

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione degli effetti laser
sulle ricostruzioni endodontiche**

Rossella Bedini (a), Sebastiano Pane (a), Pietro Ioppolo (a),
Carlo Altamura (a), Mariangela Majori (a), Perla Filippini (a),
Salvatore Caiazza (b), Giuseppe Formisano (b),
Alessandra Summaria (c)

(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

(b) Laboratorio di Ultrastrutture, Istituto Superiore di Sanità, Roma

(c) Cattedra di Odontoiatria Conservatrice, Università degli Studi "La Sapienza" di Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

03/17

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione degli effetti laser sulle ricostruzioni endodontiche

Rossella Bedini, Sebastiano Pane, Pietro Ioppolo, Carlo Altamura, Mariangela Majori, Perla Filippini, Salvatore Caiazza, Giuseppe Formisano, Alessandra Summaria
2003, iii, 27 p. Rapporti ISTISAN 03/17

In questo lavoro viene studiato, nell'ambito delle ricostruzioni endodontiche, l'effetto della mordenzatura eseguita mediante laser Nd:YAG in confronto con quella eseguita con strumentazione tradizionale e acido ortofosforico. Tramite test meccanici e osservazioni al SEM (*Scanning Electron Microscope*, microscopio elettronico a scansione), viene valutata quale sia la metodica di preparazione più efficace per la ritenzione del restauro endodontico. Per la sperimentazione sono stati utilizzati elementi dentali monoradicolarati, divisi in tre gruppi, preparati endodonticamente e le cui pareti canalari sono state trattate sia con mordenzatura acida, sia con irraggiamento laser e sia con irraggiamento laser più successiva mordenzatura acida. I denti umani così trattati sono stati ricostruiti mediante cementazione passiva di perni in fibra di carbonio. Le prove meccaniche e le analisi al SEM sugli elementi dentali monoradicolarati hanno evidenziato l'equivalenza tra le metodologie di preparazione dei tre gruppi suggerendo importanti prospettive per la diffusione del laser in questo tipo di applicazione, incoraggiando l'abbandono delle metodiche tradizionali più traumatiche per il paziente.

Parole chiave: Laser Nd:YAG, Mordenzatura acida, Prove meccaniche, SEM, Perni endocanalari

Istituto Superiore di Sanità

Evaluation of laser effects on endodontic rebuildings.

Rossella Bedini, Sebastiano Pane, Pietro Ioppolo, Carlo Altamura, Mariangela Majori, Perla Filippini, Salvatore Caiazza, Giuseppe Formisano, Alessandra Summaria
2003, iii, 27 p. Rapporti ISTISAN 03/17 (in Italian)

In this study the effect of Nd:YAG laser treatment of dental root canal is analysed and compared to traditional instrumentation and orthophosphoric acid etching, in post-endodontic rebuildings. Mechanical tests and SEM (Scanning Electron Microscope) observation were made in order to set the best method to obtain a good retention of post-endodontic rebuilding. Single root human extracted teeth were used; they were endodontically treated and divided into three groups, according to canal walls treatment. They were etched by orthophosphoric acid, Nd:YAG laser and orthophosphoric acid with laser. Afterwards samples were rebuilt by carbon fibre posts. Mechanical tests and SEM analysis pointed out comparable effects between the three methods, making a Nd:YAG laser diffusion advisable.

Key words: Nd:YAG laser, Acid etching, Mechanical tests, SEM, Endodontic posts

Per informazioni su questo documento scrivere a: allessor@iss.it

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni.

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro e Sandra Salinetti*
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© 2003 Istituto Superiore di Sanità (Viale Regina Elena, 299 - 00161 Roma)

INDICE

Premessa	iii
1. Laser dentale	1
1.1. Tipi di laser	1
1.2. Applicazioni odontoiatriche	2
1.2.1. Applicazioni sui tessuti molli	2
1.2.2. Applicazioni sui tessuti duri	3
1.2.3. Rischi connessi all'applicazione del laser	4
1.3. Il laser in endodonzia	4
1.3.1. Diagnosi del flusso sanguigno	5
1.3.2. Trattamento dell'ipersensibilità dentinale	5
1.3.3. Incappucciamento e pulpotomia	6
1.3.4. Sterilizzazione dei canali radicolari	6
1.3.5. Apicectomia	6
1.3.6. Alterazioni delle pareti canalari	7
1.3.7. Sagomatura canalare e otturazione	8
1.3.8. Effetti sui tessuti parodontali	8
1.4. Il laser Nd:YAG nella pratica endodontica	8
2. Ricostruzione endodontica	12
2.1. Caratteristiche anatomico-funzionali dei denti trattati endodonticamente	12
2.2. Criteri di scelta nelle ricostruzioni endodontiche	13
2.3. Mezzi ritentivi	14
2.4. La mordenzatura laser	15
3. Analisi sperimentale	17
3.1. Materiali e metodi	17
3.1.1. Preparazione del campione per l'indagine al SEM	18
3.1.2. Preparazione dei campioni per le prove meccaniche	19
3.2. Risultati	21
3.2.1. Osservazioni al SEM	21
3.2.2. Prova di trazione statica	23
3.3. Discussione e conclusioni	23
Bibliografia	25

PREMESSA

Negli ultimi anni, la comunità scientifica odontoiatrica ha rivolto un'elevata attenzione riguardo all'uso del laser nel trattamento dei tessuti molli e duri del cavo orale. Recenti ricerche hanno evidenziato, infatti, l'efficacia del trattamento laser non solo per lo sbiancamento dello smalto, ma anche per pratiche terapeutiche di vario genere. Utilizzato sui tessuti molli favorisce un campo operatorio sterile e assenza di dolore nel paziente il quale non verrebbe pertanto sottoposto ad anestesia. Sui tessuti duri può essere applicato nella rimozione delle zone cariate, nel trattamento dell'ipersensibilità dentale, nella fluorometria Doppler (*Laser Doppler Flowmetry*, LDF) e in sostituzione della mordenzatura acida. Pur presentando alcune limitazioni (rischio di raggiungimento di temperature troppo elevate e dannose per i tessuti, elevato costo della strumentazione) riteniamo particolarmente interessante l'applicazione del laser come mordenzante. I pareri degli autori che si sono occupati di questo problema sono al riguardo contrastanti. Alcuni sostengono che applicando i giusti parametri (frequenza della radiazione, potenza del raggio e durata dell'impulso) sia possibile innescare microesplosioni della superficie dentale realizzando l'apertura dei tubuli dentinali nei quali andrebbe poi a penetrare la resina in entità tale da garantire la microritenzione meccanica dell'adesivo. Tale effetto verrebbe poi accompagnato dalla dissoluzione del fango dentinale che, se ancora presente all'interno dei tubuli, causa sia una minore bagnabilità della superficie dentinale ad opera dell'adesivo, sia una riattivazione del processo carioso. Altri autori hanno rilevato che l'azione del laser non è quella di apertura dei tubuli dentinali ma piuttosto una fusione e successiva cristallizzazione della matrice dentinale, che assume, dipendentemente dai parametri impostati, morfologie diverse. Si evidenziano zone di *crack*, strutture colonnari separate da vuoti e zone crateriformi. Le porosità evidenziate sono dunque dovute alle strutture prima menzionate e non ai tubuli dentinali che scompaiono completamente perché fusi e collassati nella matrice dentinale (1).

Lo studio in questione è dunque volto alla valutazione dell'efficacia della mordenzatura laser in sostituzione di quella acida che porta non solo ad una non completa rimozione del fango dentinale, ma anche alla creazione di un ambiente fortemente aggressivo nel quale le fibre di collagene arrivano a degradarsi anche a causa del successivo processo di asciugatura. Il laser dunque, in ambito di una ricostruzione endodontica, viene utilizzato per la modificazione delle pareti canalari, per la detersione e la rimozione del fango dentinale.

In questo lavoro ci proponiamo di confrontare gli effetti microstrutturali e meccanici prodotti dalle due diverse tecniche di mordenzatura sugli elementi dentali ricostruiti, eseguendo analisi con il microscopio elettronico a scansione (SEM, *Scanning Electron Microscope*) e prove di trazione statica su elementi dentali monoradicolarati trattati endodonticamente, mordenzati con laser e acido ortofosforico e infine ricostruiti mediante cementazione passiva di perni endocanalari in fibra di carbonio.

1. LASER DENTALE

L'energia derivata da un fascio di luce laser viene da tempo utilizzata come presidio terapeutico per varie patologie del cavo orale.

La prima apparecchiatura laser applicata in odontoiatria fu del tipo al rubidio. Molteplici sono stati gli studi realizzati successivamente *in vivo* e *in vitro*, allo scopo di evidenziare le principali applicazioni nei vari campi dell'odontoiatria, in relazione ai vari tipi di laser impiegati, ai parametri considerati, ai tempi di esposizione alla radiazione laser e ai modi di utilizzo del dispositivo (1).

Le caratteristiche dei vari tipi di laser rappresentano l'elemento discriminante riguardo alle loro applicazioni: esistono laser prevalentemente utilizzati nel trattamento dei tessuti molli e altri il cui principale impiego avviene prevalentemente nell'ambito dei tessuti duri.

La parola laser è acronimo per *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, ovvero amplificazione della luce per emissione stimolata di radiazioni. Il raggio laser è una particolare radiazione luminosa caratterizzata da alta monocromaticità, bassissima divergenza, elevata coerenza (2). La luce emessa da un dispositivo laser, quindi, si distingue da una qualunque fonte luminosa per l'intensità, per il suo monocromatismo, per il parallelismo dei raggi emessi.

Le radiazioni laser possono essere comprese nell'ambito della luce visibile, dell'ultravioletto e dell'infrarosso, con emissione del fascio costante oppure ad impulsi.

L'impulso ha una durata che viene regolata attraverso la modulazione del raggio avvalendosi di particolari tecniche (come la *mode locking*): l'ordine di grandezza di tale durata varia tra i microsecondi e i femtosecondi. L'impulso è inoltre caratterizzato da una frequenza di ripetizione (f , la cui unità di misura è l'Hz), che rappresenta l'intervallo di tempo (Δt) dopo il quale la radiazione si ripete, una lunghezza d'onda (λ , misurata in nanometri), una energia (E , misurata in Joule), una potenza (P , misurata in Watt), definita come l'energia per unità di tempo, una potenza media ricavata secondo la formula:

$$E \times f$$

una potenza di picco P_p valutata mediante la formula:

$$E/\Delta t$$

e un'intensità dell'impulso I pari a: P_p/S .

Minore è la superficie interessata dal raggio laser e maggiore sarà l'intensità del raggio laser a parità di potenza.

Sempre nel caso dei laser, cosiddetti pulsati diventa rilevante anche il parametro durata dell'impulso, in quanto inferiore è la durata dell'impulso e maggiore sarà la potenza di picco.

La sorgente del raggio laser è fornita da un meccanismo di pompaggio, che può essere ottico (partenza da una sorgente luminosa come una lampada), a scariche elettriche, oppure a corrente elettrica (2).

1.1. Tipi di laser

I vari tipi di laser possono essere classificati in base al materiale attivo (2), in base al quale possiamo distinguere laser a stato solido, liquido, gassoso e a diodi.

Nel *laser a stato solido* il materiale attivo è rappresentato da particolari atomi contenuti all'interno di barrette di vetro, o monocristalli, che fungono da materiali ospitanti. Gli atomi

impiegati sono in genere metalli di transizione delle terre rare, come neodimio, erbio, cromo, olmio, titanio. Il pompaggio è di tipo ottico, per mezzo di una lampada che emette una radiazione a largo spettro che, assorbita dal materiale attivo, provoca l'emissione stimolata del raggio laser. L'efficienza del sistema è piuttosto bassa (<10%), anche se il regime pulsato garantisce una notevole potenza di picco.

Nel *laser a stato liquido* il materiale attivo è un colorante organico, come rodamina 6G, curarina, xantene, in una soluzione di acqua o alcol. Il pompaggio è ottico, mediante lampada o raggio laser. L'efficienza del sistema è inferiore allo 0,1%: l'emissione avviene a banda larga, ma con potenza limitata.

Nel *laser a stato gassoso* il materiale attivo è rappresentato da gas o da miscele di gas. Tra di essi i più usati sono: il laser elio-neon (He-Ne), in cui il vero materiale attivo è rappresentato dal neon, ai cui atomi l'elio trasferisce l'energia assorbita durante la scarica elettrica, il laser ad anidride carbonica (CO₂), il laser a base di argon (Ar), il laser a eccimeri. Il meccanismo di pompaggio è rappresentato da scariche elettriche, che provocano l'eccitazione degli atomi della miscela di gas. Il laser a diodo infine viene definito anche come laser a semiconduttori. Un semiconduttore è una struttura nella quale gli atomi sono disposti a formare un reticolo cristallino. I livelli energetici, considerati per l'intera struttura, sono definiti bande. Esistono due bande, una banda di valenza (banda riempita), in cui il livello energetico è più alto, e una banda di conduzione (banda vuota), in cui il livello di energia è più basso. In presenza dell'agitazione termica alcuni elettroni hanno energia sufficiente per passare dalla banda di valenza alla banda di conduzione, causando così la formazione nella banda di valenza di vuoti, detti lacune, di carica positiva, mentre nella banda di conduzione vengono trasferiti elettroni. Le lacune sono considerate come dei portatori di carica positiva, e dunque i fenomeni di assorbimento ed emissione dei fotoni si spiegano proprio con l'interazione elettrone-lacuna. L'emissione è subordinata alla possibilità di avere un numero elevato di elettroni nella banda di conduzione e un numero elevato di lacune nella banda di valenza. Il meccanismo di pompaggio si avvale della corrente elettrica. L'efficienza del sistema è molto alta con valori medi del 65%.

1.2. Applicazioni odontoiatriche

1.2.1. Applicazioni sui tessuti molli

Il dispositivo laser odontoiatrico nasce proprio come presidio terapeutico nel trattamento di patologie localizzate nei tessuti molli.

Cisti, papillomi, frenuli con inserzioni anomale, fibromi, epulidi, lesioni precancerose come ad esempio leucoplachie, alcuni tumori, e patologie di tipo infiammatorio della mucosa orale e delle gengive sono state trattate con dispositivi laser. Esistono però delle limitazioni: il trattamento deve essere tempestivo e deve essere effettuato quando le dimensioni della lesione sono ancora alquanto ridotte, altrimenti si dovrà necessariamente ricorrere alla chirurgia tradizionale.

Studi sperimentali condotti durante interventi chirurgici realizzati con tecniche laser avrebbero evidenziato la sterilità del campo operatorio e l'assenza di dolore, fattori che renderebbero l'utilizzo della metodica laser elettiva, rispettivamente, nei soggetti predisposti allo sviluppo di gravi infezioni e nei pazienti odontofobici, in particolare bambini e anziani. L'effetto del laser produce la cauterizzazione dei vasi sanguigni, riducendo il sanguinamento intraoperatorio, il gonfiore, l'infiammazione e i fastidi post-operatori.

L'effetto battericida della radiazione laser potrebbe, in determinate situazioni, prevenire l'insorgenza di patologie gengivali. La metodica laser è stata applicata in chirurgia parodontale per interventi di gengivectomia.

In protesi il laser viene utilizzato nelle procedure di presa dell'impronta in alcune situazioni complesse. Il fascio di radiazioni emesso dal dispositivo laser sarebbe in grado di allargare il solco gengivale, permettendo al materiale da impronta di raggiungere più agevolmente le zone da registrare. Inoltre l'effetto emostatico garantirebbe l'ottenimento di un campo operatorio privo di sangue. Con tale metodica sarebbe possibile evitare l'uso del filo retrattore, la cui tecnica di inserimento risulta piuttosto complessa, tanto da rallentare la presa dell'impronta.

In implantologia dentale il trattamento laser (laser a CO₂) è stato sperimentato negli interventi di scopertura degli impianti, durante la seconda fase chirurgica, cioè durante la sostituzione della vite di copertura con la vite di guarigione. Il raggio laser permetterebbe la realizzazione di un opercolo con minima esposizione di osso e riduzione dei rischi di infezione: verrebbe anche eliminata la necessità della sutura. La riduzione del sanguinamento ha il vantaggio di poter disporre di un campo operatorio decontaminato. Secondo alcuni studiosi la procedura sarebbe resa così meno traumatica rispetto a quella tradizionale, e i tempi di realizzazione potrebbero essere ridotti: il posizionamento dell'impianto, per esempio, potrebbe essere effettuato subito, così come la presa dell'impronta (2).

Ulteriori studi sono stati realizzati per valutare gli effetti del laser sull'osteointegrazione, ma i risultati sono ancora in fase di sperimentazione (2).

1.2.2. Applicazioni sui tessuti duri

I laser utilizzati sono del tipo Er:YAG, con valori di lunghezza d'onda di 2940 nm, e, seppure con alcuni limiti di impiego, del tipo Nd:YAG, con valori di lunghezza d'onda di 1064 nm.

Alcuni dei principali vantaggi derivanti dall'uso di tali dispositivi potrebbero risiedere nello svolgimento della pratica odontoiatrica senza dover ricorrere all'anestesia, riducendo così lo stato di ansia del paziente, nella rapidità d'azione del dispositivo, paragonabile a quella dei normali strumenti rotanti, nella salvaguardia dei tessuti residui e nella precisione e relativa facilità d'impiego (3).

In parodontologia procedure come l'ablazione del tartaro e la levigatura radicolare verrebbero semplificate, velocizzate, ben accettate dal paziente a causa dell'eliminazione del sanguinamento (per cauterizzazione dei piccoli vasi sanguigni).

Il laser a diodi viene utilizzato nello sbiancamento dei denti, se usato ad una potenza di 2-3 W per 30 secondi in associazione con un particolare gel che, applicato sulla superficie del dente, potenzia l'azione del laser. Bisogna adoperare una certa attenzione nel proteggere occhi, gengive e tessuti molli.

Studi sperimentali avrebbero dimostrato la possibilità di applicare il laser Er-YAG in conservativa, in sostituzione degli strumenti rotanti. Secondo gli autori l'azione del laser sarebbe efficace nella rimozione della carie, provocando microesplosioni di particelle di smalto e di dentina, nell'indurimento e nella sterilizzazione dei tessuti residui, nell'apertura dei tubuli dentinali, determinando un effetto simile alla mordenzatura acida. Osservazioni al microscopio evidenziano, a forti ingrandimenti, la formazione di microritrazioni nello smalto per ablazione dei cristalli di idrossiapatite, e nella dentina per rimozione del contenuto intertubulare. Oltre alle procedure di rimozione dei tessuti cariati, l'applicazione del laser può essere efficace nel favorire la creazione di un'interfaccia più resistente dente-materiale da otturazione, in particolare per i compositi, materiali da otturazione che richiedono l'applicazione di un sistema adesivo per rendere tenace il legame dente-resina da otturazione, ma tali osservazioni sono tuttora in fase di sperimentazione (4). È stato precedentemente sottolineato che il laser simulerebbe l'azione della mordenzatura acida nel fenomeno di apertura e svasamento dei tubuli dentinali: ciò provocherebbe una migliore adesione della resina, per penetrazione degli zaffi di resina e formazione dello strato ibrido adesivo-fibre collagene. La sostituzione della mordenzatura acida con l'applicazione del

laser è uno degli obiettivi di numerosi lavori di sperimentazione. Le basi di tale sperimentazione consistono nelle osservazioni sulla probabile capacità del laser di produrre modificazioni nella struttura di smalto e dentina, rendendoli più permeabili alla penetrazione degli agenti adesivi, ma evitando ogni tipo di complicazione associata all'applicazione sulla loro superficie di sostanze aggressive. Ciò viene confermato dalla maggiore resistenza che lo smalto irradiato presenta nei confronti della carie.

Nella pratica endodontica vengono utilizzati prevalentemente i laser Er:YAG e i laser Nd:YAG. L'efficacia del laser si manifesterebbe nell'ablazione del tessuto vitale o necrotico, nella fusione, nella vaporizzazione del fango dentinale, nella sterilizzazione dei canali radicolari e nella sigillatura dei tubuli dentinali (1). Tutti questi effetti contribuirebbero ad ottenere un miglior sigillo apicale (5) e, conseguentemente, una guarigione più prevedibile dell'elemento dentario dalle patologie pulpo-periapicali (5).

1.2.3. Rischi connessi all'applicazione del laser

A causa delle elevate temperature raggiunte durante l'applicazione del laser, esiste la possibilità che tale dispositivo causi danni ai tessuti sani irradiati.

Durante lo sbiancamento degli elementi dentari effettuato con laser a diodi, bisogna rispettare specifiche norme di protezione dell'apparato visivo dell'operatore, del paziente e di un eventuale assistente, munendosi e fornendo adeguati occhiali protettivi. La protezione delle gengive e degli altri tessuti molli viene effettuata con l'uso di apposite mascherine.

Molti studi sono in corso di sperimentazione allo scopo di ricercare una soluzione al pericolo di danno termico che le alte temperature di lavoro del laser raggiungono durante la pratica clinica.

L'effetto del laser sulle cellule si verifica quando la sua radiazione viene assorbita da parte dell'acqua contenuta abbondantemente nei tessuti. La radiazione laser agisce rilasciando una notevole energia che si traduce in un aumento della temperatura: tale innalzamento improvviso di temperatura causa la rapida vaporizzazione dell'acqua contenuta nelle cellule e la pressione che ne scaturisce determina la volatilizzazione delle particelle disidratate. In associazione a tali effetti si produce un rilascio di calore sui tessuti adiacenti alla zona irradiata, dovuto alla conduttività termica propria delle cellule. Nel caso, ad esempio, dei laser applicati in conservativa, lo smalto irradiato può raggiungere temperature comprese tra 200 e 1000 °C.

Mantenendo invariata l'energia sprigionata, l'aumento della temperatura è subordinato alla durata dell'impulso laser: tanto maggiore è la durata dell'impulso laser tanto più ingente sarà l'effetto termico sui tessuti circostanti.

Per minimizzare gli effetti termici si utilizzeranno preferibilmente laser che emettono impulsi di breve durata ad alta potenza, i quali, a parità di energia sprigionata, riducono gli effetti dannosi che una radiazione laser presenta qualora l'impulso sia di lunga durata e bassa potenza.

1.3. Il laser in endodonzia

Da quando Maiman nel 1960 inventò il dispositivo laser al rubidio, molte ricerche sono state condotte per indagare sulle sue possibili applicazioni.

Si deve a Weichmann la prima applicazione del laser in endodonzia che, insieme a **Johnson**, nel 1971, utilizzò un laser CO₂ a radiazione infrarossa ad alta potenza per ottenere il sigillo della parte apicale. Un anno dopo, il solo Weichmann sperimentò per la prima volta l'applicazione del laser al neodimio Nd:YAG (1).

1.3.1. Diagnosi del flusso sanguigno

La LDF è una tecnica sviluppata per misurare il flusso sanguigno nel sistema microvascolare. La radiazione utilizzata è prodotta da un laser He-Ne ed emessa ad una lunghezza d'onda di 632,8 nm. Questo metodo è stato introdotto anche per misurare il flusso sanguigno in denti umani intatti. Il laser utilizzato è un laser a semiconduttore, orientato a lunghezze d'onda di 780-820 nm (6). I risultati di molteplici studi hanno confermato che lunghezze d'onda di 810 nm mostrano un'ottima sensibilità, ma bassa specificità. In generale i raggi infrarossi di un laser, con lunghezze d'onda comprese tra 780 e 810 nm presentano una buona capacità di attraversare lo smalto e la dentina (7).

Il laser utilizzato per LDF è utilizzato usualmente a livelli piuttosto bassi di potenza (1 o 2 mW) e non produce danni a livello pulpare.

Oltre al laser He-Ne e al laser a semiconduttori, sono stati sperimentati altri tipi di laser, come il laser a eccimeri, emesso a 308 nm di lunghezza d'onda, che è sembrata essere particolarmente efficace nel reperimento di residui pulpari all'interno del canale radicolare.

Tuttavia gli studi al riguardo non hanno ancora chiarito con esattezza la reale efficacia della LDF nelle applicazioni odontoiatriche (8).

1.3.2. Trattamento dell'ipersensibilità dentinale

L'ipersensibilità dentinale è una patologia dentaria ad andamento cronico che può essere definita come una risposta patologica ad uno stimolo sensoriale fisiologico.

Si parla di ipersensibilità dentinale alla presenza di un quadro clinico reversibile caratterizzato dall'insorgenza di un improvviso dolore acuto in risposta all'applicazione di stimoli termici (caldo e freddo), chimici (dolce e acido) e meccanici (spazzolamento, specillazione) sulla superficie dell'elemento dentario. La rimozione dello stimolo causa l'immediata scomparsa della sintomatologia.

L'ipersensibilità dentinale può essere causata da uno scorretto spazzolamento dei denti, dalla recessione gengivale, o anche da una dieta inappropriata. Il meccanismo di insorgenza del dolore è spiegabile con la teoria idrodinamica di Brannstrom, secondo la quale i fluidi presenti all'interno dei tubuli dentinali, muovendosi, stirano e stimolano le fibre nervose (9).

Il trattamento laser è stato sperimentato per curare tale sintomatologia: l'energia del laser viene trasmessa al tessuto pulpare attraverso lo smalto e la dentina. Tale applicazione si fonda sul concetto in base al quale i laser Nd:YAG e Er:YAG sarebbero in grado di determinare la fusione e la cristallizzazione della dentina (vetrificazione) con conseguente chiusura dei tubuli e quindi riduzione della permeabilità dentinale (1).

Il meccanismo che porta alla risoluzione della sintomatologia è differente per i vari tipi di laser. Prendendo in considerazione laser a bassa potenza (laser He-Ne, laser GaAlAs) e laser ad alta potenza (laser Nd:YAG, laser CO₂) si riscontrano differenti modalità di azione. I laser a bassa potenza agirebbero sul potenziale d'azione delle fibre nervose (laser He-Ne: $\lambda = 632,8$ nm, 6 mW per 2-3 min, oppure 6 mW per 1-3 min), oppure bloccherebbero la depolarizzazione delle fibre C afferenti (laser GaAlAs: $\lambda = 780$ nm, 30 mW per 0,5-3 min). I laser ad alta potenza come il laser Nd:YAG ($\lambda = 1064$ nm, 1 W per 0,5-2,5 s), grazie all'effetto termico, provocherebbero la chiusura dei tubuli dentinali per una profondità di 4 mm e, conseguentemente, l'analgesia pulpare. Il laser CO₂ ($\lambda = 10,6$ nm, 0,5 W per 5-30 s, oppure 1 W per 5-10 s) produrrebbe la sigillatura dei tubuli dentinali, la riduzione della permeabilità, la disidratazione della dentina e la scomparsa della sintomatologia dolorosa. Non sono stati evidenziati danni pulpari di notevole rilievo, tranne nel caso in cui il laser Nd:YAG venga usato in onda continua: in tal caso sono stati osservati fenomeni infiammatori, iperemia pulpare, degenerazione degli odontoblasti (1).

L'uso del laser non è certamente sempre efficace, soprattutto nei casi più gravi: è quindi necessario, prima di procedere a tale trattamento, effettuare una corretta valutazione del caso (1). Per contro, la necessità di un'apparecchiatura dai costi molto elevati che rende l'intero trattamento molto costoso, l'obbligo di dover effettuare le applicazioni presso lo studio dentistico e la possibilità di poter determinare un'irritazione pulpale, rendono tale metodica ancora poco diffusa.

1.3.3. Incappucciamento e pulpotomia

I vantaggi riscontrati nelle procedure di incappucciamento e pulpotomia consistono, nel caso di laser CO₂ e laser Nd:YAG, nell'effetto coagulante e nella maggiore sterilità del campo operatorio (1). L'irradiazione non sembra inoltre interferire con la formazione del ponte dentinale.

Alcuni studi effettuati con laser CO₂ e laser Nd:YAG, hanno dimostrato che, con l'ausilio di tali strumenti, la guarigione pulpale negli incappucciamenti sarebbe favorita utilizzando irradiazioni di 2 W per 2 s (1). Riguardo alla pulpotomia, la prima esperienza sperimentale è stata effettuata su denti di cane utilizzando apparecchiature laser CO₂. Le stesse sperimentazioni furono in seguito effettuate con laser Nd:YAG.

Non sono stati evidenziati danni alla porzione radicolare con irradiazioni da laser CO₂. La guarigione della polpa appare già dopo una settimana, mentre la formazione del ponte dentinale avviene nelle successive 4-12 settimane utilizzando un laser Nd:YAG (1).

Il laser CO₂ è invece stato efficace nelle pulpotomie con ampie esposizioni, maggiormente soggette a contaminazioni batteriche (6).

È importante sottolineare che se l'energia del laser è troppo potente esiste il rischio che il trattamento si risolva in un insuccesso.

1.3.4. Sterilizzazione dei canali radicolari

Nel processo di sterilizzazione dei canali radicolari, vengono in genere utilizzati il laser Xe-Cl (308 nm di lunghezza d'onda), il laser Er:YAG (2940 nm), il laser a diodi (810 nm) e il laser Nd:YAG (1064 nm). Le elevate temperature, generate dal raggio laser, permetterebbero di ottenere un effetto battericida, anche se esiste un potenziale di disseminazione batterica all'interno dei canali radicolari attraverso la produzione di fumi: tale inconveniente può essere risolto munendo il dispositivo laser di una pompa per il vuoto (1). La possibilità di creare dei danni ai tessuti parodontali deve essere sempre opportunamente tenuta presente: per questo motivo i parametri di somministrazione energetica devono essere attentamente calcolati (2).

1.3.5. Apicectomia

L'apicectomia è una procedura chirurgica nella quale l'apice radicolare viene rimosso: i tessuti periapicali adiacenti sono anch'essi rimossi e curettati allo stesso tempo. Si ricorre a tale intervento quando avviene il fallimento della terapia ortograde convenzionale o quando sia presente un perno intracanalare, che impedisce l'accesso tradizionale (10). L'uso del laser in questo caso, come in tutti gli interventi chirurgici, risolverebbe il problema del sanguinamento e faciliterebbe la rimozione dei tessuti apico-periapicali attraverso la vaporizzazione dei tessuti. Inoltre la superficie sezionata sarebbe contemporaneamente sterilizzata e sigillata.

Gli studi sperimentali sul laser Er:YAG ne hanno evidenziato una possibile applicazione nel sezionamento dell'apice del dente senza danni ai tessuti periapicali, eliminando la necessità

degli strumenti rotanti. La superficie radicolare sezionata, secondo gli autori di queste ricerche, appare priva di carbonizzazioni, più pulita e liscia non solo rispetto al risultato della metodica tradizionale con strumenti rotanti, ma anche all'utilizzo degli ultrasuoni. Inoltre, il disagio postoperatorio sarebbe notevolmente diminuito.

I laser CO₂ e Nd:YAG, sigillando i tubuli dentinali e impedendo la penetrazione batterica, garantirebbero la riparazione tissutale (1).

Studi recenti sono stati realizzati per dimostrare se e come è possibile ridurre la permeabilità a livello dell'interfaccia otturazione-dentina dei tubuli dentinali sezionati al momento del taglio dell'apice (10). Alcuni autori ritengono che l'impiego del laser rappresenterebbe il complemento alla terapia chirurgica classica, perché consentirebbe la guarigione della patologia e impedirebbe le possibili recidive grazie alla sterilizzazione della regione apicale e al sigillo dei canalicoli dentinali. Gli autori hanno inoltre osservato un miglioramento nel decorso postoperatorio per la riduzione della sintomatologia dolorosa, una contenzione dell'edema e una cicatrizzazione più rapida (11).

Alcuni lavori sono stati realizzati allo scopo di dimostrare la minore permeabilità che le superfici apicali otturate per via retrograda manifestano se irradiate con il laser: i risultati sembrano confermare le ipotesi degli autori (12, 13).

Non esistono ancora degli studi in grado di rilevare la maggiore o minore efficacia del trattamento laser come sostituto della metodica tradizionale (1).

1.3.6. Alterazioni delle pareti canalari

La strumentazione endodontica produce residui organici e minerali che si depositano sulle pareti del canale radicolare e all'interno dei tubuli dentinali. In passato si riteneva che la presenza di tale fango dentinale possedesse effetti benefici, poiché ostruiva i tubuli dentinali impedendo la progressione batterica, oggi è accertato che il fango dentinale è costituito da una quantità variabile di batteri che vi rimangono attivi. Durante le procedure endodontiche, quindi, la rimozione del fango dentinale è obbligatoria (14-16).

Alcune sperimentazioni sono state condotte con l'intento di dimostrare se il laser riesca a vaporizzare il fango dentinale e a provocare una modificazione delle pareti canalari come fusione della superficie dentinale, sigillo dei tubuli e riduzione della permeabilità.

Il laser CO₂ sembrerebbe efficace nella rimozione del fango dentinale, nella riduzione della permeabilità dentinale e nella creazione di cambiamenti morfologici della superficie radicolare. L'irraggiamento con lunghezze d'onda comprese tra 9,3 e 10,49 μm provoca la fusione della superficie, determinando un effetto terapeutico sulla dentina riducendo l'insorgenza di successive lesioni. La superficie radicolare ottenuta sembrerebbe maggiormente bagnabile. A livello apicale è stata osservata una cristallizzazione dell'apice (17, 18).

Il laser Er:YAG rimuoverebbe i detriti sulle pareti radicolari per evaporazione. I parametri utilizzati per ottenere tale effetto sono: lunghezza d'onda 2,940 μm, energia pulsante 100 mJ, tempo di irradiazione 3 secondi, potenza 1-2 W. Gli autori di varie sperimentazioni sono concordi nel sostenere che il laser Er:YAG determini l'evaporazione della matrice organica, la sigillatura dei tubuli dentinali, la riduzione della permeabilità ai fluidi, la sterilizzazione dell'apice contaminato, l'incremento della resistenza al riassorbimento radicolare. Il meccanismo d'azione è prevalentemente da ricercare nell'effetto termico, ma numerosi studi attesterebbero la minore nocività del laser Er:YAG nei confronti dei tessuti periapicali (1, 3, 19, 20).

Il laser a eccimeri fluoruro di argon, emesso a lunghezze d'onda di 193 nm determinerebbe la rimozione della dentina peritubulare, la fusione e la risolidificazione del fango dentinale: tali effetti sono stati confermati in seguito ad osservazioni al SEM (1).

Risultati simili nella rimozione del fango dentinale si verificano per i seguenti dispositivi: laser KTP (potassio-titanio-fosfato, $\lambda = 532$ nm), laser XeCl (Xeno-Cloro, $\lambda = 308$ nm), laser Ho:YAG ($\lambda = 2,10$ μm), free-electron-laser ($\lambda = 3-9,4$ μm), laser Nd:YAP (neodimio, cristallo sintetico di ittrio, alluminio, perovskite, $\lambda = 1340$ nm) (1).

1.3.7. Sagomatura canalare e otturazione

Scopo della sagomatura è la rimozione dei residui organici, la facilitazione dell'irrigazione e dell'otturazione canalare (9). Il metodo laser è stato applicato anche in questo passaggio della procedura endodontica.

Vari gruppi di studiosi hanno utilizzato il laser Er:YAG applicando il fascio sulla superficie radicolare. Dopo irradiazione, la superficie radicolare appare liscia, se osservata al microscopio ottico, e ben levigata quando analizzata al SEM.

Risultati simili sono stati evidenziati anche per il laser Nd:YAG.

Altri autori (19, 20) non sostengono pienamente l'efficacia del laser per ottenere una perfetta sagomatura canalare. Alla base di tali dissensi ci sono alcune considerazioni riguardo alla possibilità che alcune zone del canale, dopo l'applicazione del laser, risultino invece rugose e irregolari: ciò avverrebbe perché l'inclinazione del raggio laser è tale da non raggiungere facilmente tutte le aree del canale, soprattutto quando l'anatomia endodontica si presenta particolarmente complessa, come nei canali curvi.

Un raggio laser all'argon, emesso a lunghezze d'onda comprese tra 477 e 488 nm, potrebbe essere utilizzato per fotopolimerizzare la resina composita, poiché il fascio luminoso riuscirebbe ad attivare il canforochinone. Quest'ultima tipologia di laser sembra inoltre essere quella più efficace nella condensazione della guttaperca, in particolare per l'ottenimento di un buon sigillo apicale (1, 3).

1.3.8. Effetti sui tessuti parodontali

L'elemento dentario è in stretto rapporto con l'osso alveolare attraverso il legamento parodontale. Qualunque trattamento si decida di applicare al dente, non bisogna dimenticare di saggiare i possibili effetti negativi che potrebbe avere su tali strutture. Ovviamente, ogni applicazione del laser nella porzione intracanalare dell'elemento dentario si accompagna ad un'offesa nei confronti dei tessuti parodontali. Molti studi sono stati pubblicati riguardo al danno termico sulla polpa del dente sottoposto ai raggi laser, ma sono ancora poche le trattazioni sugli effetti che tale dispositivo può causare sui tessuti parodontali (22, 23).

Quando il laser viene introdotto nel lume canalare, un'energia elevata viene rilasciata alle strutture parodontali: è stato documentato che il tessuto osseo umano è in grado di sopportare temperature di 47 °C per un tempo massimo di 1 minuto. Una volta superata tale soglia esiste il rischio che l'osso vada incontro a fenomeni di necrosi. Per ottenere il successo della terapia con laser devono essere considerati gli effetti che le elevate temperature determinano sui tessuti parodontali, implicando quindi una scrupolosa scelta dei parametri che governano il processo (1, 3).

1.4. Il laser Nd:YAG nella pratica endodontica

Il laser Nd:YAG è un dispositivo contenente cristalli minerali di neodimio, ittrio, alluminio, rivestiti esternamente da granato. Tale dispositivo laser emette raggi aventi una lunghezza d'onda nell'ambito non visibile dell'infrarosso (1064 nm). Un laser con una tale lunghezza

d'onda risulta essere rapidamente assorbito dai pigmenti tessutali e con un buon assorbimento da parte dell'acqua (3). Gli impulsi generati possono essere sia di tipo continuo che pulsante. Come tutti i dispositivi precedentemente menzionati, il laser Nd:YAG produce un particolare effetto sui tessuti con cui viene a contatto. L'interazione con i tessuti dipende soprattutto dalle lunghezze d'onda utilizzate dal laser, che determinano un differente grado di assorbimento del raggio all'interno della struttura dei tessuti sia duri che molli. In generale, i raggi laser con lunghezze d'onda appartenenti allo spettro luminoso vengono assorbiti dai pigmenti presenti nell'emoglobina e nella melanina, mentre le lunghezze d'onda sensibilmente più ampie dello spettro luminoso vengono captate sia dall'acqua che dai cristalli di idrossiapatite. Il risultato è rappresentato da una rapida evaporazione dell'acqua presente nei tessuti, nella dentina e nello smalto e dalla produzione di calore che provoca localmente la distruzione del tessuto irradiato. Questo fenomeno prende il nome di reazione fototermica (3).

In campo endodontico il laser Nd:YAG ha fatto la sua comparsa in seguito a studi che ne ipotizzavano un effetto battericida simile a quello dell'ipoclorito di sodio. Esami batteriologici hanno evidenziato che nei canali in cui è stata riscontrata la presenza di stafilococchi e di streptococchi, l'irraggiamento con laser si è dimostrato efficace nel bloccare la crescita batterica. Ulteriori studi sostengono inoltre che il trattamento laser ha presentato una maggiore resa nella sterilizzazione canalare, rispetto alle metodiche che si avvalgono delle irrigazioni con ipoclorito di sodio e con gli ultrasuoni. Secondo uno studio sperimentale (21), infine, l'efficacia antibatterica del laser è da mettere in relazione esclusivamente con la frequenza: i valori ottimali sono stati evidenziati per valori di 30 Hz.

Applicazioni del laser in endodonzia sono state effettuate anche nel trattamento dell'ipersensibilità dentinale, sintomatologia dolorosa il cui meccanismo è spiegabile con la teoria idrodinamica di Brannstrom secondo la quale i fluidi contenuti all'interno dei tubuli dentinali, muovendosi in seguito a stimolazioni fisiche, chimiche e meccaniche, causano uno stiramento delle terminazioni nervose (9). Il laser Nd:YAG produce una radiazione capace di attraversare la dentina, provocando la obliterazione dei tubuli dentinali e risolvendo, almeno temporaneamente, la sintomatologia dolorosa. La profondità di occlusione prodotta dalla strumentazione con il laser Nd:YAG all'interno dei tubuli dentinali misura meno di 4 μm (1).

Nella tecnica di incappucciamento il laser Nd:YAG si è dimostrato efficace nell'ottenimento di un campo operatorio praticamente sterile ed esangue. La guarigione della polpa è avvenuta in seguito a irradiazioni di 2 W per 2s.

Il procedimento di pulpotomia effettuato con il laser Nd:YAG sembra avere il vantaggio di poter operare in condizioni di sterilità e di poter usufruire di una maggiore visibilità data dalla simultanea coagulazione dei piccoli vasi sanguigni. Inoltre sarebbe in grado di produrre nel giro di una settimana la guarigione della polpa irradiata e nelle successive 4-12 settimane la formazione del ponte dentinale (1).

Nel 1984, alcuni ricercatori descrissero per primi come l'esposizione delle pareti canalari all'azione del laser provocasse la fusione e la cristallizzazione della struttura dentinale. Sempre gli stessi autori ipotizzarono che la struttura risultante delle pareti canalari si presentasse continua e non porosa, influenzando sulla diminuzione della permeabilità dei fluidi (22). Gli studi successivi sul laser Nd:YAG hanno poi dimostrato che la permeabilità dentinale diminuisce quando la frequenza del raggio laser aumenta, mentre altri autori hanno rilevato che la minore permeabilità dentinale è determinata dalla silice, componente delle fibre ottiche, che ha la capacità di obliterare i tubuli dentinali (3, 4).

In letteratura è stata ipotizzata la relativa innocuità del laser nei confronti dei tessuti circostanti. Sono stati effettuati numerosi studi allo scopo di valutare la capacità e le possibilità d'impiego del laser Nd:YAG nella preparazione dei canali radicolari, al fine di ottenere una valida alternativa alle metodiche di trattamento canalare con strumenti manuali o rotanti. I

sostenitori di tale tecnologia ritengono che l'utilizzo del dispositivo abbia il vantaggio di facilitare e velocizzare le procedure di preparazione canalare. Il loro obiettivo è dunque quello di ottenere una vera e propria sagomatura del canale radicolare, mentre in realtà ciò che finora è stato ottenuto è soltanto una evaporazione del tessuto pulpare. A sostegno di tale metodica sarebbe stata registrata un'elevata percentuale di successo, grazie soprattutto alle proprietà antibatteriche dello stesso laser e alla riduzione del processo infiammatorio (1, 3).

Altri autori hanno osservato un'insufficiente asportazione del tessuto pulpare canalare in seguito ad irradiazioni con il laser, soprattutto nel terzo medio e nel terzo apicale (3). In risposta a ciò alcuni autori hanno evidenziato che mediante laser Nd:YAG, utilizzato ad una lunghezza d'onda di 1,064 μm , è possibile ottenere una corretta rimozione del tessuto pulpare per tutta la lunghezza del canale radicolare anche se la capacità di sagomatura del canale stesso non risulta essere uniforme (23).

In uno studio condotto nel 1997 nell'Università di Chieti sono state messe a confronto la tecnica di preparazione canalare tradizionale manuale e quella con il laser Nd:YAG. La sperimentazione ha evidenziato significative alterazioni della morfologia dentinale: la cristallizzazione risultante dall'irradiazione con il laser produce una superficie che assume il caratteristico aspetto a cratere, con obliterazione dei tubuli dentinali, quasi totale dissolvenza del fango dentinale e diminuzione della permeabilità dentinale. L'osservazione al SEM, ad elevati ingrandimenti, evidenzia la scomparsa dei tubuli perché fusi e collassati nella matrice dentinale. L'azione del laser, infatti, si svolge simultaneamente sia sull'idrossiapatite che sul collagene. Gli stessi autori hanno però osservato anche un'azione non uniforme del laser, con presenza di zone alterate alternate a zone in cui l'alterazione non è avvenuta. I denti trattati manualmente evidenziano canali poco detersi con presenza di fango dentinale. Il successivo trattamento con acido viene effettuato allo scopo di dissolvere il fango dentinale, mettendo in evidenza i tubuli dentinali pervi con i prolungamenti citoplasmatici. L'osservazione ultramicroscopica delle sezioni dei denti trattati con raggio laser e successivamente con acido, mostra tubuli dentinali con ancora differente morfologia e dimensione rispetto ai denti irradiati con il solo laser e ai campioni trattati con la metodica manuale tradizionale: è stato supposto che le porosità rilevate sulla superficie delle pareti canalari non siano tanto da attribuire all'azione dell'acido, ma all'azione del laser stesso. I risultati ottenuti da tale sperimentazione sono però indicativi. Il trattamento laser, con il collasso e l'alterazione della struttura della matrice dentinale, potrebbe essere utile se per la chiusura dei canali fossero utilizzati dei sistemi adesivi, per i quali sarebbe utile disporre di una superficie di contatto irregolare in modo da facilitare il meccanismo stesso dell'adesione. Per quanto riguarda la tecnica convenzionale d'otturazione con cemento e guttaperca, è preferibile ottenere la massima pulizia del sistema canalare da fango dentinale in associazione alla pervietà dei tubuli dentinali (4). Quest'esperimento pone dei dubbi sull'effettiva utilità del laser per ottenere una detersione uniforme e completa nel sistema dei canali ma, al tempo stesso, apre la porta a possibili applicazioni cliniche future legate ad un accurato affinamento della tecnica lavorativa e all'evoluzione dei dispositivi (5).

Ulteriori critiche al trattamento laser sono state mosse in seguito all'osservazione che la detersione del sistema canalare risulta alquanto difficile da raggiungere, poiché se può essere abbastanza plausibile ottenere una superficie libera da fango dentinale all'interno del canale principale, è in pratica impossibile realizzare la stessa situazione nei canali laterali e secondari (1).

Riguardo alla capacità del laser di ridurre il dolore post-operatorio le opinioni sembrano abbastanza concordi nell'ammetterne la validità (1, 3, 4).

Il laser Nd:YAG può trovare il suo impiego anche nei ritrattamenti endodontici: per tale scopo sembra essere la tipologia di laser capace di assicurare i risultati migliori. Sembra infatti possibile ottenere ottimi risultati impiegando il laser Nd:YAG (congiuntamente all'uso di

strumentazione manuale) secondo i seguenti parametri: 200 mJ di intensità, 150 ms di durata dell'impulso, frequenza 10 Hz e durata dell'esposizione di 1 s. In tali condizioni d'uso viene preservata la dentina delle pareti canalari senza causare un eccessivo aumento di temperatura con conseguente rischio di danno a livello dei tessuti parodontali (24). Risultati positivi sono stati ottenuti utilizzando il laser Nd:YAG nel ritrattamento delle lesioni granulomatose periapicali di elementi dentari ricostruiti protesicamente e conservativamente (25).

Il trattamento laser presenta inoltre buone potenzialità di rimozione della guttaperca e dei cementi endodontici, agendo nel punto di maggiore debolezza rappresentato dall'interfaccia cemento dentina e determinando la fusione della guttaperca contenuta nei canali. I valori di potenza maggiormente indicati sembrerebbero essere compresi tra 2 e 3 W, a seconda che l'interfaccia da trattare sia costituita da cemento a base di ossido di zinco ed eugenolo oppure cemento resinoso. Per il cemento a base di ossido di zinco ed eugenolo i parametri utilizzati sono 2 W, 3 cicli da 10 secondi a intervalli di 20 secondi tra un'irradiazione e l'altra, mentre per il cemento resinoso la potenza richiesta è maggiore, 3 W, per cicli di minore durata (5 secondi, a intervalli di 20 secondi tra un ciclo e l'altro). Riguardo agli aumenti di temperatura, potenze di 2 W sono perfettamente tollerate perché producono un aumento di temperatura di soli 10 °C circa che risulta ancora ben tollerato dai tessuti periapicali.

È stata anche osservata la validità del trattamento con il laser Nd:YAG nel ritrattamento dei perni in fibra di carbonio, mentre la stessa azione è attualmente controindicata nella rimozione di perni metallici per la riflessione del raggio stesso.

In conclusione è possibile affermare che le applicazioni del laser in endodonzia presentano diversi aspetti di particolare interesse clinico, anche se le conoscenze a nostra disposizione sono ancora poche soprattutto per quanto riguarda le tecniche operative. Si può infatti ipotizzare la validità del trattamento laser in molteplici procedure sia in campo specificamente endodontico che odontoiatrico, ma le sperimentazioni effettuate al riguardo sono ancora poche e non hanno ancora chiarito con esattezza le modalità dell'impulso (frequenza, potenza, tempi) e i possibili danni creati alle strutture circostanti. I migliori risultati sono stati evidenziati sia *in vivo* che *in vitro* dall'utilizzo del laser come ausilio delle tradizionali tecniche di preparazione chemio-meccanica del sistema dei canali radicolari, per l'eliminazione del tessuto pulpare e del fango dentinale, nel miglioramento dell'asepsi all'interno dello spazio endodontico e nel trattamento dell'ipersensibilità dentinale, a condizione che il laser sia usato correttamente rispettando i parametri di utilizzo. Tra gli svantaggi, oltre all'insicurezza dei risultati per determinate procedure, non bisogna dimenticare i costi elevati, che, associati alle scarse applicazioni accertate con assoluta sicurezza, scoraggiano il professionista ad approfondire l'interesse per la metodica.

2. RICOSTRUZIONE ENDODONTICA

Lo scopo dell'odontoiatria moderna è quello di recuperare gli elementi dentali anche quando si trovano nelle condizioni patologiche più gravi. In passato i fattori che portavano all'estrazione di un elemento dentario erano molteplici, ma i progressi compiuti dalla ricerca, soprattutto in campo endodontico, hanno permesso di ridurre al minimo il grado d'insuccesso della terapia odontoiatrica.

L'endodonzia è una disciplina che prevede il recupero morfo-funzionale di un elemento dentario colpito da una patologia di origine pulpo-periapicale, sviluppatasi in seguito ad un processo carioso o traumatico in modo tale da ripristinare le condizioni precedenti la patologia. L'elemento dentario trattato mediante terapia endodontica dovrà essere reinserito funzionalmente nell'ambito dell'apparato stomatognatico permettendo dunque la masticazione, la fonazione e rispondendo a specifici requisiti estetici (26).

2.1. Caratteristiche anatomo-funzionali dei denti trattati endodonticamente

Il recupero degli elementi dentali affetti da patologie pulpo-periapicali implica nella maggior parte dei casi il sacrificio della loro vitalità. Sarebbe auspicabile che gli elementi dentali depulpati abbiano la stessa resistenza alle sollecitazioni occlusali normalmente posseduta da un dente sano. Tuttavia un elemento sottoposto a terapia canalare va incontro, durante la patologia cariosa, ad alterazioni strutturali. Il dente subisce, infatti, una perdita di sostanza a causa della patologia cariosa, della creazione di un corretto accesso endodontico e della sagomatura canalare.

Macroscopicamente si manifesta un'interruzione dell'armonia morfo-funzionale, soprattutto legata all'abbattimento del tetto della camera pulpare che, con la sua forma ad arco, funge da importante elemento di scarico delle forze: tutto ciò comporta un indebolimento delle pareti di circa il 60%, anche se a tal proposito esistono vedute contrastanti tra i vari autori. Alcuni autori, infatti, sostengono che a provocare l'indebolimento delle pareti contribuisca non tanto l'esecuzione dell'accesso endodontico, quanto l'abbattimento, dovuto al processo carioso, di una o più creste marginali (27).

Microscopicamente, il trattamento endodontico determina lo sconvolgimento del preciso orientamento dei prismi dello smalto, dei canalicoli dentinali e delle travate dentinali intercanalicolari. Queste componenti, in un elemento dentario intatto, permettono una corretta distribuzione delle sollecitazioni occlusali lungo l'asse longitudinale dell'elemento dentario nella maniera meno traumatizzante possibile, caratteristica che viene perduta in seguito alla patologia prima e al trattamento endodontico poi (28). Altro effetto della terapia endodontica è il processo di disidratazione per la perdita del tessuto pulpare e l'interruzione dei canalicoli dentinali. È stato calcolato che esiste una diminuzione di contenuto idrico nell'elemento dentario tra prima e dopo la terapia canalare di circa il 9%. La conseguenza è rappresentata da una notevole perdita d'elasticità. Più recentemente alcuni autori hanno evidenziato che tale differenza d'idratazione, in realtà, non influisce nel determinare evidenti modifiche delle proprietà meccaniche della dentina (27). L'elemento dentario depulato, inoltre, si presenta alterato a causa della scomparsa dell'attività dei pressocettori pulpari, determinando così la perdita del fisiologico meccanismo difensivo nei confronti di forze occlusali spropositate (28).

In sostanza questi elementi dentari risultano più fragili rispetto a quelli integri: le cause di tale indebolimento sono rappresentate dalla preparazione endodontica e riguardano sia la radice che la corona.

Tra i fattori che concorrono alla determinazione della maggiore o minore fragilità dentaria, un ruolo importante è dato dalle tecniche utilizzate per sostituire il tessuto dentale mancante: è stato evidenziato che l'uso di sistemi ritentivi intraradicolarì, vale a dire di perni endocanalari, determina un incremento di fratture radicolari verticali rispetto a quelli ricostruiti senza l'ausilio di tali ritenzioni estrinseche (29, 30).

Tali considerazioni negano il concetto secondo cui il perno endocanalare funge da struttura di rinforzo per la radice di un elemento pulpectomizzato, anche se più recenti vedute considerano che il vero fattore sfavorevole non sia il perno in sé, ma il materiale adottato per la realizzazione dello stesso, concetto che sarà in seguito sviluppato. A causa, quindi, di una maggiore fragilità questi elementi dentari necessitano di una maggiore protezione che dovrebbe essere garantita proprio dalla ricostruzione corono radicolare post-endodontica. Una corretta ricostruzione post-endodontica deve soddisfare determinati obiettivi: permettere la ricostruzione del dente in maniera da resistere agli stress masticatori e garantire stabilità, resistenza, e ritenzione ai materiali da restauro coronale.

2.2. Criteri di scelta nelle ricostruzioni endodontiche

È compito dell'odontoiatra scegliere il tipo di restaurazione più appropriata, valutando caso per caso le maggiori o minori difficoltà che esso presenta. La semplicità oggettiva di un caso non richiede un lavoro eccessivo d'analisi, e la sua risoluzione appare quasi immediata. Contemporaneamente esistono situazioni in cui le condizioni disastrose dell'elemento da restaurare rendono più complesse e meno immediate le loro risoluzioni. In questi casi, il successo della terapia ricostruttiva è affidato ad un'attenta analisi del caso clinico e alla valutazione dei criteri fondamentali di scelta della tecnica di restaurazione più appropriata. Il parametro più importante da valutare è l'entità di distruzione coronale e cioè la quantità, la sede e la morfologia della struttura dentaria rimanente. Un dente pulpectomizzato che presenti un accesso endodontico conservativo, una sufficiente quantità di tessuto dentale rimanente e creste marginali intatte, può, in linea di massima, essere restaurato otturando semplicemente lo spazio camerale, senza ricorrere all'uso di perni o perini dentinali, e realizzando la chiusura della camera con qualunque tipo di materiale da otturazione. Si parlerà dunque non di ricostruzione post-endodontica, ma di una semplice otturazione. Tale scelta si rende necessaria qualora il paziente non può sostenere le spese di un altro genere di restauro (27). In caso invece di grave distruzione coronale, in cui la perdita delle creste marginali si sia verificata per carie oppure per necessità terapeutiche di accesso endodontico, la scelta sarà rivolta verso restaurazioni che provvedano ad assicurare una sicura protezione delle strutture residue. Gli elementi dentari dei settori anteriori devono essere necessariamente protesizzati e ricostruiti con perno per prevenire eventuali fratture, causate dall'ulteriore perdita di sostanza determinata dalla preparazione del moncone protesico (31). Anche nei settori posteriori, qualora non siano sufficienti le ritenzioni naturali a causa della considerevole perdita di sostanza, è consigliabile ricorrere a soluzioni di tipo protesico soprattutto in quelle situazioni in cui coesistano stress da parafunzioni (bruxismo e serramento) (27). Altro fattore di scelta è la valutazione dell'anatomia coronale e radicolare dell'elemento da restaurare, valutando forma, curvatura, spessore, diametro, divergenza canalare e rapporto corona/radice. Se nei monoradicolarì è sempre più opportuno ricorrere all'ausilio dei perni endocanalari, nei pluriradicolarì, invece, l'utilizzo dei perni per la ricostruzione dei monconi è limitato ai soli casi d'estrema distruzione coronale (27). Tra i criteri di valutazione

non bisogna tralasciare l'impiego funzionale del dente ricostruito, cioè se esso sia da utilizzarsi come singola restaurazione o come pilastro, in relazione alla sua posizione in arcata, alla condizione anatomica della stessa, agli stress occlusali e alle sollecitazioni meccaniche cui è sottoposto. Gli altri parametri da considerare, ugualmente importanti, sono: la condizione delle strutture parodontali, l'eventuale riassorbimento dell'osso alveolare, le necessità estetiche, l'età (le soluzioni protesiche sono sconsigliate nei bambini e negli adolescenti), il costo del trattamento e le proprietà dei materiali da ricostruzione (26).

2.3. Mezzi ritentivi

I meccanismi ritentivi possono essere distinti in intrinseci o naturali ed estrinseci o artificiali. Si parla di mezzi ritentivi naturali quando la ricostruzione coronale sfrutta esclusivamente le porzioni coronali residue, la camera pulpale con i suoi sottosquadri, il terzo coronale dei canali radicolari con la loro divergenza. Tra i mezzi ritentivi naturali ricordiamo i pozzetti dentinali, i solchi, le spalle circolari, i pozzetti canalari. I pozzetti dentinali sono dei pernetti in amalgama, realizzati per mezzo di una fresa cilindrica di diametro uguale a 1 mm, fatta lavorare ad una profondità di 2-3 mm. La preparazione prevede il rispetto della distanza dalla giunzione smalto dentinale il cui valore deve essere almeno 1 mm (27, 32, 33). Questi mezzi ritentivi presentano una buona resistenza alle forze tangenziali e rispondono molto bene ai test di trazione, ma gli svantaggi sono legati ad una massiccia asportazione di tessuto dentinale, alla difficoltà di condensazione e alla possibilità che tale pernetto possa essere asportato durante la preparazione protesica (27). I solchi sono simili ai pozzetti per quanto riguarda la capacità ritentiva, ma lo svantaggio legato alla rimozione di tessuto dentinale è accentuato dalla necessità di utilizzare delle frese che presentano un diametro maggiore (2 mm), anche se la profondità richiesta per garantire la ritenzione è variabile tra 0,7-1 mm (27, 32, 33). La spalla circolare consta di una preparazione circolare nell'ambito delle strutture dentali residue, offrendo il vantaggio di proteggere la dentina rimanente (27, 32). I pozzetti canalari sfruttano le strutture endodontiche, la camera pulpale con i suoi sottosquadri naturali, il terzo coronale dei canali con la loro divergenza (32). All'interno di questi pozzetti canalari viene condensata l'amalgama, aumentando così la possibilità di ancoraggio del materiale da restauro (34, 35). La ritenzione garantita da questi mezzi ritentivi è ottima, ma i rischi di questa metodica potrebbero risiedere nella perforazione del pavimento della camera pulpale durante le procedure di condensazione, e in un'eventuale colorazione del colletto dovuto alla migrazione dei prodotti di corrosione dell'amalgama (27, 32).

Il concetto di mezzo di ritenzione artificiale nasce dalla considerazione sulla necessità che le strutture dentali, sacrificate durante la preparazione endodontica, vengano completamente sostituite. La vera evoluzione attuale è rappresentata dalla forma della ricostruzione, che possiede la stessa forma della struttura dentale andata perduta e dai materiali che presentano le medesime caratteristiche meccaniche della dentina. Inoltre la ricostruzione è quanto più possibile solidale con le strutture dentali residue, in modo da resistere più efficacemente alle sollecitazioni senza doverne subire il distacco. In questa definizione rientrano i perni, sia quelli fusi che quelli prefabbricati, che garantiscono una buona ritenzione, affidata al sistema endodontico, e un recupero sia morfologico che funzionale dell'elemento dentario (26, 27).

Oggi, grazie ai progressi compiuti nel campo della ricerca scientifica, le case costruttrici propongono i compositi e i sistemi adesivi come materiale da utilizzare efficacemente nelle ricostruzioni corono-radicolari. Infatti i sistemi adesivi garantiscono una buona adesione alla dentina e al cemento radicolare, mentre i compositi presentano eccellenti caratteristiche meccaniche, rappresentate soprattutto da un modulo di elasticità simile a quello della dentina,

sia coronale (80 GPa), che radicolare (18 GPa) (27). Alla luce di tali considerazioni, il materiale con cui i perni sono stati realizzati non è più costituito da metallo, ma da composito. Oltre al materiale composito è stato proposto l'inserimento di fibre artificiali, polimeri organici come le fibre di Kevlar (poliammide aromatica che deriva dal nylon), le fibre di Vectran, le fibre di carbonio, nell'ambito della matrice di composito. I perni così realizzati sono cementati e ricostruiti sempre in materiale composito (27). I perni in fibra di carbonio rappresentano oggi le soluzioni ricostruttive migliori, sia per quanto riguarda le caratteristiche estetiche, quelle merceologiche, e per la possibilità di ottenere un recupero morfo-funzionale quanto più conservativo possibile di elementi dentari estremamente danneggiati (26-28, 36).

2.4. Mordenzatura laser

Riguardo all'uso del laser in odontoiatria in qualità di mordenzante si hanno ben poche notizie, soprattutto supposizioni supportate da precedenti sperimentazioni. Si può ipotizzare che il laser, determinando microesplosioni sulla superficie dentale, possa realizzare l'apertura dei tubuli dentinali con successiva penetrazione della resina adesiva e creazione degli zaffi di resina in grado di garantire la microritenzione meccanica dell'adesivo. Si è ipotizzato che si possa verificare la dissoluzione della struttura mineralizzata peritubulare, determinando un effetto sovrapponibile a quello dell'applicazione dell'acido. Altro possibile effetto del laser potrebbe essere la realizzazione di una superficie a più elevata rugosità che consenta un migliore ancoraggio dell'adesivo. Il laser potrebbe inoltre favorire l'eliminazione del fango dentinale superficiale e di quello contenuto all'interno dei tubuli dentinali. Si ricordi che la maggior parte degli autori è concorde nell'affermare che all'interno del fango dentinale, soprattutto, sia presente un certo quantitativo di batteri in grado di provocare la riattivazione del processo carioso e la recidiva dello stato infiammatorio. Il trattamento mordenzante laser avrebbe anche la capacità di determinare un aumento di bagnabilità, definibile come la capacità di un liquido di aderire alla superficie solida: questa dipende sia dalla tensione superficiale del liquido che dall'energia superficiale del solido bagnato. L'energia superficiale della dentina è direttamente proporzionale al suo grado di mineralizzazione e inversamente proporzionale alla quantità di sostanze organiche in essa presenti. Eliminando quindi il fango dentinale nei tubuli, sarebbero eliminate anche le sostanze organiche, aumenterebbero l'energia superficiale e, di conseguenza, anche la bagnabilità (15).

Non si può ipotizzare invece, viste le scarse documentazioni al riguardo, quale potrebbe essere la struttura delle fibre di collagene in seguito all'applicazione di una sorgente laser. In seguito alla mordenzatura tradizionale con acido e alle procedure di asciugatura, le fibre di collagene appaiono collassate a causa della denaturazione delle proteine del collagene dentinale (14-16). L'azione del laser osservata più frequentemente è quella di vetrificazione e di cristallizzazione della superficie dentinale (37), facendo pensare ad una distruzione irreversibile delle fibre collagene. Per contro, la mordenzatura laser, non richiedendo l'asciugatura della superficie, eliminerebbe questa fase aggressiva in cui molte proteine sono denaturate. Un processo di mordenzatura laser ha come obiettivo, nell'attuazione di una ricostruzione post-endodontica, l'alterazione morfologica delle pareti canalari, la detersione e la rimozione del fango dentinale. Riguardo a tali argomenti le opinioni sono alquanto discordanti. Alcuni ricercatori (4) hanno inserito nella loro sperimentazione un gruppo in cui il trattamento laser è associato all'applicazione di acido ortofosforico al 37% per 30 secondi sulla superficie radicolare. I risultati evidenziarono la cristallizzazione della matrice dentinale, che assume caratteristico aspetto a cratere e una dissolvenza quasi totale del fango dentinale endodontico, con diminuzione della permeabilità dentinale. Le porosità evidenziabili sulla superficie

dentinale sono simili a tubuli dentinali, ma in realtà i tubuli sono completamente scomparsi perché fusi e collassati nella matrice dentinale. La cristallizzazione, inoltre, riguarda contemporaneamente sia l'idrossiapatite che il collagene dentinale. Le conclusioni a cui giungono gli autori indicano che il trattamento laser può essere eseguito ugualmente se si volessero utilizzare i materiali adesivi per i quali è necessario disporre di una superficie di contatto irregolare: l'apertura dei tubuli dentinali non sarebbe dunque necessaria.

Alcuni ricercatori (38) hanno valutato l'adattabilità dell'Nd:YAG laser nel rimuovere i detriti pulpari, il fango dentinale e la sua capacità di accrescere la permeabilità dei tubuli dentinali associandolo all'utilizzo di irriganti canalari e acqua distillata, previa alesatura del canale con strumenti manuali. I parametri utilizzati per il laser sono stati i seguenti: 15 Hz, 140 mJ, energia totale di 42 J a 300 impulsi. I risultati migliori si sono osservati con l'uso di acqua distillata e laser Nd:YAG.

Altri autori (39) hanno valutato la capacità di due diversi laser, Nd:YAG e CO₂, e l'utilizzo di tre irriganti, EDTA al 17%, acido ortofosforico al 6%, acido citrico al 6%, utilizzati per rimuovere il fango dentinale e aumentare la permeabilità dei tubuli dentinali. I risultati hanno messo in evidenza le maggiori capacità del laser rispetto ai comuni irriganti nell'aumentare la permeabilità dentinale e l'asportazione del fango dentinale. Il laser che ha presentato i migliori risultati è stato il laser Nd:YAG.

Alcuni ricercatori giapponesi (40) hanno valutato l'efficacia del laser Er:YAG nella rimozione del fango dentinale e dei detriti pulpari in denti precedentemente trattati con strumentazione manuale. Dai risultati ottenuti è stato evidenziato che anche questo laser risulta efficace nella rimozione del fango dentinale e nella capacità di aumentare la permeabilità dentinale.

Altri (41) hanno indagato sulla capacità del laser all'argon di rimuovere il fango dentinale e i residui pulpari e in uno studio successivo la capacità del laser Nd:YAG per lo stesso scopo, paragonando due diversi parametri di utilizzo del laser: nel primo caso 1W, nel secondo caso 2W. In quest'ultimo caso sono stati ottenuti i risultati migliori. Riguardo alla metodica di applicazione del laser, i risultati migliori sono stati ottenuti introducendo la fibra ottica del laser all'interno del canale ad 1 mm dalla profondità di lavoro e di eseguire movimenti rotatori con la fibra lungo le pareti del canale in senso apico-coronale, in modo da lavorare a 360° e trattare anche le zone meno raggiungibili.

Come si può notare da questa breve disamina sugli studi di maggiore pertinenza, i risultati riportati riguardo la realizzazione della mordenzatura laser sono tuttora contrastanti. Le principali differenze di vedute si riscontrano particolarmente sullo stato dei tubuli dentinali successivamente l'applicazione della radiazione laser: secondo alcuni autori essi si presentano completamente pervi e aperti (38-40), mentre altri escludono fermamente la possibilità che il laser, con la sua azione di fusione e ricristallizzazione della superficie dentinale, possa determinare l'apertura dei tubuli (4). Secondo questi ultimi autori viene impedita la penetrazione della resina adesiva negli imbocchi tubulari, e la ritenzione è assicurata esclusivamente dagli anfratti e dalle rugosità superficiali create appunto dalla strumentazione laser. Sono state inoltre evidenziati, in seguito al trattamento laser, la destrutturazione della superficie, la demineralizzazione della dentina e lo sconvolgimento dell'architettura dei prismi dello smalto. Questo dato fa pensare ad un aumento della tensione superficiale e ad un aumento della bagnabilità della superficie ad opera della resina adesiva liquida. Non esiste una visione unitaria sui parametri d'utilizzo del laser da applicare e su quale tipologia di laser, tra quelli disponibili sul mercato, sia più indicata per eseguire la mordenzatura delle pareti dentinali. Tutti gli autori si trovano però d'accordo nel riconoscere la validità del trattamento laser in associazione alle tradizionali tecniche operative, come irriganti e mordenzanti, per la rimozione del fango dentinale, anche se non vi sono notizie riguardanti sperimentazioni effettuate con il solo laser al fine di valutarne le potenzialità come mordenzante.

3. ANALISI SPERIMENTALE

Fino a qualche anno fa s'ipotizzava che il laser potesse non solo essere utilizzato per tutte le procedure odontoiatriche, ma che, addirittura, potesse completamente sostituire le metodiche tradizionali. Oggi si ammette l'efficacia del solo laser esclusivamente per alcune procedure, come lo sbiancamento, la chirurgia delle parti molli, il trattamento dell'ipersensibilità dentinale (1, 3, 4). Per la maggior parte delle terapie, il laser potrebbe affiancare le metodiche tradizionali ottenendo discreti risultati, ma molte analisi sperimentali al riguardo dovranno ancora essere condotte, prima di ottenere risultati attendibili. In questo lavoro, l'indagine sperimentale sul trattamento laser della parete dentinale prima dell'applicazione dei perni in fibra di carbonio è stata condotta allo scopo di dimostrare se la mordenzatura effettuata con il laser Nd-YAG sia più o meno efficace di quella tradizionale realizzata con acido ortofosforico. La sperimentazione si basa sui risultati riportati in letteratura: secondo alcuni autori il laser provocherebbe lo stesso effetto dell'acido ortofosforico al 37% sulle pareti canalari nella rimozione del fango dentinale (39). Altri autori ipotizzano la sua efficacia nell'apertura dei canalicoli dentinali, simulando l'azione dell'acido nell'aumentare la permeabilità della resina adesiva (38-40). Altri studi invece escludono la capacità mordenzante del laser (4), a causa della sua inadeguatezza per l'apertura dei tubuli dentinali.

Lo studio sperimentale sulla capacità mordenzante del laser è stato articolato in due punti. In primo luogo, è stato condotto l'esame al SEM delle pareti canalari di un elemento dentario sezionato longitudinalmente, di cui una metà è stata trattata con acido ortofosforico al 37% mentre l'altra è stata trattata mediante applicazione di laser Nd-YAG. Successivamente sono state eseguite prove meccaniche di rottura da sforzo di taglio a trazione su 15 campioni divisi in 3 gruppi, preparati trattando endodonticamente radici di elementi dentali monoradicolarati, mordenzandone le pareti canalari con differenti tecniche, e ricostruiti applicando perni in fibra di carbonio Endocomposipost.

Obiettivo dell'indagine al SEM sulla superficie dentinale dopo mordenzatura laser e dopo mordenzatura tradizionale, è stato quello di confrontare le due tecniche per evidenziare eventuali alterazioni morfologiche a livello della dentina radicolare.

Per le prove meccaniche è stata eseguita la preparazione endodontica di 15 denti monoradicolarati otturati con guttaperca. I campioni sono stati successivamente suddivisi in 3 gruppi da 5 denti ciascuno: un gruppo è stato trattato con la mordenzatura tradizionale della parete radicolare prima di procedere all'applicazione del sistema adesivo e del cemento composito necessari per realizzare la ricostruzione con i perni in fibra di carbonio. La mordenzatura laser è stata effettuata sulle pareti canalari degli elementi dentari del secondo gruppo. Infine, per gli elementi dentali del terzo gruppo, si è proceduto al trattamento della parete dentinale utilizzando entrambe le tecniche, sia quella laser che quella tradizionale con acido ortofosforico.

Dopo aver applicato i perni in fibra di carbonio e averne ricostruito la porzione coronale, tutti i campioni sono stati sottoposti alla prova di trazione statica, mediante la quale vengono generati sforzi di taglio all'interfaccia perno-cemento-dentina, per valutare quale tipo di mordenzatura sia più efficace nel migliorare la ritenzione del restauro post-endodontico.

3.1. Materiali e metodi

È stata valutata l'efficacia del laser Nd:YAG nella procedura di mordenzatura delle pareti canalari di elementi dentari precedentemente trattati endodonticamente e otturati con guttaperca. L'indagine, articolata in due punti, è stata condotta esaminando dapprima al SEM la superficie di

un elemento dentario sezionato lungo il suo asse longitudinale, sottoposto a trattamento laser delle sue pareti canalari, dopo trattamento endodontico, e confrontato con l'altra superficie mordenzata tradizionalmente con acido ortofosforico al 37%. Il secondo punto dell'analisi sperimentale consta di prove meccaniche effettuate in trazione su 15 campioni suddivisi in tre gruppi, ogni gruppo trattato con una differente metodica di mordenzatura (tradizionale, laser, laser + tradizionale), immediatamente precedente all'applicazione di perni Endocomposipost (Cabon).

L'apparecchiatura utilizzata in questo studio è un laser Nd:YAG (modello Pulse Master 600 IQ, American Dental Technologies, USA), capace di fornire energia da 20 a 200mj con frequenze d'impulso variabili fra 10 e 200 Hz, e potenze variabili fra 0,2 e 6 W. Questo dispositivo emette radiazioni di lunghezza d'onda di 1064 nm. Per ottenere l'ablazione endocanalare è stata utilizzata una fibra ottica di 300 mm.

Gli elementi dentari sono stati successivamente trattati endodonticamente e otturati con la tecnica della condensazione verticale della guttaperca, utilizzando coni non standardizzati. Per la cementazione dei coni è stato utilizzato il cemento Argoseal (OGNA) a formula di Rickert. I campioni sono stati quindi ricostruiti utilizzando dei perni in fibra di carbonio Endocomposipost. Tale tipologia di perni rappresenta una variante del sistema Composipost e come tale ne ricalca le caratteristiche delle fibre di carbonio: infatti queste ultime, aventi diametri di circa 8 mm, sono pretensionate e disposte longitudinalmente prima dell'iniezione della matrice, costituita da resina epossidica. Le fibre di carbonio rappresentano il 65% del peso totale. L'Endocomposipost si presenta radiopaco e le sue caratteristiche meccaniche sono sovrapponibili a quelle dei perni Composipost; è disponibile sul mercato in tre misure che fanno riferimento al diametro in punta: 90, 100, 120 in base alla standardizzazione ISO ed è caratterizzato da una forma leggermente conica. Tale profilo lievemente conico garantisce un migliore adattamento al restringimento apicale (26). Nell'analisi sperimentale sono stati utilizzati perni della misura 2, aventi lunghezza di 19 mm. Per il loro fissaggio è stato utilizzato il sistema adesivo universale All-Bond 2 (BISCO), composto da un sistema mordenzante (All-etch, acido ortofosforico al 32%), e da un sistema adesivo costituito da 3 diversi componenti (*Primer A, Primer B e Pre-Bond Resin*).

La cementazione dei perni è stata realizzata con un cemento resinoso composito duale, cioè autopolimerizzabile e fotopolimerizzabile, costituito da resina BIS-GMA caricata per il 64% in peso. La confezione comprende una pasta catalizzatrice e una pasta opaca che devono essere miscelate in rapporto 1:1 per ottenere una corretta resa, prevedendo un tempo di lavorazione di 3 minuti e un tempo di indurimento di 2 minuti.

Le porzioni coronali sono state ricostruite con un materiale composito autopolimerizzante particolarmente adatto sia per le ricostruzioni coronali di denti vitali che di elementi necrotici. La confezione comprende una pasta base e una pasta catalizzatrice che devono essere miscelate in un rapporto di 1:1: il tempo di indurimento è di circa 3 minuti a temperatura ambiente.

3.1.1. Preparazione del campione per l'indagine al SEM

È stato selezionato un elemento dentario monoradicolato e conservato in soluzione fisiologica a temperatura ambiente. La camera pulpare è stata aperta con una punta diamantata numero 206 per conservativa, e il tetto camerale è stato eliminato con una fresa di Batt numero 18. Successivamente è stata verificata la pervietà canale utilizzando strumentazione tradizionale alternando le misurazioni con abbondanti irrigazioni di ipoclorito di sodio. Gli imbocchi canalari sono stati allargati con frese di Gates-Glidden numero 1 e 2. La preparazione delle pareti canalari è stata effettuata secondo la tecnica *crown-down*, concludendo la preparazione con una strumentazione adatta al trattamento del terzo apicale. L'elemento così preparato è stato sezionato longitudinalmente in senso vestibolo-orale. Le due metà così

ottenute hanno subito poi differenti procedure di mordenzatura in corrispondenza della loro superficie interna.

Una superficie ha subito un processo di mordenzatura con acido ortofosforico al 37% per 20 secondi, seguito da risciacquo e conservazione in soluzione fisiologica sterile. L'altra superficie è stata trattata con energia laser applicando i seguenti parametri consigliati dalla casa produttrice: energia fornita pari a 80 mJ, frequenza di 20 Hz, potenza di 1,6 W e un tempo di applicazione pari a 20 s. Quest'ultimo campione è stato successivamente conservato in soluzione fisiologica sterile. Le due metà sono state poi sottoposte all'osservazione al SEM.

3.1.2. Preparazione dei campioni per le prove meccaniche

Sono stati selezionati 15 elementi dentari monoradicolarati (incisivi centrali superiori e canini superiori) estratti per motivi parodontali e conservati in soluzione fisiologica sterile a temperatura ambiente. Tutti i campioni sono stati sottoposti a trattamento endodontico, ottenendo l'accesso alla camera pulpare per mezzo di una punta diamantata n. 206 e rimuovendo il tetto della camera pulpare con una fresa di Batt. Il sondaggio del canale fino all'apice è stato effettuato con strumenti k-file 06, 08, 10, associati ad abbondanti irrigazioni di ipoclorito di sodio. L'imbocco canalare è stato allargato con frese di Gates-Glidden 1 e 2.

La preparazione è stata realizzata partendo dal terzo coronale, sagomando le pareti con una serie di strumenti k-file fino al numero 25, costantemente accompagnata da irrigazioni con ipoclorito di sodio. Successivamente sono state preparate le pareti canalari del tratto medio e poi di quello apicale, utilizzando gli strumenti endodontici fino al numero 25 ed effettuando continui lavaggi con ipoclorito di sodio.

Dopo la sagomatura e la detersione del sistema canalare, tutti i campioni sono stati sezionati secondo un piano perpendicolare all'asse lungo del dente, eliminando così la porzione coronale.

I canali radicolari sono stati otturati con la tecnica di condensazione verticale della guttaperca calda.

Si è poi proceduto alla realizzazione dell'alloggio endocanalare del perno. Con frese Largo numero 3 è stata rimossa l'otturazione canalare, lasciando in ogni campione almeno 4 mm di guttaperca come sigillo apicale, preparando contemporaneamente il sito di alloggio del perno.

I perni (tipo Endocomposipost) sono stati dunque provati negli spazi canalari. I campioni, fino a questo momento trattati tutti allo stesso modo, sono stati suddivisi in tre gruppi, composti da 5 denti ciascuno, allo scopo di sottoporli alle seguenti differenti metodiche: i denti del gruppo 1 sono stati trattati con il sistema adesivo universale All-Bond 2, secondo le tecniche di mordenzatura tradizionale; quelli del gruppo 2 con laser Nd YAG, mentre quelli del gruppo 3 con una combinazione delle precedenti due tecniche.

Le superfici canalari dei denti appartenenti al gruppo 1 sono state mordenzate con acido ortofosforico al 32% per 20 secondi. Le superfici sono state dunque risciacquate abbondantemente con acqua, eliminando quella in eccesso mediante coni di carta sterili. I *Primer A* e *B* sono stati miscelati e applicati sulle pareti canalari in due strati consecutivi con un pennellino. Si è proceduto poi alla fase di asciugatura, effettuata con una siringa ad aria per 5-6 secondi ed, eventualmente, con coni di carta sterili. Con l'aiuto di un cono di carta, si è applicato un sottile strato di *Pre-Bond Resin* e due strati di *Primer B* sul perno, provvedendo poi ad asciugare la superficie. Dopo aver miscelato il cemento C&B, si è potuto applicare il composto sul perno e posizionare quest'ultimo nel canale. Si è proceduto immediatamente alla rimozione del cemento in eccesso intorno al perno. Dopo aver atteso qualche minuto per favorire la polimerizzazione del cemento composito, si è proceduto alla ricostruzione coronale dei campioni, mediante l'utilizzo di un composito. Una volta verificatosi l'indurimento del composito, i campioni sono stati immersi in soluzione fisiologica e ivi mantenuti a temperatura ambiente.

I 5 campioni appartenenti al secondo gruppo sono stati mordenzati con il laser Nd-YAG, secondo le indicazioni della casa produttrice, impostando un'energia di 80 mJ e una frequenza di 20 Hz (la potenza risultante è di 1,6 W). Il trattamento con laser ha avuto una durata complessiva di 20 secondi per ogni campione. Gli elementi così trattati sono stati poi sottoposti al trattamento adesivo con il sistema universale All-Bond 2, eliminando, naturalmente, la fase di mordenzatura, sostituita dalla mordenzatura laser. La miscela di *Primer A* e *B* è stata applicata con un pennellino sulla superficie del canale per due volte consecutive. Successivamente la resina è stata asciugata con una siringa ad aria per eliminare completamente solvente e acqua in eccesso, e con coni di carta sterili. Con l'ausilio di un cono di carta sterile, è applicato un sottile strato di *Pre-Bond Resin* all'interno del canale. Sono stati spennellati due strati di solo *Primer B* sul perno e poi asciugati con aria. Successivamente sono stati miscelati i due componenti del cemento composito. Il cemento è stato applicato sul perno, il quale immediatamente è stato posizionato all'interno del canale. Si è provveduto poi a rimuovere il cemento in eccesso intorno al perno. Una volta accertata l'avvenuta polimerizzazione del cemento e l'immobilizzazione del perno nel suo alloggiamento, si è proceduto con la ricostruzione della porzione coronale. Dopo la ricostruzione, i campioni sono stati conservati in soluzione fisiologica, alla temperatura ambiente.

Le superfici canalari degli elementi dentari del gruppo 3 sono state mordenzate dapprima con il laser, seguendo le indicazioni della casa produttrice (i valori dei parametri impostati sono stati: energia di 80mJ, frequenza di 20 Hz, potenza di 1,6 W e durata del trattamento pari a 20 s), e successivamente con acido ortofosforico al 10% per 20 secondi. Le superfici così mordenzate sono state sciacquate e quindi asciugate, con coni di carta sterile allo scopo di eliminare l'acqua in eccesso dal canale. In seguito sono stati applicati i restanti componenti del sistema adesivo All-Bond 2 sia sulle pareti canalari che sul perno. I *Primer A* e *B* sono stati miscelati e applicati in due strati consecutivi sulle pareti del canale radicolare. Si è provveduto quindi ad asciugare le superfici per 5-6 secondi per eliminare acqua e solvente in eccesso, utilizzando un getto d'aria o coni di carta sterile. Con un cono di carta è stato applicato uno strato di *Pre-Bond Resin* all'interno del canale radicolare mentre sul perno sono stati applicati due strati di *Primer B* successivamente asciugati. La pasta catalizzatrice e il cemento sono stati prima miscelati e successivamente applicati sulla superficie del perno, il quale è stato infine posizionato all'interno del canale. Gli eccessi di cemento agli imbocchi canalari sono stati repentinamente rimossi. A cementazione del perno avvenuta è stata ricostruita la porzione coronale del campione con un composito autopolimerizzante.

Tutti i campioni, opportunamente separati in differenti contenitori, sono stati infine preparati per consentire lo svolgimento della prova di trazione statica. Allo scopo di accogliere le parti terminali del dispositivo di afferraggio della macchina, costituito da una doppia micropinza collegata ad un dinamometro, sono state preparate, utilizzando una turbina con raffreddamento ad acqua, due scanalature a forma di parallelepipedo rettangolo situate alle estremità del diametro trasversale maggiore di ogni campione. Queste tacche, aventi lunghezza pari a 4 mm, larghezza e profondità pari a 1,5 mm, sono state ricavate per 2 mm nella ricostruzione coronale e per gli altri 2 mm nel tessuto radicolare. Una volta terminate tali preparazioni i campioni sono stati conservati in soluzione fisiologica, in attesa di essere sottoposti alla prova meccanica. Le prove meccaniche sono state effettuate mediante dinamometro elettronico LR 30K (Lloyd Instruments).

La prova di trazione statica è stata utilizzata per valutare, osservando i valori di resistenza dei campioni allo sforzo di taglio a rottura, quale sia la metodica di mordenzatura che presenta i risultati migliori. Fissando la velocità di prova ad 1 mm/min, è stato condotto il test di trazione fino alla rottura del campione. Il valore in MPa dello sforzo di taglio di rottura è stato poi ottenuto dividendo il carico di rottura in N registrato dalla macchina di prova, per la superficie laterale del perno sul quale si considerano concentrati gli sforzi taglio. Il valore così ottenuto

rappresenta la forza di taglio applicata all'unità di superficie del perno essendo dunque indipendente dalle dimensioni del perno stesso.

3.2. Risultati

3.2.1. Osservazioni al SEM

Nelle Figure 1a e 1b sono mostrate, rispettivamente, la sezione dell'elemento dentario sezionato e un ingrandimento (1 kX) della superficie mordenzata con acido ortofosforico. Dall'immagine 1b possiamo notare che i tubuli dentinali sono evidenti e privi del fango dentinale; la superficie presenta inoltre notevole rugosità probabilmente dovuta al processo di taglio. Una superficie di questo tipo si presenta particolarmente adatta ad assicurare una buona ritenzione assicurando numerosi punti di ancoraggio, sia in corrispondenza dei tubuli dentinali che delle irregolarità superficiali.

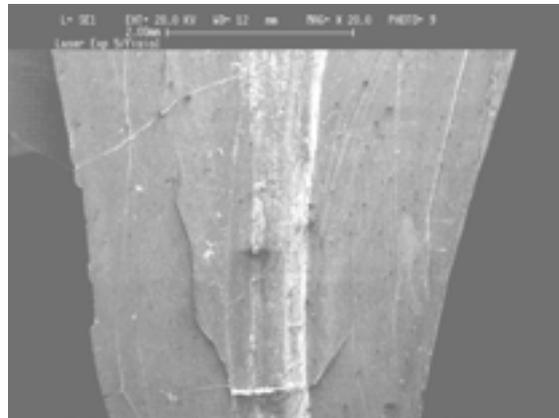


Figura 1. Sezione longitudinale dell'elemento dentario trattato con mordenzatura tradizionale

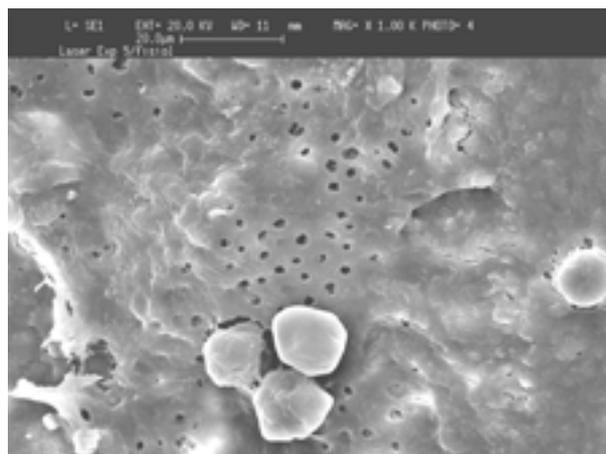


Figura 1b. Ingrandimento (1kX) della superficie dopo mordenzatura acida

Le immagini delle Figure 2a e 2b mostrano, rispettivamente, l'altra sezione longitudinale dell'elemento dentale sulla quale è stata eseguita la mordenzatura con laser Nd:YAG e un ingrandimento della superficie ad 1 kX. Da quest'ultima immagine si possono ancora notare i tubuli dentinali che risultano però parzialmente occlusi. L'applicazione del laser ha causato la alterazione della superficie che si presenta butterata e vetrificata. In corrispondenza dei tubuli dentinali si notano anfrattuosità allungate tutte nella stessa direzione che indicano, verosimilmente, la direzione lungo la quale è stato applicato il laser. Anche in questo caso sono presenti particelle residue dovute probabilmente al taglio.

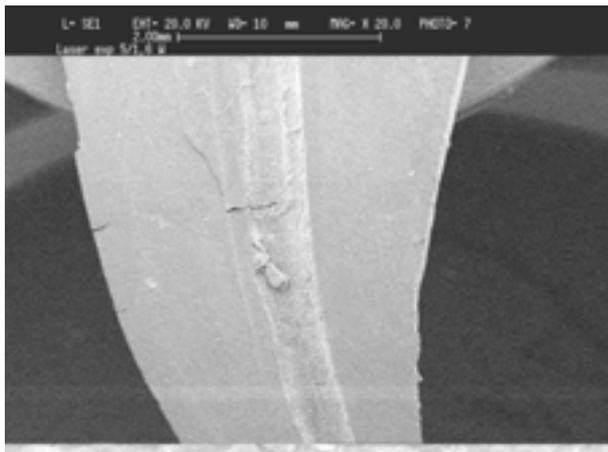


Figura 2a. Sezione longitudinale dell'elemento dentario trattato con laser Nd:YAG

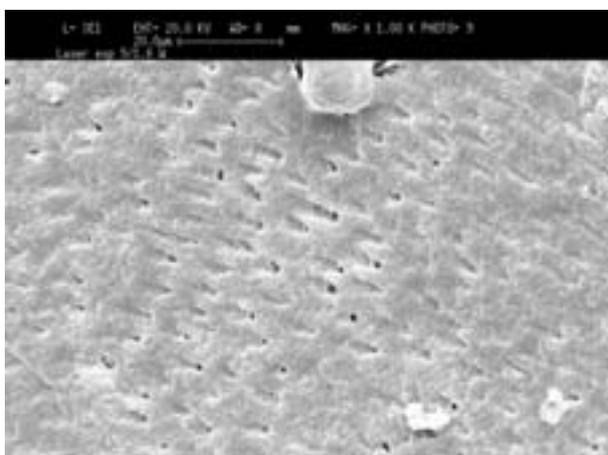


Figura 2b. Ingrandimento della superficie (1 kX) trattata con laser Nd:YAG

3.2.2. Prova di trazione statica

I valori medi, e le relative deviazioni standard, dello sforzo di taglio a tensione, calcolati con la prova di trazione statica descritta in precedenza sono riportati in Tabella 1.

Tabella 1. Valori medi dello sforzo di taglio a trazione e relativa deviazione standard

Gruppo	Sforzo di taglio medio (MPa)	Deviazione standard (\pm MPa)
Mordenzatura tradizionale	2,6	0,6
Mordenzatura laser	2,7	1,3
Mordenzatura laser+tradizionale	1,8	0,6

Eseguendo un'analisi della varianza ad una via (ANOVA) sulle serie di dati ottenute, non sono state riscontrate differenze statistiche rilevanti ($p = 0,259$). Notiamo infatti che i valori medi dello sforzo di taglio a trazione ottenuti nel caso di mordenzatura tradizionale con acido ortofosforico e con laser Nd:YAG sono praticamente gli stessi, mentre nel caso di combinazione dei due trattamenti il valore medio risulta più piccolo. L'ANOVA non ha però rilevato differenze statistiche significative probabilmente a causa dell'elevato valore della deviazione standard calcolata per il trattamento laser. La più elevata variabilità dei valori ottenuta in quest'ultimo caso è da attribuire alla non uniforme applicazione del laser sulla superficie dei diversi elementi dentari trattati. Risulta comunque evidente che i due trattamenti sono equivalenti, in quanto presentano un analogo comportamento meccanico quando sottoposti a trazione.

3.3. Discussione e conclusioni

Le osservazioni al SEM hanno evidenziato che il laser Nd:YAG ha prodotto la vetrificazione della dentina canalare, con presenza di irregolarità e anfrattuosità diffuse, in accordo con quegli autori (4) che hanno riscontrato la capacità del laser di aumentare la ritenzione meccanica tra la parete dentinale e la resina adesiva. Le irregolarità superficiali, infatti, non sono importanti solo per la formazione di micro-anfrattuosità nelle quali penetra la resina, ma anche perché la superficie di contatto con il sistema adesivo appare notevolmente aumentata nella sua estensione.

L'analisi della varianza non ha riscontrato significatività statistica fra i vari gruppi in esame. Relativamente alla resistenza allo sforzo di taglio a trazione del restauro, la tecnica di mordenzatura tradizionale e quella laser non comportano quindi evidenti differenze nel comportamento meccanico della ricostruzione nel suo complesso. L'invarianza riscontrata nelle prestazioni meccaniche ci suggerisce l'equivalenza dei due trattamenti. Il laser può dunque sostituire l'acido ortofosforico, il cui uso comporta effetti indesiderati nel paziente, quali l'introduzione in bocca di una sostanza nociva e il disagio prodotto dall'uso di strumenti rotanti.

È stato inoltre possibile, estraendo i perni dall'alloggio canalare, rilevare sui campioni processati l'interfaccia nella quale si è verificata la rottura del complesso dentina-cemento-perno in seguito all'applicazione delle sollecitazioni meccaniche. I perni estratti da alcuni campioni del gruppo trattato con mordenzatura tradizionale si presentano, mediante esame visivo, omogeneamente rivestiti da uno strato di cemento che va a riprodurre perfettamente la forma del canale, segno questo che l'interfaccia che ha ceduto durante le prove di trazione è

quella dentina-cemento. Un solo campione ha presentato la superficie del perno priva del rivestimento cementizio in alcuni punti. Per quel che riguarda i campioni del gruppo trattato con mordenzatura laser, i reperti osservati presentano alcune differenze. Alcuni campioni mostrano i relativi perni, estratti dai canali, completamente ricoperti dal cemento di fissaggio. Altri campioni presentano il perno pulito dal cemento nel suo tratto apicale, tanto da ritenere che in questo punto l'interfaccia più debole sia stata quella tra perno e cemento. Il tratto coronale invece si presenta regolarmente rivestito da cemento. Questo farebbe supporre che la dentina radicolare e il cemento di fissaggio abbiano costituito un sistema stabile, merito probabilmente del sistema di mordenzatura utilizzato che avrebbe permesso la realizzazione di un legame forte tra la dentina e il sistema adesivo. Queste considerazioni richiederanno una ulteriore conferma che verrà ottenuta solo con l'esame al microscopio elettronico a scansione delle interfacce. I perni, estratti dai campioni facenti parte del gruppo in cui sono stati applicati entrambi i trattamenti, non si presentano omogeneamente rivestiti da cemento, tranne che per un paio di campioni, in cui il cemento composito sembra aver registrato l'impronta esatta del canale. Anche in questo caso si renderà necessario processare i campioni al SEM.

Alla luce dei risultati ottenuti, la tecnica di mordenzatura laser potrebbe essere proposta come valida alternativa all'utilizzo di acidi e di altre sostanze nel canale radicolare. Non bisogna però sottovalutare i motivi che rendono questa tecnica ancora poco considerata: ci si riferisce soprattutto agli elevati costi dell'apparecchiatura che attualmente impediscono una larga diffusione della metodica nella pratica odontoiatrica. Tuttavia, i risultati ottenuti nel trattamento della parete canalare con l'ausilio del laser Nd:YAG sembrano piuttosto incoraggianti. Le sperimentazioni già effettuate offrono degli interessanti spunti per studi successivi, di tipo dinamico e ultrastrutturale, che potranno essere condotti variando i parametri di utilizzo o usando per gli stessi trattamenti altri dispositivi laser (Er:YAG, per esempio), in modo da verificare la possibilità che la tecnica di mordenzatura laser si riveli effettivamente migliore rispetto a quella convenzionale, soprattutto perché risulta meno traumatica per il paziente.

BIBLIOGRAFIA

1. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Laser in endodontics: a review. *Int Endod J* 2000;33:173-85.
2. Martelli FS, de Leo A, Zinno S. *Laser in odontostomatologia. Applicazioni cliniche*. Milano: Masson; 2000.
3. Gambarini G, Testarelli L, Gallottini L. Applicazione del laser in campo endodontico. Possibilità e limiti. *Dent Cadmos* 2002;3:37-49.
4. Carnovale F, Giardino L, Delle Fratte T. Il laser in endodonzia. *Minerva stomatologica* 1997;46:491-6.
5. Park DS, Lee HJ, Yoo HM, Oh TS. Effect of Nd:Yag laser irradiation on the apical leakage of obturated root canals: an electrochemical study. *Int Endod J* 2001;34:318-21.
6. Gazelius B, Olgart L, Edwall B. Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter. *Endod Dent Traumatol* 1988;4(6):265-8.
7. Vongsavan N, Matthews B. Experiment in pigs on the sources of laser Doppler blood-flow signal recorded from teeth. *Arch Oral Biol* 1996;41(1):97-103.
8. Pini R, Salimbeni R, Vannini M, Barone R, Clausiers C. Laser dentistry: a new application of eximer laser in root canal therapy. *Lasers Surg Med* 1989;9(4):358-61.
9. Castellucci A. *Endodonzia*. Firenze: Il tridente; 1993.
10. Ripari M, Maggiore C, Spinetti A. *Apicectomy: indicazioni e tecnica chirurgica*. Roma: Editrice Universitaria di Roma, La Goliardica; 1998.
11. Duclos P, Behelert V, Lenz P. New technic of surgical treatment of periapical lesion using carbon dioxide laser. *Rev Odontostomatol* 1990;19(2):143-50.
12. Friedman S, Rotstein I, Mahamid A. In vivo efficacy of various retrofills and CO₂ laser in apical surgery. *Endod Dent Traumatol* 1991;7:19-25.
13. Friedman S, Rotstein I, Bab I. Tissue response following CO₂ laser application in apical surgery: light microscopic assessment in dogs. *Lasers Surg Med* 1992;12(1):104-11.
14. Goracci G, Mori G, Verdecchia R. Gli adesivi dentali: teoria e pratica secondo le più recenti ricerche. *Dent Cadmos* 1998;1:9-32.
15. Goracci G, Mori G, Casa de' Martinis L. L'adesione dei compositi alla dentina. Aspetti microscopici. *Dent Cadmos* 1995;19:11-45.
16. Goracci G, Mori G, Casa de' Martinis L, Bazzucchi M. *Otturazioni in composito ed adesione alle strutture dentarie*. Milano: Masson; 1994.
17. Kimura Y, Takahashi K, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Effect of 9,3 µm carbon dioxide laser on human dentine: a morphological study using scanning electron microscopy and confocal laser scanning microscopy. *J Clin Laser Med Surg* 2000; 18(4):197-202.
18. Takahashi K, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological and atomic analytical changes after CO₂ laser irradiation at 9,3 µm on human dental hard tissues. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16(3):167-73.
19. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod* 1998;24(8):548-51.
20. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16(2):117-22.

21. Blum JY, Michalesco P, Abadie MJ. An evaluation of the bactericidal effect of the Nd:YAP laser. *J Endod* 1997;23(9):583-5.
22. Dederich PN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod* 1984;10(9):428-31.
23. Goodis HE, White JM, Marshall SJ. Scanning electron microscopic examination of intracanal wall dentine: hand versus laser treatment. *Scanning Microsc* 1993;7:979-87.
24. Farge P, Nahas P, Bonin P. In vitro study of a Nd:YAP laser in endodontic retreatment. *J Endod* 1998;24(5):359-63.
25. Sumitomo M, Furuya H. Biomedical engineering for the conservation of teeth--the use of a Nd-YAG laser for a treatment of apical focus. *Front Med Biol Eng* 1989;1(2):89-97.
26. Bedini R, Formisano G, Ioppolo P, Altamura C, Majori M, Tundo E, Caiazza S. *Valutazione meccanica e ultrastrutturale di ricostruzioni post-endodontiche con perni endocanalari non metallici sabbiati superficialmente*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2000. (Rapporti ISTISAN 00/27).
27. Bedini R, Caiazza S, De Angelis G, Formisano G, Ioppolo P, Andreasi Bassi M, Uberti P. *Studio in vitro delle prestazioni meccaniche di un sistema di perni endocanalari di ultima generazione*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1999. (Rapporti ISTISAN 99/3).
28. Bedini R, Caiazza S, Formisano G, Ioppolo P, Altamura C, Majori M. *Valutazione meccanica, ultrastrutturale e clinica di ricostruzioni endodontiche eseguite con vari tipi di adesivi smalto-dentinali e perni in fibra di carbonio*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1998. (Rapporti ISTISAN 98/15).
29. Altamura C, Maccaroni F, Pellini A. Perni endocanalari in fibra di carbonio. Analisi al SEM. In: *Atti del IV Congresso Nazionale del Collegio dei Docenti di Odontoiatria*. Roma, 16-19 aprile 1997. vol I:669-74.
30. Cantatore G, Corigliano M, Malagnino V. Perni moncone in resina acetilica. *Dent Cadmos* 1992;12:42-50.
31. Calderani G, Simone M, Gagliani M, Re D. Perni in composito nella ricostruzione dei denti trattati endodonticamente. *Dentista Moderno* 1995;2:167-74.
32. Pescarmona G, Fuzzi M. Le ricostruzioni complesse in amalgama. *Dent Cadmos* 1985;2/3:11-30, 17-42.
33. Dionysopoulos P, Skolianos P, Papadogiannis Y. A study of the microstructure of some dental retention pins and prefabricated root canal posts. *J Oral Rehabil* 1995;22(1):29-35.
34. Faccioni F, Peretta R, Bertelè GP, Storari P. Caratteristiche ricostruttive dei perni di ritenzione endocanalare verificate in base ai principi generali di meccanica. *Minerva Stomatol* 1987;36(1-2):37-41.
35. Ferrari M, Mason PN. Cementazione di perni passivi. Valutazioni al SEM. *Dentista Moderno* 1993;6: 35-9/859-63.
36. Freedman G. Il perno in fibra di carbonio. Il restauro adesivo post-endodontico non metallico. *Informatore Endodontico* 1997;1(3):42-47.
37. Anderlini G. *Moderni orientamenti per la restaurazione dentale*. Bologna: Martina;1995.
38. Pecora JD, Brugnera Jr A, Cussioli AL. Evaluation of dentin root canal permeabilità after instrumentation and Er:YAG laser application. *Lasers Surg Med* 2000;26:277-81.
39. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J* 1999;32(1):32-9.

40. Matsuoka E, Kimura Y, Matsumoto K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16(5):255-61.
41. Harashima T, Takeda FH, Zhang C. Effect of argon laser irradiation on instrumented root canal walls. *Endod Dent Traumatol* 1998;14(1):26-30.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

*Stampato da Ditta Grafiche Chicca & C. snc
Via di Villa Braschi 143, 00019 Tivoli (Roma)*

Roma, giugno 2003 (n. 2) 11° Suppl.