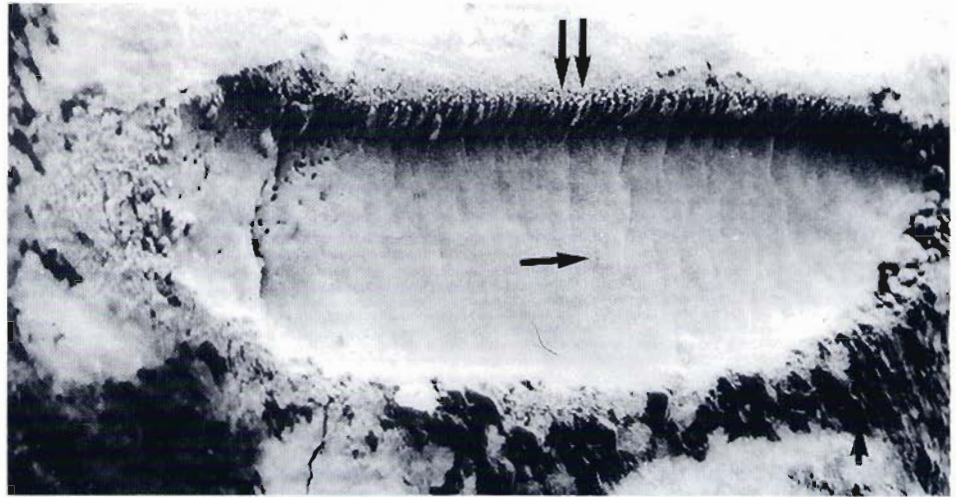


Fig. 1 - Lased dentin showing a crater of $1 \times 0.5 \text{ mm}^2$. Note center of crater (arrow), posterior rim of crater (double arrows) and antero-lateral wall of the crater (arrow head). This specimen was tilted at the antero-lateral direction during laser irradiation. (Original magnification $\times 78$).

Fig. 1 - La dentina in seguito ad un trattamento laser che dimostra un cratere di $1 \times 0,5 \text{ mm}^2$. Osservare il centro del cratere (freccia), il bordo posteriore del cratere (doppia freccia), e la parete anterolaterale del cratere (punta della freccia). Questo campione fu inclinato in direzione anterolaterale durante l'irradiazione col laser. (Ingrandimento originale $\times 78$).



Fig. 2 - Posterior rim of the crater showing unmelted dentin (Original magnification $\times 1000$).
Fig. 2 - Bordo posteriore del cratere che dimostra dentina non fusa. (Ingrandimento originale $\times 1000$).

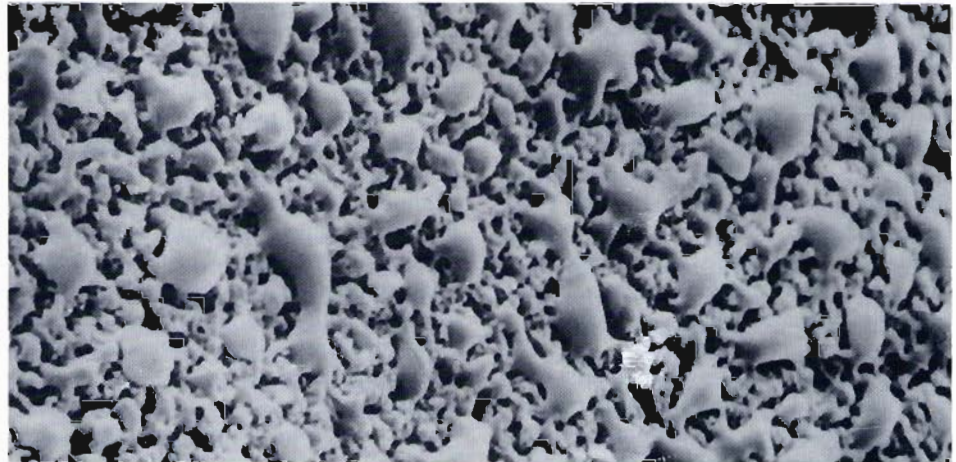


Fig. 4 - Center of the crater showing fine grain appearance of melted material occluding the dentinal tubules. Area was lased at a fluence of 0.7 J/cm^2 (original magnification $\times 5000$).
Fig. 4 - Centro del cratere che mostra l'aspetto a grana fine del materiale fuso che occlude i tubuli dentinali. L'area è stata irradiata con un'energia per impulso di 0.7 J/cm^2 . (Ingrandimento originale $\times 5000$).

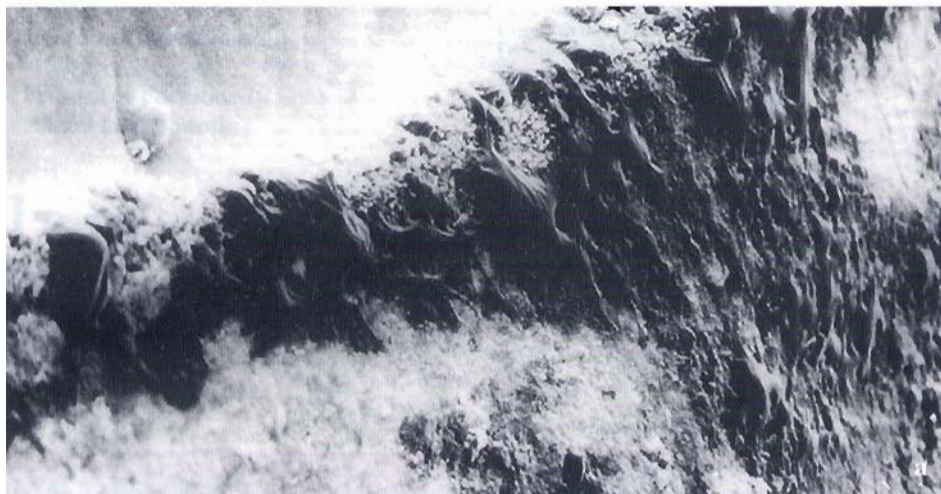


Fig. 3 - Antero-lateral rim of the crater.

a - Melted dentin is observed covering the rim and the outer slopes of the crater (Original magnification x 200).

b - Higher magnification of the same area showing a lava-like appearance of the dentin (Original magnification x 1000).

Fig. 3 - Bordo anterolaterale del cratere.

a - Si può notare dentina fusa che copre il bordo e la parete esterna del cratere. (Ingrandimento originale x 200).

b - Un maggior ingrandimento della medesima area che mostra l'aspetto simile alla "lava" della dentina. (Ingrandimento originale x 1000).

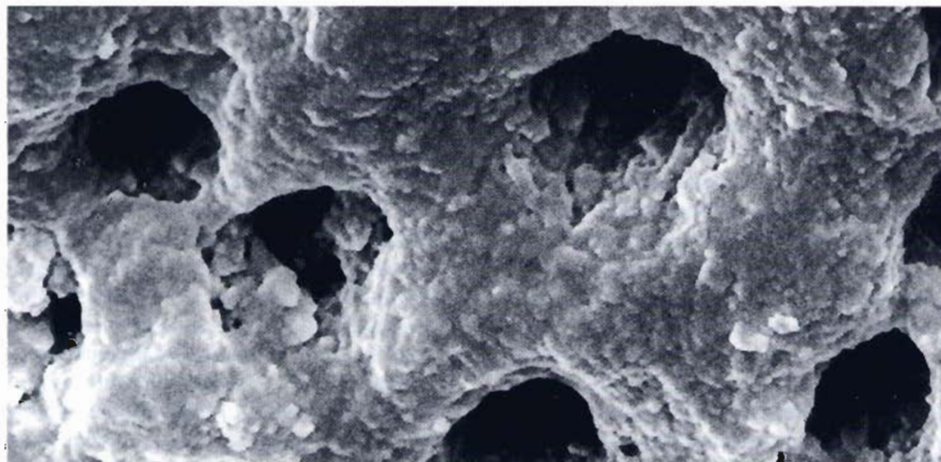


Fig. 5 - Non lasered dentin surface (control) showing exposed dentinal tubules. (Original magnification x 5000).

Fig. 5 - Superficie (di controllo) di dentina non trattata col laser che mostra i tubuli dentinali esposti. (Ingrandimento originale x 5000).

eccimeri di interrompere fotochimicamente i legami molecolari comporta la formazione di un plasma caldo gassoso di ioni liberi, elettroni, e atomi e molecole eccitate (31,32). Simili processi avvengono durante l'asportazione della dentina.

Stabholz et al. (33,34) hanno studiato al SEM l'effetto di due laser ad eccimeri diversi, l'Argon-fluoro 193nm e lo Xenon-cloro 308nm, sui tubuli dentinali esposti in denti umani estratti. Sono state utilizzate sezioni di denti umani estratti, sezionati a livello della giunzione amelo-cementizia e con lo strato di cemento rimosso per esporre i tubuli dentinali. Ciascuna sezione veniva poi segnata con un pennarello indelebile e divisa in quadranti uguali. I tre quadranti sperimentali venivano colpiti dal laser intorno alle loro circonferenze e il raggio veniva diretto parallelamente ai tubuli dentinali, mentre il quarto quadrante non veniva colpito e serviva da controllo. L'effetto dell'irradiazione del laser ad eccimeri ArF variava secondo l'energia usata. Energia di impulso di 0,2, 0,5 e 1,0 J/cm² non aveva nessun effetto. Un'energia di impulso 15J/cm² rimuoveva una notevole quantità di dentina peritubulare. Si è osservata la fusione e la risolidificazione del fango dentinale quando l'energia per impulso usata era di 5J/cm². L'uso dell'eccimero Xenon-cloro causava un'alterazione della superficie della dentina sotto forma di fusione e di risolidificazione del tessuto duro. I migliori risultati si sono ottenuti quando un'energia di impulso di 0,7 J/cm² veniva applicata per 4 secondi ad una velocità di ripetizione di impulsi di 25Hz (Figg. 1-5). Si è concluso che l'uso del laser ad eccimeri 308nm ad energia di impulso di 0,7 J/cm² può modificare la superficie della dentina e occludere i tubuli dentinali (34). Tale modificazione della superficie della dentina può avere dei vantaggi clinici una volta che la fusione e la risolidificazione della dentina e la chiusura dei tubuli siano permanenti e prevedibili. Inoltre, queste alterazioni si verificano senza danni termici ai tessuti circostanti.

Sono in corso ulteriori studi sull'efficacia dei laser in questo tipo di terapia.

Adattamento di Tiziano Testori

Stabholz A. L'uso dei laser in Endodonzia: l'utilizzo sui tessuti dentali duri e sul periapice. *G It Endo* 1993; 1: 6-12

REFERENCES

- 1 - Nelson SJ, Berns MW. Basic laser physics and tissue interactions. *Contemp Dermatol* 1988; 2: 1-15
- 2 - Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960; 187: 493-4
- 3 - Powell LG. Lasers in the limelight: what will the future bring? *J Am Dent Assoc* 1992; 123: 71-3
- 4 - Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964; 43: 873
- 5 - Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM, DeMent J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc* 1965; 70: 593-600
- 6 - Gordon TE. Some effects of laser impacts on extracted teeth. *J Dent Res* 1966; 42: 372-5
- 7 - Goldman L, Gray JA, Goldman J, Meyer R. Effects of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 1965; 70: 601-6
- 8 - Taylor R, Shklar G, Roeber F. The effects of lasers radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 786-95
- 9 - Stern RH, Renger HL, Howell FV. Laser effects on vital dental pulps. *Brit Dent J* 1969; 127: 26-8
- 10 - Adrian JC, Bernier JL, Sprauge WG. Laser and the dental pulp. *J Am Dent Assoc* 1971; 83: 113-7
- 11 - Lobene RR, Bhussary R, Fine S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res* 1968; 47: 311-17
- 12 - Kantola S. Laser induced effects on tooth structure VII. X-ray diffraction study of dentin exposed to carbon dioxide laser. *Acta Odontol Scand* 1973; 31: 311-7
- 13 - Kantola S. Laser induced defects on the tooth structure. V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. *Acta Odontol Scand* 1972; 30: 475-84
- 14 - Melcer J, Chaumette MT, Melcer F et al. Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on the dental pulp of the macaca mulata primate and the beagle dog. *J Endod* 1985; 11: 1-5
- 15 - Melcer J, Chaumette MT, Melcer F et al. Treatment of dental decay by CO₂ laser beam: Preliminary results. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 311-21
- 16 - Melcer J. Latest treatment in dentistry by means of the CO₂ laser beam. *Lasers Surg Med* 1986; 6: 396-8
- 17 - Adrian JC. Pulp effects of neodymium laser, a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1977; 44: 301-5
- 18 - Myers TD, Myers WD. The use of laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 776-9
- 19 - Yamamoto H, Ooya K. Potential of Yttrium-aluminum-garnet laser in caries prevention. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 3: 7-15
- 20 - Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 338-44
- 21 - Nelson DGA, Shariati M, Glena R, Shields CP, Featherstone JDB. Effect of pulsed low energy infrared laser radiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res* 1986; 20: 289-90
- 22 - Borggreven JPM, Van Dijk JWE, Driessens FCM. Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Arch Oral Biol* 1980; 25: 831-2
- 23 - Dederich D, Zakariasen K, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of root canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod* 1984; 10: 428-31
- 24 - Miserendino L. The laser apicoectomy: Endodontic application of the CO₂ laser in apical surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988; 66: 615-9
- 25 - Friedman S, Rotstein I, Mahamid A. *In vivo* efficacy of various retrofills and of CO₂ laser in apical surgery. *Endod Dent Traumatol* 1991; 7: 19-25
- 26 - Stabholz A, Khayat A, Ravanshad S, McCarthy D, Neev J, Torabinejad M. Effects of Nd: YAG laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill. *J Endod* 1992; 18: 371-5
- 27 - Stabholz A, Khayat A, Weeks D, Neev J, Torabinejad M. Scanning electron microscopic study of the apical dentin surfaces lased with Nd: YAG laser following apicoectomy and retrofill. *Int Endod J* 1992 (in press)
- 28 - Addy M, Dowell P. Dentin hypersensitivity. A review II. Clinical and *in vitro* evaluation of treatment agents. *J Clin Periodontol* 1983; 10: 351-63
- 29 - Kerns DG, Scheidt MJ, Pashley DH, Horner AJ, Strong SL, Van Dyke TE. Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity. *J Periodontol* 1991; 62: 421-8
- 30 - Renton-Harper P, Mida M. Nd: YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *Brit Dent J* 1992; 172: 13-6
- 31 - Srinivasan R. Ablation of polymers and biological tissue by ultraviolet. *Science* 1986; 234: 559-65
- 32 - Srinivasan R, Braren B. Ultraviolet laser ablation of organic polymers. *Chem Rev* 1989; 89: 1303-16
- 33 - Stabholz A, Neev J, Liaw L-HL, Stabholz AY, Khayat A, Torabinejad M. The effect of ArF-193nm excimer laser on human dentinal tubules: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992 (in press).
- 34 - Stabholz A, Neev J, Liaw L-HL, Stabholz AY, Khayat A, Torabinejad M. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308nm excimer laser. *J Endod* 1992 (in press).