



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI GENOVA

SCUOLA DI SCIENZE MEDICHE E FARMACEUTICHE

Corso di Laurea Specialistica in

ODONTOIATRIA E PROTESI DENTARIA

Presidente del corso di laurea: Chiar.ma Prof. Maria Menini

Trattamento laser assistito dell'iperpigmentazione gengivale

Relatore: Chiar.mo Prof. Stefano Benedicenti

Correlatore: Prof. Jihad Habli

Tesi di laurea di
Rawad Abou Chakra

Sommario

INTRODUZIONE	3
Cenni di anatomia del parodonto.....	3
. GENGIVA.....	4
Pigmentazioni gengivali	12
IL LASER.....	14
CENNI STORICI:	14
Il maser	14
il laser	15
PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO.....	17
PRINCIPI FISICI DI FUNZIONAMENTO DELL'APPARECCHIO LASER:.....	18
PARAMETRI CHE CARATTERIZZANO E DESCRIVONO LE ONDE ELETTROMAGNETICHE	21
PROPRIETÀ FONDAMENTALI DELLA LUCE LASER	23
ELEMENTI COSTITUTIVI DEI SISTEMI LASER	25
MODALITÀ DI EMISSIONE DELLA LUCE LASER	29
SISTEMI DI CONDUZIONE DELLA LUCE LASER	30
INTERAZIONI ED EFFETTI DELLA RADIAZIONE LASER SUI TESSUTI.....	33
EFFETTI BIOLOGICI DEL LASER.....	35
Revisione letteratura	38
Introduzione.....	38
Meccanismo d'interazione laser-tessuto.....	39
Valutazione dell'iperpigmentazione gengivale da melanina prima del trattamento e nei periodi di follow-up e valutazione della recidiva	44
Materiali e Metodi	51
Caso 1 :	51
Caso 2:	54
Caso 3:	57
Caso 4:	59
Conclusioni.....	61
BIBLIOGRAFIA	62
<i>Ringraziamenti</i>	64

INTRODUZIONE

Cenni di anatomia del parodonto

La mucosa orale (membrana mucosa), non ha soluzioni di continuità con la cute delle labbra e con le mucose del palato molle e della faringe. È costituita da:

- 1) *mucosa masticatoria*: comprendente la gengiva e il rivestimento del palato duro.
- 2) *mucosa specializzata*: che copre il dorso della lingua.
- 3) *mucosa di rivestimento*: che comprende la parte di mucosa restante.

Il **parodonto** (o periodonto, da *peri* = intorno, *odontos* = dente), chiamato anche “apparato di attacco” o “tessuti di supporto del dente”.

La sua funzione principale è quella di mantenere adeso l'elemento dentale al tessuto osseo dei mascellari e di conservare l'integrità della superficie della mucosa masticatoria della cavità orale.

Lindhe afferma che il parodonto comprende diversi tessuti:

. *Gengiva*.

. *Legamento parodontale*.

. *Cemento radicolare*.

. *Ossso alveolare*.

Quest'ultimo è formato da due componenti: l'*osso alveolare proprio* e il *processo alveolare*. L'osso alveolare proprio, chiamato anche osso fascicolato, continua nel processo alveolare e forma la sottile lamina ossea che riveste l'alveolo del dente.

. GENGIVA

Anatomia macroscopica

La gengiva è quella parte della mucosa orale che ricopre il processo alveolare e circonda il colletto dei denti. In direzione della corona, la gengiva appare di colore rosa corallo e termina con il margine gengivale libero, che ha un contorno festonato. In direzione dell'apice, la gengiva continua con la mucosa alveolare (mucosa di rivestimento), che appare lassa e di colore rosso più scuro, da cui è separata per mezzo di una linea di confine generalmente ben riconoscibile, chiamata *giunzione mucogengivale* o *linea mucogengivale*. Nel palato non è presente una linea mucogengivale perché il palato duro e il processo alveolare mascellare sono ricoperti dallo stesso tipo di mucosa masticatoria. L'ampiezza verticale della gengiva cambia a seconda delle diverse zone della bocca. Nell'osso mascellare superiore la gengiva vestibolare è generalmente più ampia nell'area dei denti incisivi e più stretta nella zona adiacente ai denti premolari. Nella mandibola la gengiva linguale è particolarmente stretta nell'area dei denti incisivi e ampia nella regione dei denti molari. L'intervallo di ampiezza è di 1-9 mm.

La gengiva può essere differenziata in due parti:

- *Gengiva libera*: si estende dal margine gengivale libero al solco gengivale libero.
- *Gengiva aderente*: si estende dal solco gengivale libero alla linea mucogengivale.

La *gengiva libera*: è di colore rosa corallo, a superficie opaca (a buccia d'arancia) e consistenza compatta. Di essa fanno parte il tessuto gengivale vestibolare e linguale/palatale e la gengiva interdentale che forma le papille interdentali. Sulle facce vestibolare e linguale dei denti, la gengiva libera si estende dal margine gengivale in direzione dell'apice fino al solco gengivale libero, che è situato allo stesso livello della *giunzione smalto-cemento*.

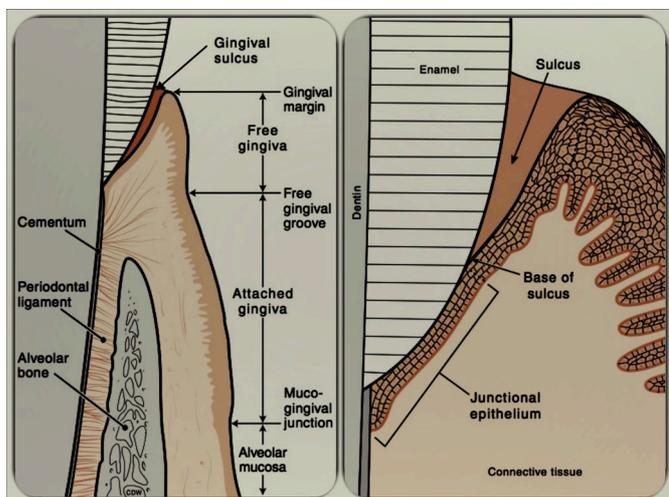
Il margine gengivale libero è spesso arrotondato in modo tale che fra denti e gengiva viene a formarsi una piccola invaginazione o solco. Quando si inserisce una sonda parodontale in questa invaginazione e la si spinge in direzione apicale verso la giunzione smalto-cemento, il tessuto gengivale viene separato dal dente e si apre artificialmente una tasca gengivale o

fessura gengivale. Quindi, nella gengiva normale o clinicamente sana non sono presenti in realtà né tasche o fessure gengivale, ma la gengiva è a stretto contatto con la superficie dello smalto.

Dopo la completa eruzione del dente, il margine gengivale libero è localizzato sulla superficie dello smalto in direzione coronale, a circa 1,5-2 mm dalla giunzione smalto-cemento. La forma della papilla interdentale è determinata dai rapporti di contatto fra i denti, dall'ampiezza delle loro superfici approssimali e dal decorso della giunzione smalto-cemento (nelle regioni anteriori hanno forma piramidale, nelle regioni dei denti molari sono più appiattite in direzione buccolinguale). Poiché nelle regioni premolari e molari delle arcate dentali i denti hanno superfici approssimali di contatto, più che punti di contatto, la porzione vestibolare e quella linguale/palatale delle papille interdentali sono spesso separate, si viene a creare così una leggera concavità chiamata *regione del colle*; quest'area appare rivestita da un sottile epitelio non cheratinizzato, molto simile dal punto di vista istologico all'epitelio giunzionale.

La gengiva aderente: delimitata in direzione coronale dal suo *solco gengivale libero* (gingival Groove, GG) o, quando questo non è presente, da un piano orizzontale posizionato all'altezza della giunzione smalto-cemento. All'esame clinico è stato osservato che il solco gengivale libero è presente soltanto nel 30-40% degli adulti. La gengiva aderente è saldamente fissata all'osso alveolare e al cemento sottostanti per mezzo di fibre connettivali che la rendono praticamente immobile rispetto al tessuto sottostante.

La mucosa alveolare: è di colore rosso più scuro, situata apicalmente alla giunzione mucogengivale, è invece scarsamente aderente all'osso sottostante, risultando quindi mobile.



Anatomia microscopica

La gengiva è costituita da uno strato epiteliale e da uno strato di tessuto connettivo sottostante, detto lamina propria.

La gengiva libera comprende tutte le strutture tissutali epiteliali e connettivali situate coronalmente a una linea orizzontale che passa a livello della giunzione smalto-cemento (cemento-enamel Junction, CEJ).

L'epitelio che riveste la gengiva libera può essere differenziato in:

- . *Epitelio orale (OE)*: prospiciente la cavità orale;
- . *Epitelio orale sulcolare (OSE)*: rivolto verso il dente ma non a contatto con la sua superficie;
- . *Epitelio giunzionale (JE)*: attraverso cui si realizza il contatto tra gengiva e dente.

Il confine fra epitelio orale (OE) e il sottostante tessuto connettivo (CT) ha un decorso ondulato: le porzioni di tessuto connettivo che si proiettano nell'epitelio sono dette *papille connettivali* e sono separate fra loro da *creste epiteliali*, dette *digitazioni epiteliali*.

Le digitazioni epiteliali e papille connettivali sono presenti nell'epitelio orale e nell'epitelio sulcolare in condizione di una gengiva sana, sono invece assenti a livello dell'epitelio giunzionale. L'aspetto a buccia d'arancia della gengiva aderente è una caratteristica morfologica presente nel 40% della popolazione adulta, le depressioni visibili ad occhio nudo presenti sulla superficie esterna dell'epitelio si formano in corrispondenza delle aree di unione delle creste epiteliali.

Componenti dello strato epiteliale:

L'*epitelio orale (OE)* è di tipo squamoso, stratificato, cheratinizzato.

Può essere diviso sulla base del grado di differenziazione delle cellule che producono cheratina in:

- . *Strato basale (strato germinativo)*.
- . *Strato delle cellule spinose*.

. *Strato delle cellule granulari.*

. *Strato delle cellule cheratinizzate.*

L'epitelio può essere *ortocheratinizzato* (assenza dei nuclei cellulari negli strati più superficiali) oppure *paracheratinizzato* (presenza di nuclei e residui di nuclei cellulari negli strati più superficiali).

Oltre alle *cellule produttrici di cheratina*, che da sole rappresentano il 90% della popolazione cellulare, nell'epitelio orale sono presenti anche altri tipi di cellule, chiamate "cellule chiare":

. *Melanociti*: cellule produttrici di melanina.

. *Cellule di Langerhans*: implicate nei meccanismi di difesa.

. *Cellule di Merkel*: a funzione sensoriale.

. *Cellule infiammatorie.*

Le cellule dello strato basale sono in prossimità del tessuto connettivo e sono da questo unite attraverso la *membrana basale* (ampia 1-2 μm).

La membrana basale risulta essere formata da:

- *lamina lucida* (LL): rivolta verso il tessuto epiteliale e connessa alle cellule basali attraverso *emidesmosomi*, nei quali convergono i tonofilamenti citoplasmatici delle cellule basali stesse;
- *lamina densa* (LD): dalla quale si proiettano a ventaglio, nel tessuto connettivo, le *fibre di ancoraggio*, lunghe circa 1 μm .

Solo le cellule basali sono in grado di dividersi, di andare cioè incontro a divisione mitotica. Le vecchie cellule basali che non vanno più incontro a divisione mitotica vengono spinte verso lo strato spinoso e iniziano, come cheratinociti, un processo di continua differenziazione che le porterà a desquamare. Nel loro passaggio dallo strato basale alla superficie dell'epitelio le cellule, prima cuboidi o cilindriche, diverranno a mano sempre più appiattite, si avrà un aumento del numero di tonofilamenti e desmosomi, ma una diminuzione di tutti gli organuli cellulari (reticolo endoplasmatico rugoso, complesso di Golgi, mitocondri); a livello dello strato granuloso nei cheratinociti compariranno corpuscoli cheratoialini, correlati alla produzione di cheratina.

Componenti dell'epitelio dento-gengivale

Durante le fasi successive dell'eruzione del dente tutte le cellule dell'epitelio ridotto dello smalto sono sostituite da un *epitelio giunzionale* (JU). Quest'epitelio è in continuità con l'epitelio orale e fornisce l'attacco fra dente e gengiva. Se dopo l'eruzione completa del dente si asporta della gengiva libera, si svilupperà in fase di guarigione un nuovo epitelio giunzionale strutturalmente indistinguibile da quello formato in fase di eruzione del dente, ciò indica che le cellule dell'*epitelio orale* (OE) hanno la capacità di differenziarsi in cellule dell'epitelio giunzionale. L'*epitelio sulcolare orale* (OSE) è costituito da cellule di forma conoide e ha superficie cheratinizzata, copre il solco gengivale, localizzato tra lo smalto e il margine della gengiva libera.

L'epitelio giunzionale differisce morfologicamente dall'epitelio sulcolare orale e dall'epitelio orale, che sono invece molto simili. L'epitelio giunzionale è più ampio nella sua porzione coronale (circa 15-20 strati cellulari) mentre diventa più sottile (3-4 strati) verso la giunzione smalto-cemento. La linea di confine tra l'epitelio giunzionale e il tessuto connettivo sottostante non presenta digitazioni epiteliali tranne in caso di infiammazione.

Le cellule dell'epitelio giunzionale sono organizzate in uno strato basale e in parecchi strati sovra basali. Le cellule basali e quelle sovra basali risultano appiattite, con l'asse maggiore parallelo alla superficie del dente. Come l'epitelio sulcolare orale e l'epitelio orale, anche l'epitelio giunzionale è continuamente rinnovato dalle divisioni cellulari nello strato basale. Le cellule migrano fino alla base del solco gengivale dove poi desquamano.

L'interfaccia tra l'epitelio giunzionale e lo smalto è strutturalmente molto simile all'interfaccia tra l'epitelio e il tessuto connettivo. Quest'ultima è in contatto con le cellule dell'epitelio giunzionale e può essere considerata come la continuazione della lamina lucida (LL); la zona tra l'epitelio giunzionale e lo smalto può essere considerata come continuazione della lamina densa (LD) che nella membrana basale è rivolta verso il tessuto connettivo. Diversamente dall'interfaccia tra epitelio e tessuto connettivo non si hanno *fibre di ancoraggio* (AF) attaccate

alla struttura simile alla lamina densa adiacente allo smalto; però, come le cellule basali adiacenti alla membrana basale (nell'interfaccia con il tessuto connettivo), anche le cellule dell'epitelio giunzionale che guardano verso la struttura simile alla lamina lucida contengono *emidesmosomi*.

Componenti della lamina propria

La lamina propria (tessuto connettivo gengivale) è composta da alcuni elementi principali immersi in una sostanza fondamentale amorfa (matrice). Tali componenti sono:

- *60% fibre collagene*
- *35% vasi e nervi*
- *5% fibroblasti*

Tipi di **cellule** presenti nel tessuto connettivo:

- *Fibroblasti*
- *Mastociti*
- *Macrofagi*
- *Cellule infiammatorie di vario tipo (granulociti neutrofili, linfociti, plasmacellule)*

I *fibroblasti* sono le cellule predominanti del tessuto connettivo (65% della popolazione totale) e sono responsabili della produzione dei vari tipi di fibre del tessuto connettivale stesso, forniscono inoltre un valido supporto alla sintesi della matrice connettivale.

I *mastociti* sono responsabili della produzione di alcune componenti della matrice, inoltre producono sostanze vasoattive che possono agire sulla funzione del sistema microvascolare e controllare il flusso di sangue attraverso il tessuto.

I *macrofagi* svolgono funzioni fagocitiche e di sintesi; sono particolarmente presenti nel tessuto infiammato e derivano dai monociti presenti nel circolo sanguigno.

Tipi di **fibre** presenti:

- *Fibre reticolari*
- *Fibre ossitalaniche*
- *Fibre elastiche*
- *Fibre collagene*

Le *fibre reticolari* sono presenti nell'interfaccia tra epitelio e tessuto connettivo e tra endotelio e tessuto connettivo.

Le *fibre ossitalaniche*, scarse nella gengiva, sono invece numerose nel legamento parodontale.

Le *fibre elastiche* presenti nel tessuto connettivo della gengiva e del legamento parodontale, sono esclusivamente in associazione ai vasi sanguigni, mentre sono abbondanti nella lamina propria e nella sottomucosa della mucosa di rivestimento.

Le *fibre collagene* predominano nel tessuto e costituiscono le componenti essenziali del parodonto.

La maggior parte delle fibre collagene è unita in diversi gruppi distinguibili in base all'orientamento delle fibre. A seconda della loro inserzione e del loro decorso nel contesto del tessuto, i fasci di fibre collagene della gengiva possono essere divisi nei seguenti gruppi:

- *Fibre circolari* (FC): decorrono nella gengiva libera e circondano ad anello il dente.
- *Fibre dentogengivali* (FDG): fanno parte del cemento della porzione sopralveolare della radice, da cui si proiettano a ventaglio nel tessuto gengivale libero.
- *Fibre dentoperiostali* (FDP): a partire dalla stessa zona di cemento da cui originano anche le fibre dentogengivali, decorrono poi apicalmente sopra le creste ossee vestibolari e linguali e terminano nel tessuto della gengiva aderente.
- *Fibre transettali* (FT): si estendono tra il cemento sopralveolare di due denti adiacenti e decorrono rettilinee attraverso il setto interdentale.

La *matrice*, prodotta principalmente dai fibroblasti, è il mezzo in cui sono contenute le cellule del tessuto connettivo. Tale sostanza fondamentale è essenziale per il mantenimento delle funzioni del connettivo stesso: il trasporto di acqua, elettroliti, fattori nutritivi, metaboliti, etc. avviene infatti all'interno di quest'ultima. I principali costituenti della matrice connettivale sono macromolecole di carboidrati e proteine, che si distinguono normalmente in proteoglicani e glicoproteine.

Pigmentazioni gengivali

Nella mucosa orale sono presenti delle cellule chiamate melanociti che producono melanina. Le funzioni di queste cellule, che nella cute sono predisposte alla protezione dai raggi ultravioletti.

Le cellule che producono melanina hanno l'origine embrionale nella cresta neuronale. Queste cellule migrano sulla superficie epiteliale per risiedere fra le cellule basali. Gli organelli contenenti granuli di pigmento, i *melanosomi*, sono prodotti dai melanociti e non sono di solito trattenuti all'interno della cellula ma trasportati ai cheratinociti circostanti e talvolta ai macrofagi sottostante. La *luce*, gli *ormoni* e la *costituzione genetica* influenzano la quantità di pigmento prodotto.

I melanociti sono delle cellule dendritiche con il corpo situato tra le cellule basali e i prolungamenti citoplasmatici che si insinuano tra le cellule soprabasali. In genere si osserva un melanocita ogni 20-30 cellule basali.

Nella cavità orale si osserva un'ampia varietà di lesioni pigmentate, che possono essere causate sia da un aumento della produzione di melanina sia da un aumento del numero dei melanociti. Il deposito localizzato di melanina dà origine alla cosiddetta macula, mentre la proliferazione benigna o maligna dei melanociti dà origine rispettivamente ai nevi o melanoma. Le lesioni pigmentate della mucosa orale possono derivare anche dal deposito di sostanza esogene introdotte accidentalmente, come avviene, per esempio, nel caso di tatuaggio da amalgama o da grafite.

Alcune condizioni fisiologiche come la gravidanza (melasma gravidico) possono dare iperpigmentazione sia della cute sia della mucosa orale. Iperpigmentazione melaninica si può osservare in condizioni fisiologiche in individui di colore o dalla carnagione scura specie nei settori anteriori dell'arcata gengivale inferiore.

Tabella 10.1 Cause di pigmentazioni della mucosa orale

Condizioni fisiologiche

- Pigmentazione fisiologica razziale (individui di colore)
- Gravidanza

Macule melaniniche

Traumi e irritazione cronica

- *Morsicatio*
- Melanosi da fumo di sigarette, sigaro o pipa
- Pigmentazioni postinfiammatorie (lichen planus erosivo)

Malattie proliferative neoplastiche

- Melanoacantoma
- Nevi della mucosa orale
- Melanoma orale

Farmaci e intossicazioni

- Amiodarone
- Cloroquina e derivati
- Clofazimina
- Ketoconazolo
- Minociclina

- Estrogeni
- Zidovudina
- Fenoltaleina
- Estroprogestinici
- Anticonvulsivanti
- Antitubercolari
- Antiblastici (busulfan, ciclofosfamida, doxorubicina, bleomicina)
- Intossicazioni da piombo

Malattie o sindromi

- Sindrome di Peutz-Jeghers
- Malattia di Addison
- Sindrome di McCune-Albright
- Malattia di Laugier-Hunziker
- Cirrosi epatica
- Neurofibromatosi
- Altre

Pigmentazioni da sostanze esogene

- Tatuaggio da amalgama
- Tatuaggio da grafite
- Tatuaggio intenzionale per cosmesi
- Tatuaggio da grasso di ingranaggi (incidenti stradali)

IL LASER

CENNI STORICI:

L.A.S.E.R. è l'acronimo di *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, vale a dire amplificazione della luce mediante l'emissione stimolata di radiazione.

La storia dello sviluppo del laser inizia dagli studi di M. Planck, relativi alla fisica del corpo nero (1901), e da quelli teorici di A. Einstein (1916), sull'emissione stimolata delle radiazioni (studi compresi nella sua teoria quantistica dell'emissione e dell'assorbimento, per la quale ricevette il premio Nobel nel 1917).

Il maser

Già nel 1954 T. Townes, J. Gordon e H. Zeiger (Columbia University, New York), e indipendentemente Basov e Prokhorov (Lebedev Institute, Mosca), riuscirono a realizzare i primi amplificatori per microonde basati sul processo di emissione stimolata, che furono chiamati MASER (*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*). Ciò che permise ai gruppi di far prevalere l'emissione stimolata sull'assorbimento fu la cosiddetta "inversione di popolazione", cioè la preparazione delle molecole in modo che siano praticamente tutte in uno stato eccitato anziché in quello fondamentale. Il mezzo attivo in cui i due gruppi di ricerca riuscirono a creare l'inversione di popolazione fu l'ammoniaca: le poche molecole eccitate venivano estratte elettrostaticamente da un fascio molecolare e accumulate all'interno di una cavità risonante. In questo modo, una diseccitazione spontanea emetteva radiazione che provocava la diseccitazione stimolata delle molecole vicine, innescando un processo a valanga che portava in brevissimo tempo alla diseccitazione globale del mezzo, con l'emissione di un intenso lampo di microonde praticamente monocromatiche. Particolarità della radiazione prodotta era la coerenza: infatti il processo di emissione stimolata garantisce una relazione ben definita tra la fase della luce stimolante e quella emessa (i fotoni sono

esattamente in fase). Dopo la diseccitazione l'ammoniaca si trovava per definizione nello stato fondamentale; cessava quindi la condizione indispensabile per avere l'emissione stimolata.

In questo modo non era possibile ottenere radiazione continua, ma solo impulsi. Per queste ricerche Basov, Prokhorov e Townes ricevettero il Nobel per la Fisica nel 1964.

Naturalmente era auspicabile un'emissione continua di microonde: serviva un sistema in grado di mantenere nel tempo l'inversione di popolazione, cioè un mezzo con molti livelli eccitati accessibili e un meccanismo che li ripopolasse in continuazione.

Furono Maschke, Kikuchi, Lamb e Terhune a presentare un maser a stato solido che generava radiazione continua. Grazie ad un'idea di Bloembergen (*Physical Review*, 1956) era possibile ripopolare in continuazione gli stati elettronici eccitati, ottenendo radiazione continua.

il laser

La prima idea di un LASER vale a dire di un maser in grado di operare nella regione visibile dello spettro elettromagnetico (la parola laser è infatti un acronimo simile a maser, dove il termine *Microwave* è sostituito da *Light*), fu pubblicata nel 1958 sulla rivista americana *Physical Review* in un articolo a firma di Townes e Schawlow. La costruzione di un laser funzionante, tuttavia, non fu immediata. Fu solo nel 1960 che Theodor Maiman dei Laboratori di Ricerca della Hughes Corporation (USA) riuscì a realizzare il primo laser. Si trattava di un laser impulsato ottenuto sfruttando un cilindro di rubino posto fra due specchi.

Il pompaggio era di tipo ottico e veniva realizzato mediante un intenso flash luminoso generato con una lampada a scarica di forma elicoidale posta attorno alla barra di rubino. Come nei primi maser, la diseccitazione per emissione spontanea di un fotone innescava il processo di emissione stimolata e la conseguente generazione di un impulso luminoso ulteriormente amplificato dalla risonanza ottica fra i due specchi. Il primo laser in grado di produrre una emissione continua di luce (anziché singoli impulsi) fu realizzato verso la fine del 1960 da Ali Javan, William Bennet e Donald Herriot. I tre ricercatori dei Laboratori Bell (USA) realizzarono un dispositivo che sfruttava come mezzo attivo una miscela di due gas nobili: l'Elio e il Neon (per questo motivo il laser prese il nome di laser HeNe). Anche il funzionamento era radicalmente diverso dal dispositivo precedentemente sviluppato da Maiman. L'eccitazione del mezzo attivo, infatti, era realizzata mediante una scarica elettrica (anziché un lampo luminoso) e sfruttava un processo detto "trasferimento risonante di eccitazione" basato sul trasferimento di energia mediante urti fra molecole di tipo diverso.

Questi livelli, infine, sono soggetti al fenomeno di diseccitazione per emissione stimolata e conseguentemente generano un'emissione di radiazione coerente mediante decadimento su altri due livelli di energia inferiore.

Dopo il laser a gas, una pietra miliare fu segnata dai dispositivi a semiconduttore, presentati nel 1962 da quattro gruppi indipendenti guidati da Hall (General Electric Research Development Center, Schenectady, New York), Nathan (IBM Research Laboratory, Yorktown Heights, New York), Holonyak (General Electric Syracuse, New York) e Rediker (MIT Lincoln Laboratory, Lexington Massachusetts). Si trattava di giunzioni p-n (*strato p*: eccedenza di lacune; *strato n*: eccesso di elettroni) all'arseniuro di gallio, che generavano radiazione coerente nell'infrarosso quando percorse da correnti elevate. Il funzionamento di questo tipo di dispositivi (diodi laser), essendo sostanzialmente dei diodi, è radicalmente diverso dagli altri laser, sebbene ovviamente sia sempre basato sul processo descritto da Einstein. In condizioni normali gli elettroni del mezzo si trovano praticamente tutti nella banda di valenza, e la banda di conduzione è quasi vuota; in queste condizioni il materiale è un cattivo conduttore. Sottoponendolo ad un'intensa eccitazione elettrica è possibile però innescare la produzione di coppie lacuna-elettrone, facendo salire in banda di conduzione molti elettroni, svuotando quindi la banda di valenza, fenomeno che rappresenta proprio un'inversione di popolazione. A questo punto alcuni elettroni ricadono spontaneamente nella banda di valenza per ricombinarsi con delle lacune, emettendo quanti di energia pari al salto energetico tra le bande; tale radiazione stimola la diseccitazione di altri elettroni, innescando la valanga di diseccitazione stimolata che produce la radiazione coerente. Laser di questo tipo sono più compatti e consumano meno dei modelli a gas, ma ovviamente non possono raggiungere le loro potenze.

Sin dal 1962 si iniziò ad utilizzare il laser in oculistica per fotocoagulare le retinopatie.

Nel 1971 Weichmann e Johnsonn eseguirono con un laser a CO₂ la prima applicazione in endodonzia, cercando di realizzare un sigillo apicale radicolare.

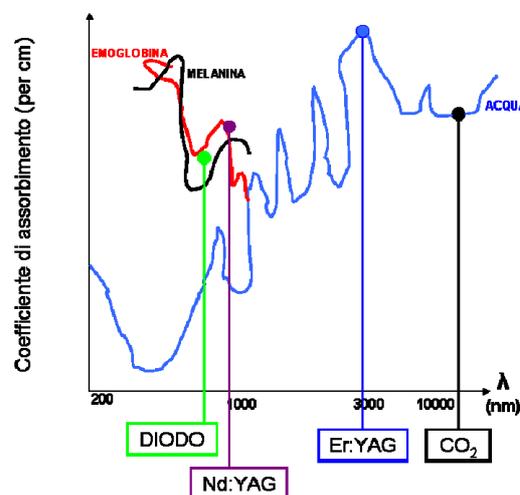
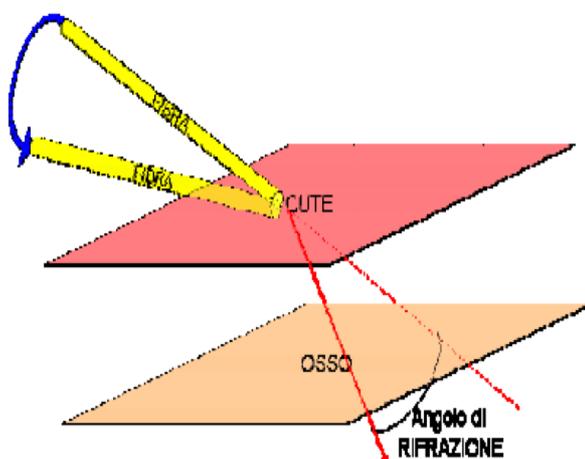
Nel 1972 Weichmann iniziò gli studi sull'impiego in odontoiatria del laser al Neodimio (Nd: YAG).

PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO

Il principio di funzionamento dell'apparecchiatura Laser consiste nel produrre un fascio *collimato* di fotoni (luce), molto omogeneo in lunghezza d'onda e di potenza perfettamente controllabile, generato come amplificazione di un input di fotoni, che ne stimolano l'emissione. I laser sono classificati, e trovano il loro campo d'applicazione, sulla base della lunghezza d'onda del raggio di fotoni emesso (che spesso non si tratta di luce visibile dall'occhio umano).

L'applicazione medica sfrutta la proprietà dei vari tessuti biologici di assorbire in modo diverso le varie lunghezze d'onda e quindi di subire azioni specifiche.

La struttura biologica, che in modo selettivo assorbe l'energia convogliata dal fascio emesso dal laser, può persino essere distrutta, lasciando intatti gli altri tessuti circostanti. In generale i raggi con lunghezza d'onda appartenente allo spettro della luce visibile sono assorbiti dai pigmenti presenti nell'emoglobina e nella melanina, mentre quelli a lunghezza d'onda maggiore (infrarosso) sono assorbiti sia dall'acqua sia dai cristalli dell'idrossiapatite (la frazione mineralizzata dell'osso).



È la rapidissima evaporazione dell'acqua (sempre presente in ogni tipo di tessuto, da quelli molli alla dentina ed allo smalto) che produce la distruzione del tessuto irradiato.

I vantaggi e le buone prestazioni ottenibili sono funzioni strettamente dipendenti dalle interazioni tra le proprietà fisiche dei tessuti e le caratteristiche della lunghezza d'onda del fascio di luce emesso dal laser. La sua azione di tipo fototermico (energia luminosa che si converte in calore secondo meccanismi differenti), comporta effetti differenti sull'acqua contenuta nei vari tessuti, sui pigmenti (melanina, emoglobina ecc.) e sull'idrossiapatite.

Inoltre, non bisogna dimenticare che questi meccanismi, (sebbene seguano tipologie d'azione ben distinte), spesso sono tra loro combinati, con una compresenza di meccanismi sovrapposti, dove uno prevale sugli altri; ignorarlo può condurre a risultati assolutamente difforni da quelli desiderati dall'operatore e assai spiacevoli per il paziente.

Ne consegue che un solo tipo di laser non può lavorare in modo ideale sia sui tessuti duri, sia su quelli molli: alcuni sistemi laser possono operare indipendentemente su entrambi, mentre altri limitano il loro intervento ai molli, altri ancora si presentano sufficientemente "bivalenti" (ma pur sempre con marcate predisposizioni a prestazioni particolari).

Deve quindi essere chiaro, che il termine laser indica un gruppo di strumenti che possono essere assai differenti tra loro, principalmente per la lunghezza d'onda del fascio di luce emessa, ma anche in funzione delle potenze che sono in grado di fornire, nonché dei differenti accessori che consentono le specifiche prestazioni.

PRINCIPI FISICI DI FUNZIONAMENTO DELL'APPARECCHIO LASER:

Il modello nucleare dell'atomo di Bohr (1913), indica che ogni atomo si può ritenere costituito da un nucleo attorno al quale ruota un certo numero di elettroni, occupanti delle orbite caratteristiche in funzione del livello energetico posseduto dall'atomo. Quando gli elettroni occupano le orbite più vicine al nucleo, l'atomo si trova al suo "stato fondamentale". Quando gli elettroni occupano orbite di diametro maggiore, per una qualunque assunzione energetica, l'atomo si trova in uno "stato eccitato".

L'incremento dell'orbita si produce perché aumenta l'energia cinetica di rotazione degli elettroni. È sempre possibile per gli elettroni tornare su orbite più interne semplicemente riducendo l'energia posseduta (emissione fotonica).

Pertanto, si possono produrre spontaneamente i fenomeni di:

Assorbimento:

Quando una radiazione elettromagnetica, incidente sull'atomo allo stato fondamentale, lo porta al livello eccitato cedendogli energia.

Emissione:

Quando l'atomo passa dal livello eccitato a quello fondamentale, tramite emissione d'energia dall'atomo verso l'esterno, sotto la forma di radiazione elettromagnetica.

La teoria quantistica suggerisce che l'energia emessa/assorbita in questi passaggi, chiamati *transizioni*, è ripartita in aggregati di dosi indivisibili detti "*quanti*" e, nel caso specifico della luce, *fotoni*. Il fotone ha una natura ondulatoria, quindi è emesso con una lunghezza d'onda, in funzione della sua energia (dipendente della differenza tra il livello raggiunto dallo stato "eccitato" rispetto a quello "fondamentale" dell'atomo emettitore).

Oltre ai meccanismi spontanei descritti è possibile produrre un altro fenomeno, detto "*emissione indotta*" o "*emissione stimolata*". Quest'ultimo si produce negli atomi eccitati che sono colpiti da fotoni aventi un contenuto energetico pari alla differenza dei possibili livelli energetici nell'atomo stesso, in questo caso l'atomo emette un fotone per poi ridursi al livello energetico inferiore conseguente. Il primo fotone, dopo l'urto, continua il suo cammino e ripete il fenomeno ad ogni successiva collisione, generando ulteriori fotoni con lunghezze d'onda e fase identiche a quella del fotone incidente.

In pratica la radiazione incidente, per il fatto di colpire un atomo eccitato, anziché essere semplicemente assorbita induce un processo d'emissione di un fotone.

Il principio di funzionamento del L.A.S.E.R. si basa proprio sul fenomeno dell'emissione di energia, stimolata da fotoni, da parte degli atomi eccitati.

L'eccitazione dell'atomo si ottiene facendogli assorbire un fotone di frequenza, che lo porta dallo stato fondamentale ad un livello energetico superiore: $E = \nu \cdot h$ (h è la costante di Planck).

Tale stato è però instabile e l'atomo tende a tornare allo stato fondamentale, tramite l'emissione spontanea di un fotone il cui contenuto di energia è pari a quella necessaria per raggiungere lo stato eccitato.

La conseguenza del ripetersi di tale evento è la creazione di un fascio intensificato (amplificato) di fotoni, di identica lunghezza d'onda, con le oscillazioni tutte perfettamente concordi.

Tale fascio di luce è detto "*coerente*" mentre il meccanismo che lo genera è definito "*emissione stimolata*". Il procedimento è applicabile ad ogni forma di radiazioni elettromagnetiche essendo sufficiente sostituire ai fotoni dei quanti d'energia di lunghezza d'onda diversa.

L'aspetto operativo pratico, fondamentale per produrre un'amplificazione, è la necessità di avere sostanze con abbondanza d'atomi a stati energetici elevati, mentre nelle normali condizioni d'equilibrio termico prevalgono invece gli atomi allo stato fondamentale.

Quindi, in natura, il fenomeno dell'assorbimento dei fotoni è prevalente su quello dell'emissione stimolata.

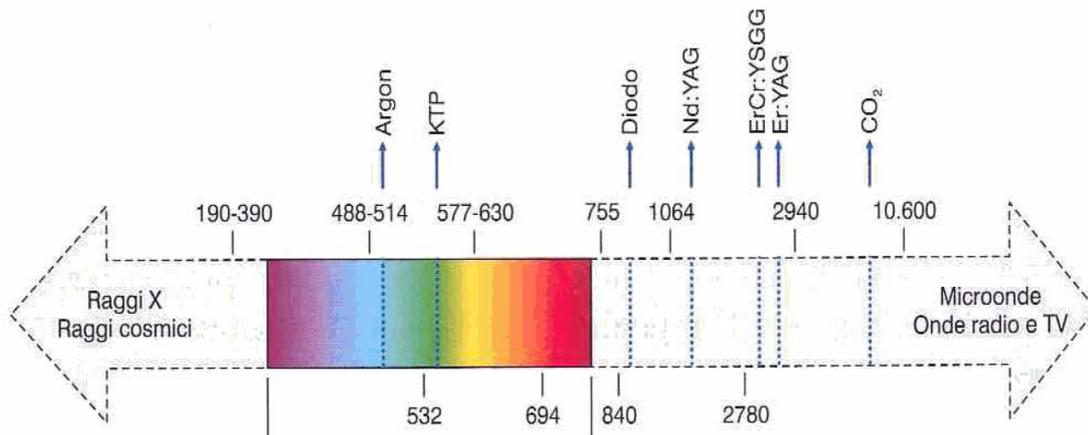
Per tale motivo bisogna procedere alla "*inversione della popolazione*", che consiste nel realizzare la prevalenza degli stati energetici elevati su quello fondamentale. Ciò si ottiene prima selezionando opportune sostanze bersaglio e poi portandole a valori energetici superiori, mediante radiazioni eccitatrici (tecnica del "*pompaggio*"). Per mezzo dell'inversione della popolazione la situazione che si ottiene è assolutamente instabile ed in caso di cessazione del pompaggio si ristabilisce immediatamente l'equilibrio termodinamico (prossimo allo stato fondamentale).

Una volta effettuata l'inversione di popolazione, ogni fotone incidente sul materiale origina un secondo fotone. Quando una parte di questi fotoni è rimessa in ciclo, il guadagno conseguente è elevatissimo e con un piccolo segnale iniziale si ottiene un'uscita molto elevata.

La retroazione dei fotoni avviene in quella che è denominata "*cavità risonante*" del laser, costituita da un contenitore con pareti riflettenti e da una piccola uscita per l'estrazione mirata dei fotoni. La geometria e le dimensioni della scatola (interferometro di Fabry-Perot) sono fondamentali in quanto le onde riflesse si devono sommare in fase con l'onda incidente (il lato della scatola deve essere un multiplo esatto della lunghezza d'onda λ della radiazione).

Da quanto detto si è detto è chiaro che il laser trasforma l'energia d'alimentazione in una forma specifica di "*radiazione elettromagnetica coerente*", non necessariamente limitata al solo spettro del visibile.

Lo spettro dei colori, dal viola al rosso, e quindi della luce visibile all'occhio umano, comprende lunghezze d'onda che vanno dai 400 ai 700 nm. Lunghezze d'onda inferiori ai 400 nm danno origine a quella parte dello spettro, "ultravioletto", che si pone prima dei colori percepibili dall'occhio umano; esse sono le radiazioni ionizzanti (raggi X) ed i raggi cosmici. Oltre il campo del visibile (lunghezze d'onda superiori ai 700 nm), vi è l'area degli "infrarossi", che si estende fino alle microonde e alle onde utilizzate per le telecomunicazioni (radiazioni non ionizzanti).



Riassumendo si può affermare che l'unico parametro che differenzia le radiazioni elettromagnetiche è la loro lunghezza d'onda; la distinzione in classi specifiche è condotta principalmente in base al settore delle loro utilizzazioni.

PARAMETRI CHE CARATTERIZZANO E DESCRIVONO LE ONDE ELETTROMAGNETICHE

La *lunghezza d'onda* è definita come lo spazio percorso dall'onda nella direzione della propagazione nel tempo necessario a compiere una completa pulsazione (in altre parole, lo spazio che intercorre tra due massimi). Le onde che oscillano più lentamente sono quelle a maggior lunghezza d'onda e viceversa.

L'unità di misura di λ è il metro, ma spesso conviene utilizzare i suoi sottomultipli come il "micron" (μm), ed il "nanometro" (nm).

Energia:

È comunemente la capacità di compiere un lavoro. L'unità di misura è il Joule.

Frequenza:

Indica il numero delle ripetizioni (oscillazioni) nell'unità di tempo (secondo), sviluppate dalla forma d'onda in esame; tale grandezza ha come unità di misura l'Hertz (Hz) ed è indicata con il simbolo ν .

Intensità:

Indica il rapporto tra la potenza emessa e l'area che riceve energia. Viene calcolata con la formula W/cm^2 . L'intensità può variare secondo la superficie.

Potenza:

Secondo la definizione classica della fisica (lavoro fatto nell'unità di tempo), esprime la quantità d'energia trasferita nell'unità di tempo (secondo) dalla radiazione elettromagnetica; la sua unità di misura è il Watt (W).

Ricordando che l'energia si misura in Joule (J), ne segue che 1 W rappresenta il trasferimento di 1 J per secondo.

Fluenza:

Termine assai diffuso anche se "densità d'energia" è certamente preferibile, che vuole esprimere il concetto di trasferimento dell'energia sull'unità d'area (1 cm^2) investita dalla radiazione. L'unità di misura sarà quindi lo J/cm^2 .

Velocità:

Rappresenta lo spazio percorso dall'onda nel tempo di un secondo (indipendentemente dalla frequenza dell'onda ν è sempre eguale alla velocità di: 300.000 km/s).

PROPRIETÀ FONDAMENTALI DELLA LUCE LASER

Coerenza:

Trasmissione dell'energia su un'unica lunghezza d'onda (o frequenza) con perfetta concordanza di fase tra tutte le onde emesse.

Collimazione o direzione:

È conseguenza della propagazione del raggio laser in un'unica direzione, con piccolissimo raggio di divergenza (detta larghezza del fascio laser).

Pulsazione:

Le radiazioni del laser possono essere emesse costituendo un fascio costante nel tempo oppure modulate secondo impulsi alternati da pause.

Durata variabile dell'impulso:

Ottenuta mediante la modulazione del raggio eseguita con particolari tecniche.

Per conoscere la caratteristica della pulsazione occorre definire la durata dell'impulso (dell'ordine dei microsecondi o meno), cioè la frazione di tempo in cui si emette energia, e la frequenza di ripetizione dell'impulso (espressa in Hertz) intesa come numero delle volte che, in 1 sec, si produce l'emissione pulsata. Si fa riflettere sul fatto che la semplice conoscenza della pulsazione non consente (attraverso il periodo) di definire la durata dell'impulso, che occorre invece definire in maniera specifica.

Monocromaticità:

Poiché la luce laser è trasmessa su un'unica caratteristica lunghezza d'onda, nel caso sia stimolata nello spettro del visibile avrà una ben definita qualità cromatica e non potrà essere

scomposta nell'attraversamento di prismi ottici. L'espressione è utilizzata anche nel caso di lunghezza d'onda non appartenente al visibile (il termine equivalente è monofrequenza).

Come già precedentemente detto, l'unico parametro che differenzia le radiazioni elettromagnetiche è rappresentato dalla lunghezza d'onda: la distinzione in classi specifiche è condotta principalmente in base al settore di utilizzo.

Nel caso dell'emissione pulsata, la potenza *media* nell'unità di tempo (in Watt), si dovrà calcolare come il prodotto dell'energia totale veicolata in un singolo impulso (in Joule) moltiplicata per la frequenza d'emissione (in Hertz). Si può anche definire una potenza di *picco*, dividendo l'energia dell'impulso per la durata temporale dell'impulso stesso. Nei laser pulsati è molto importante la durata dell'impulso perché è inversamente proporzionale alla potenza di picco.

L'uso del laser pulsato è associato alla necessità di evitare il pericolo del danno termico, reso possibile dalla generazione di elevate temperature da parte del laser stesso e fonte di rischio nella pratica clinica.

Il laser produce il suo effetto sulle cellule dei tessuti biologici quando l'energia emessa è assorbita dall'acqua contenuta nei tessuti stessi.

Il rilascio dell'energia determina l'istantanea vaporizzazione dell'acqua all'interno delle cellule, generando vapore in pressione capace di distruggere le strutture ormai disidratate. Contemporaneamente avviene anche la trasmissione di calore attorno alla zona direttamente irradiata, per il meccanismo della conduttività termica del tessuto (ad esempio lo smalto irradiato può raggiungere temperature comprese tra 200°-1000° C).

Di conseguenza, dovendo trasferire una certa quantità di energia ai tessuti in lavoro, in contemporanea viene trasferita ai tessuti circostanti una certa ed indesiderata quantità di calore, che è funzione diretta della durata temporale della somministrazione di lavoro.

Si può minimizzare tale l'effetto termico impiegando un laser capace di emettere impulsi di breve durata e di elevata potenza di picco; più dannoso sarebbe il ricorso a impulsi di bassa potenza e di lunga durata per somministrare la stessa quantità d'energia, come ampiamente dimostrato dalla ricerca.

ELEMENTI COSTITUTIVI DEI SISTEMI LASER

L'architettura di un sistema laser fa riferimento ad un numero modesto di elementi fondamentali:

mezzo attivo

cavità di risonanza (o cavità di risonanza ottica)

sistema di pompaggio (sorgente d'energia)

Per "***mezzo attivo***" si intende il materiale, ossia il complesso di atomi/molecole che, portato dallo stato fondamentale a quello eccitato, produce l'emissione di energia.

Lo stato di aggregazione fisica di tale materiale è utilizzato come termine di distinzione per la denominazione dei differenti tipi di laser commerciali: in funzione della natura del mezzo attivo impiegato si distinguono laser allo stato solido, liquido e gassoso, nonché a semiconduttori e ad elettroni liberi.

Laser allo stato solido

Il supporto del mezzo attivo è costituito da barrette di vetro, o da monocristalli puri, che sono drogati con atomi di elementi attivi (in generale metalli di transizione delle terre rare: Neodimio, Erblio, Cromo, Olmio, Titanio, cioè i veri emettitori della luce laser).

Esempi tipici di laser appartenenti a tale categoria sono:

- *Rubino* (quello storico di Maiman), a luce rossa con $\lambda = 694,3$ nm.
- *Neodimio-YAG*: barretta di granato d'Ittrio e Alluminio drogato al Neodimio, caratterizzato da $\lambda = 1064$ nm (appartenente allo spettro dell'infrarosso $\lambda > 700$ nm).
- *Erblio-YAG*; barretta di granato d'Ittrio e Alluminio drogato all'Erblio, caratterizzato da $\lambda = 2940$ nm (appartiene allo spettro dell'infrarosso).

Il pompaggio è di tipo ottico, mediante lampada a largo spettro.

Possono essere raggiunte potenze di emissione molto elevate, specialmente ricorrendo alla tecnica pulsata, però i rendimenti si mantengono molto bassi (non superando mai il 10%).

Laser allo stato liquido

Concettualmente si differenzia dal precedente solamente perché il supporto degli elementi attivi è costituito da un liquido e non da un solido.

Come mezzo attivo vengono utilizzati un colorante organico disciolto in acqua od alcool, (i più comuni sono Rodamina 6G, Curarina e Xantene), oppure derivati di terre rare. Agendo sul livello di diluizione del colorante è possibile ottenere una vasta banda di lunghezze d'onda; questo attribuisce gran flessibilità a tale famiglia di laser.

Il pompaggio è di tipo ottico: lampada o raggio Laser.

Questo tipo di laser è caratterizzato da emissione su banda larga e sviluppa potenza limitata; la sua efficienza non giunge allo 0,1%.

Laser allo stato gassoso

Il mezzo attivo può essere costituito da un singolo gas come da una miscela.

Le soluzioni costruttive più comuni ricorrono a miscele d'Elio e Neon (He-Ne) (valori di $\lambda = 3390; 1152 \text{ e } 632,8 \text{ nm}$, dall'infrarosso al rosso visibile), in cui l'elemento attivo è il Ne, al quale gli atomi dell'He trasferiscono l'energia che hanno assorbito subendo scariche elettriche; oppure ad Anidride Carbonica ed Argon ($\text{CO}_2\text{-Ar}$), oppure ancora ad Anidride Carbonica (specie laser attiva) con Azoto ed Elio.

Si ricorre a contenitori cavi, che fungono da serbatoi per le miscele gassose, dotati agli estremi di elettrodi utilizzati per generare le scariche elettriche con cui sono eccitati gli atomi del gas.

Il vantaggio dei laser a gas è quello di poter operare in continuità per lunghi periodi.

Laser a semiconduttori o a Diodi

Il mezzo attivo consiste in strati di materiale semiconduttore di differente natura (simili a quelli impiegati nei transistori); tra i più utilizzati si ricorda il Gallio-Arsenico, “drogato” con atomi d’Alluminio.

I semiconduttori sono delle strutture che presentano al loro interno zone a differenti livelli energetici, dette “bande”; la banda di valenza (banda riempita) ha il livello energetico più elevato e la banda di conduzione (banda vuota) uno inferiore e per l’agitazione termica degli elettroni possono passare dalla banda di valenza a quella di conduzione. Il passaggio provoca delle lacune (mancanza di cariche elettriche) nella banda di valenza, che si comportano come portatori di cariche positive.

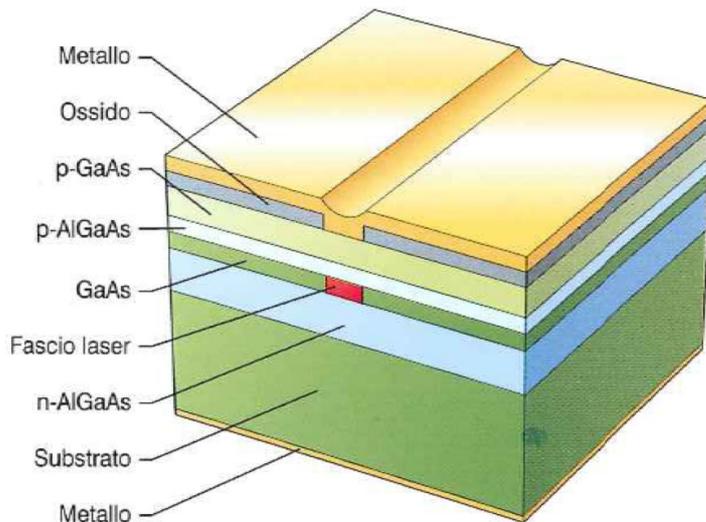
Il meccanismo tipico del laser, assorbimento ed emissioni di fotoni, è quindi realizzato nel diodo con l’interazione elettrone-lacuna e l’emissione è appunto funzione della presenza di un numero elevato d’elettroni nella banda di conduzione e di un numero elevato di lacune nella banda di valenza.

I laser a semiconduttori o a diodi raggiungono rendimenti elevati (efficienza media del 65%) e sono quelli dalle dimensioni più ridotte, ma non possono fornire potenze elevate.

Quest’ultima caratteristica, sebbene limitativa in molte applicazioni industriali, non è assolutamente pregiudizievole per l’uso in campo medico.

La “**CAVITÀ DI RISONANZA OTTICA**”, di cui si è già accennato, realizza l’amplificazione del segnale.

Questo avviene grazie a due specchi parabolici, di cui uno, a riflessione totale (100%), ha il compito di selezionare i fotoni che si dirigono nella stessa direzione, ed un secondo, a riflessione parziale (95%), consente l’emissione del raggio laser attraverso una feritoia sottilissima. La riflessione parziale del secondo specchio crea una cavità ottica risonante e i raggi riflessi amplificano i raggi emessi dalla sorgente laser. Affinché i raggi risultino in concordanza di fase, è indispensabile che la distanza tra i due specchi sia un multiplo esatto della lunghezza d’onda dell’emissione dei fotoni.



La presenza della camera ottica attribuisce al raggio laser le proprietà della coerenza spaziale e della collimazione, descritte precedentemente. Grazie a queste due ultime proprietà, la radianza di una sorgente laser è sempre elevata anche se la potenza radiante è modesta (un laser He-Ne di potenza pari 0.001 W ha una radianza 100 volte superiore a quella della superficie del globo solare).

La **“SORGENTE DI ENERGIA”** ha il compito di eccitare gli atomi del mezzo attivo aumentandone il livello d’energia, stimolandoli fino a creare un sistema metastabile per il verificarsi dell’inversione di popolazione, prima descritta.

Tra le sorgenti d’energia d’uso più comune vanno ricordate:

- 1) *lampade flash allo Xenon*: particolarmente utilizzate nel laser allo stato solido e liquido. Consentono l’emissione su banda continua di frequenze che possono essere selezionate introducendo nella cavità ottica un reticolo di diffrazione. Per questo vengono anche detti anche “laser accordabili”

- 2) *scariche elettriche ad alto voltaggio, ottenute tra elettrodi*: sono tipiche del laser a gas. Nel laser He-Ne la scarica elettrica produce la ionizzazione dell’Elio che, per fenomeni di collisione tra le particelle, trasferisce l’eccitazione al Neon. Il principio di provocare l’eccitazione indiretta, attraverso la ionizzazione primaria dell’Elio, è utilizzato anche

per ottenere il raggio laser partendo da diversi vapori metallici. L'effetto più potente, tramite l'eccitazione diretta con scariche elettriche, si ottiene nel laser a CO₂

- 3) *sistema "gas-dinamico"*: applicabile solo ai laser a gas, consiste in una combustione dei gas seguita da un'espansione dei prodotti di combustione fino a velocità supersonica
- 4) *sistema "chimico"*: applicabile sempre solo al laser a gas, prevede reazioni chimiche tra le varie miscele gassose
- 5) *altro laser, o serie di più laser impiegati in cascata.*

MODALITÀ DI EMISSIONE DELLA LUCE LASER

Le modalità di emissione della luce laser sono assai varie e si differenziano in base all'utilizzo a cui è destinato l'apparecchio stesso.

Nell'odontoiatria sono impiegate praticamente tutte le forme d'emissione, comprendendo quella "continua", "pulsata" e "superpulsata".

Modalità continua

Trova la massima diffusione nell'ambito delle applicazioni chirurgiche e si caratterizza per la possibilità di fornire un'emissione della radiazione laser continua e costante; trova la massima diffusione, come modalità d'emissione, nei Laser a semiconduttore. Questo tipo d'emissione consente di realizzare nella pratica un vero e proprio bisturi ottico che, guidato da mani esperte, è in grado di eseguire tutti gli interventi tipici della piccola chirurgia delle mucose orali, con la massima sensazione di comfort per il paziente.

Modalità pulsata e superpulsata

Entrambe le modalità, tipiche del laser allo stato solido (Nd:YAG; Er:YAG) e gassoso CO₂, sono costituite da sequenze d'impulsi di brevissima durata: millisecondi nella modalità pulsata fino

a nanosecondi in quella superpulsata potendo raggiungere picchi d'energia emessa molto elevati ogni singolo impulso.

La durata così breve dell'impulso consente di eseguire piccoli interventi di chirurgia spesso senza l'anestesia; questo perché le pulsazioni del laser (che costituiscono degli stimoli) sono di durata inferiore ai tempi necessari per lo sviluppo della percezione da parte dei recettori nervosi sensoriali.

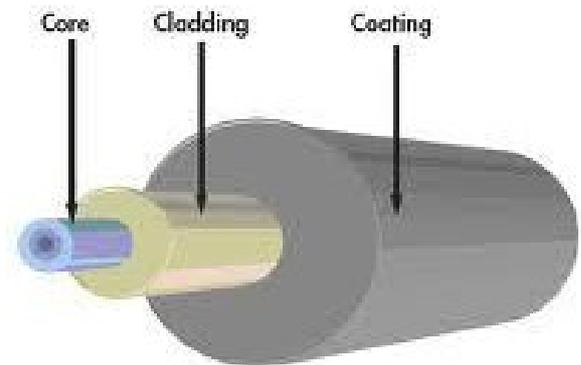
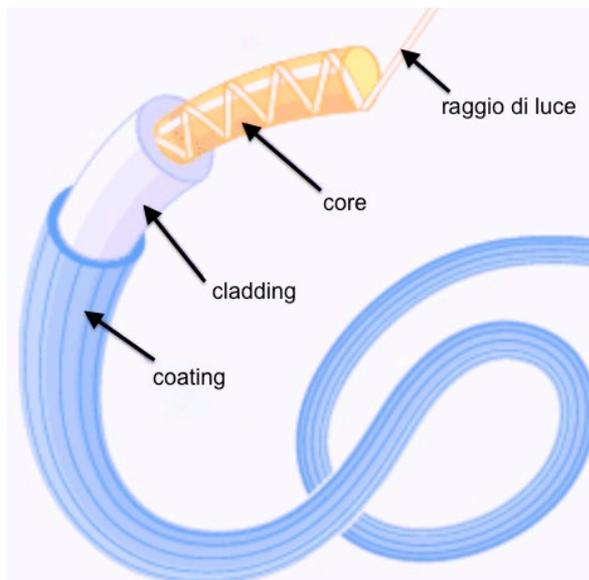
SISTEMI DI CONDUZIONE DELLA LUCE LASER

Dopo la sua generazione la luce laser deve essere condotta dall'esterno dell'apparecchio fino al punto d'utilizzo pratico. Questa funzione può essere ottenuta con tecniche differenti, tra le quali ricorderemo sinteticamente le *fibre ottiche* (usate in particolare nei laser a diodi e Nd:YAG), le *fibre cave* ed i *bracci articolati*.

Nelle applicazioni del laser in odontoiatria, è importante notare che lo sviluppo dei sistemi di conduzione delle radiazioni rispetto a quello relativo ai sistemi di generazione delle stesse, non è stato meno importante. Basti pensare alle problematiche per raggiungere, in completa sicurezza, i siti più reconditi che si prospettano nella pratica operativa. Senza lo sviluppo di tali attrezzature, l'impiego del laser all'interno del cavo orale sarebbe stato impossibile.

Fibre ottiche

La singola fibra ottica è costituita da un'anima (*core*), in materiale dielettrico ad altissimo indice di rifrazione, dotato d'elevata flessibilità. L'anima è rivestita da una guaina (*cladding*) in materiale refrattario e a più basso indice di rifrazione, per minimizzare la dispersione della luce laser nel conduttore. Esiste infine un terzo strato esterno (*coating*), che protegge la fibra ottica vera e propria; viene realizzato in materiali plastici vari, ed ha il compito di creare una barriera di protezione contro le offese, principalmente di natura meccanica, provenienti dall'esterno.



Fibra ottica (modificata da Encyclopedia Britannica 2006)

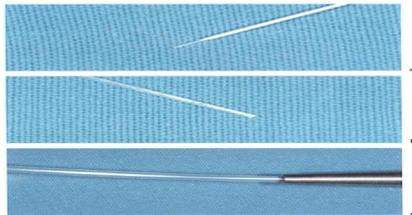
Il raggio di luce che penetra nell'anima, quando l'angolo d'incidenza rispetto all'asse del conduttore non è superiore ad un definito valore critico, è totalmente riflesso dalla superficie di separazione creata dall'interfaccia tra anima e guaina di rivestimento. Il fenomeno avviene con rendimenti elevatissimi, quindi con perdite energetiche molto modeste, durante tutta la trasmissione.

La curvatura assunta dalle fibre lungo i percorsi tortuosi non impedisce la trasmissione della luce, viceversa influisce sul valore dell'angolo d'incidenza e quindi sul rendimento complessivo della trasmissione di energia. In ogni caso per mantenere il rendimento elevato è sufficiente realizzare le curve con ampi raggi.

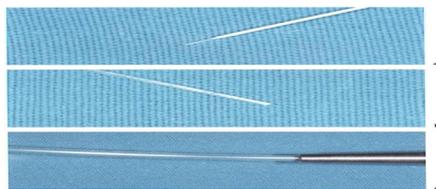
La luce riflessa sull'interfaccia anima-guaina di rivestimento (core-clad) penetra all'interno del rivestimento, per una profondità pari a mezza lunghezza d'onda della luce trasmessa, e questo condiziona la geometria della guaina (non potendo lo spessore essere inferiore a tale dimensione). Ne segue che, per data lunghezza d'onda trasmessa, si deve mantenere costante lo spessore del rivestimento al variare della sezione dell'anima (e quindi della fibra ottica in genere). Di fatto la riduzione della sezione dell'anima porta ad un minor trasporto di luce, ma a conduttori più flessibili.

Il diametro delle fibre ottiche, impiegate nei laser di utilizzo in odontoiatria, è generalmente compreso nell'intervallo dimensionale di 200÷600 μm . Riducendo il diametro della fibra può aumentare la fluenza (energia per unità di superficie), ma nel frattempo aumenta anche la fragilità della fibra.

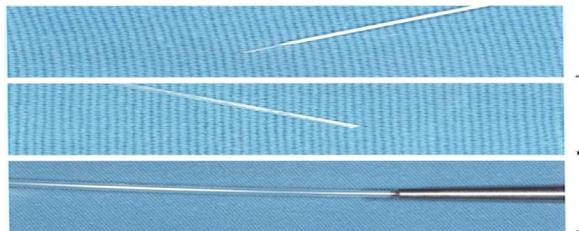
La lunghezza di una fibra ottica è variabile e compresa nell'intervallo di 1,5÷4 m, permettendo così ogni soluzione di ergonomia soddisfacente e consentendo un sufficiente allontanamento della fonte luminosa dal sito dove si deve intervenire con la luce laser. Le fibre ottiche possono ridursi a semplici terminali, chiamati *tip*, delle dimensioni simili a quelle delle frese da turbina, come per esempio nel laser Er:Yag.



Fibre ottiche da 200 µm per l'endodonzia



Fibre ottiche da 400 µm per la chirurgia



Fibre ottiche da 600 µm per lo sbiancamento dentale

INTERAZIONI ED EFFETTI DELLA RADIAZIONE LASER SUI TESSUTI

Il meccanismo veramente condizionante è costituito dalle *proprietà ottiche del bersaglio rapportate alla lunghezza d'onda del raggio incidente*; perciò, il raggio laser può essere soggetto, in gradi differenti, a fenomeni di *assorbimento, riflessione, diffusione, rifrazione e trasmissione*.

Assorbimento

È il fenomeno associato all'operatività e all'efficacia terapeutica del raggio laser, poiché definisce l'entità degli effetti termici trasferiti nei tessuti "irradiati".

Riflessione

Il tessuto bersaglio, "illuminato" dal laser, può riflettere una parte del raggio incidente. Quando il fenomeno è modesto si parla di riflessione parziale; diversamente, quando è presente una mancanza di affinità fra il raggio e la superficie bersaglio, si può quasi giungere ad una totale dispersione dell'energia incidente per fenomeni di riflessione. Al fine di proteggere operatore, paziente ed assistente dalla riflessione accidentale del raggio, (per esempio quando si è in prossimità di restauri metallici), è sempre obbligatorio l'uso di specifici occhiali di protezione.

Rifrazione

Tale fenomeno avviene quando un raggio attraversa due mezzi fisici a densità differente e determina una dispersione dell'energia luminosa all'interno delle masse irradiate; in tal modo si ottiene una diminuzione dell'attività energetica con conseguente limitazione dell'effetto termico locale. Anche se in termini fisici questo effetto può essere di entità trascurabile, è consigliata l'inclinazione della fibra affinché il raggio incidente sia più parallelo possibile al tessuto bersaglio per evitare che l'effetto del raggio rifratto vada a surriscaldare i tessuti sottostanti sensibili (come il tessuto osseo).

Diffusione

Rappresenta un effetto sempre presente anche se non ricercato perché non controllabile. In alcuni casi la diffusione dell'energia all'interno dei tessuti può essere utile per ottenere un'emostasi locale. La concentrazione energetica è dovuta in particolar modo alla presenza di cromofori endogeni, quali i vasi sanguigni contenenti emoglobina e i granuli di melanina.

Trasmissione

Quando si realizza tale fenomeno non si può avere un effetto chirurgico sul tessuto superficiale attraversato ma l'azione viene trasferita in zone più profonde. L'effetto profondo può essere graduato dal livello della lesione dei tessuti fino ad un'azione terapeutica, senza coinvolgimento dei tessuti superficiali. Il fenomeno descritto diviene prezioso per agire "al di là" di quei tessuti che è utile mantenere integri.

EFFETTI BIOLOGICI DEL LASER

Nel caso dei tessuti biologici l'energia del laser verrà assorbita dai tessuti e convertita in calore. A seconda dei diversi parametri l'energia potrà determinare riscaldamento, coagulazione, asportazione ed incisione del tessuto tramite la sua vaporizzazione. Tali parametri comprendono: la lunghezza d'onda della luce emessa, la potenza, la modalità di emissione della luce laser, la durata della pulsazione, il rapporto energia/pulsazione, la densità dell'energia, la durata d'esposizione, il picco di potenza della pulsazione, l'angolazione della punta sulla superficie e le proprietà ottiche del tessuto.

Nella pratica odontoiatrica sono essenzialmente impiegati i laser che operano utilizzando i tipici effetti di tipo chirurgico: *fototermico*, *fotoplasmatico/fotodistruttivo* e *fotochimico*.

Effetto fototermico

L'energia della radiazione elettromagnetica è repentinamente trasformata in calore, il quale provoca incremento locale della temperatura, fino alla necrosi cellulare e al fenomeno della vaporizzazione tessutale.

Temperatura in C°	Effetto	Caratteristiche
40°-42°	Ipertermia	Reversibile
45°-50°:	Edema	Denaturazione degli enzimi
70°-80°	Coagulazione	Coagulazione irreversibile
90°-100°	Vaporizzazione	Ebollizione, necrosi
300°	Carbonizzazione	Essiccamento, carbonizzazione
500°	Incandescenza	Vaporizzazione dei solidi

Effetto fotoplasmatico/fotodistruttivo

La struttura intima di tessuti è distrutta da un'onda d'urto (impulsi della durata di nanosecondi o anche meno), dovuta alla generazione di campi elettromagnetici di intensità tale da spezzare i legami elettrici intercellulari.

Effetto fotochimico

In questo caso i fotoni si comportano come reagenti chimici che, assorbiti dagli svariati tipi di cromofori, partecipano a una reazione stechiometrica con eccitazione di una particolare molecola (per esempio, emoglobina, melanina, etc.) con effetti differenti a seconda della natura delle molecole. Il risultato finale è riassumibile in un'ablazione dei tessuti, derivante dalla rottura diretta dei legami intercellulari prodotta dalla ionizzazione d'atomi e molecole.

Andando più nello specifico sui vari tessuti di cui è composto il parodonto, le loro proprietà ottiche sono dipendenti da fattori quali pigmentazioni, contenuto di acqua e contenuto minerale.

L'osso è considerato il classico tessuto composto: è formato per il 67% da minerali inorganici e dal 33% da collagene e proteine.

Viceversa, la gengiva è formata da tessuto connettivo con varia densità di fibre collagene immerse in una matrice extracellulare ed un alto contenuto d'acqua (70%); inoltre la gengiva presenta frequentemente una pigmentazione melanica.

Ogni lunghezza d'onda della luce Laser viene assorbita in misura maggiore o minore dai diversi componenti sopra citati.

Ad esempio, il laser a CO₂ (λ 10,600 nm) ha un alto coefficiente di assorbimento nell'acqua e di conseguenza è adatto per la chirurgia dei tessuti molli, mentre attualmente l'applicazione clinica sui tessuti mineralizzati non presenta solide basi scientifiche.

I laser Nd: YAG (λ 1,064 nm) e a Diodi (λ compresa tra 800 e 950 nm) presentano un coefficiente di assorbimento nell'acqua inferiore rispetto al Laser a CO₂ ma contemporaneamente è elevato l'assorbimento nei tessuti pigmentati.

Nei laser Er,Cr:YSGG e Er:YAG, (rispettivamente di λ 2,780 nm e λ 2,904 nm), l'assorbimento è elevato sia nell'acqua che nell'idrossiapatite.

Riassumendo, i vantaggi e le buone prestazioni ottenibili con il laser sono funzioni strettamente dipendenti dalle interazioni tra le proprietà fisiche dei tessuti e le caratteristiche della lunghezza d'onda del fascio di luce emesso dal laser.

Ne segue che un solo tipo di laser non può lavorare in modo ideale sia sui tessuti duri, sia su quelli molli.

Data la diversità delle lunghezze d'onda disponibili, il clinico dovrebbe per prima cosa determinare gli obiettivi clinici del trattamento, e poi scegliere la tecnologia migliore per arrivare a tali scopi.

Di seguito sono schematizzate le caratteristiche dei vari tipi di laser (tipicamente denominati in base al loro mezzo attivo), usati in odontoiatria.

Characteristics of Laser Wavelengths Used in Clinical Dentistry

Laser Type	Common Abbreviation	Wavelength	Waveform	Delivery Tip	Reported Periodontal Applications
Carbon dioxide	CO ₂	10.6 μm	Gated or continuous	Hollow waveguide; beam focused when 1 to 2 mm from target surface	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage
Neodymiumyttrium-aluminum-garnet	Nd:YAG	1.064 μm	Pulsed	Flexible fiber optic system of varying diameters; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Holmiumyttrium-aluminum-garnet	Ho:YAG	2.1 μm	Pulsed	Flexible fiber optic system; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Erbiumyttrium-aluminum-garnet	Er:YAG	2.94 μm	Free-running pulsed	Flexible fiber optic system or hollow waveguide; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage; scaling of root surfaces; osteoplasty and ostectomy
Erbium chromiumyttrium-selenium-gallium-garnet	Er,Cr:YSGG	2.78 μm	Free-running pulsed	Sapphire crystal inserts of varying diameters; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage; osteoplasty and ostectomy
Neodymiumyttrium-aluminum-perovskite	Nd:YAP	1,340 nm	Pulsed	Flexible fiber optic system; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Indium-gallium-arsenide-phosphide; gallium-aluminum-arsenide; gallium-arsenide	InGaAsP (diode) GaAlAs (diode) GaAs (diode)	Diodes can range from 635 to 950 nm	Gated or continuous	Flexible fiber optic system; surface contact required for most procedures	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Argon	Ar	488 to 514 nm	Gated or continuous	Flexible fiber optic system	Soft tissue incision and ablation

Revisione letteratura

Recentemente Bakhshi Mahin ha pubblicato un interessante lavoro di revisione sistematica della letteratura presente a livello internazionale sull'utilizzo dei laser nel trattamento delle iperpigmentazioni da melanina :

laser in trattamento estetico dell'iperpigmentazione gengivale da melanina

Mahin Bakhshi ¹, Somayeh Rahmani ¹, Ali Rahmani ²

¹Oral Medicine Department, School of Dentistry, Shahid Beheshti; University of Medical Sciences, Tehran, Iran

²Department of Medical Surgical Nursing, Faculty of Nursing, BaqiyatAllah University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Lasers Med Sci (2015) 30:2195-2203

Introduzione

L'armonia delle caratteristiche facciali gioca un ruolo importante nella costruzione o nel mantenimento della self-confidence e nelle attività sociali. Durante una comunicazione verbale, le prime componenti che attirano l'attenzione sono gli occhi e la bocca. Quindi, forma, posizione, dimensione, e colore dei denti insieme a colore, contorno, e salute del tessuto gengivale sono di primaria importanza.

L'iperpigmentazione gengivale si verifica a causa di diversi motivi ed agenti eziologici endogeni ed esogeni. Le cause più comuni dell'iperpigmentazione includono melanina, melanoide, ossiemoglobina, riduzione dell'emoglobina, carotene, bilirubina, e ferro. L'iperpigmentazione gengivale melaninica è stata osservata in tutte le etnie, le razze, le età, ed i generi.

L'iperpigmentazione può essere causata dall'esposizione alle droghe, agli ormoni, a traumi, e a radiazioni. Perciò, il colore gengivale si altera con pigmentazioni dal viola al marrone, patch irregolari.

Trattamento dell'iperpigmentazione gengivale

Ad oggi, diverse tecniche sono state proposte per la depigmentazione gengivale, inclusa la tecnica con bisturi, criosurgery, elettrosurgery, metodi chimici, coprire la gengiva pigmentata con aree gengivali meno pigmentate (graft gengivale), ed i laser.

Dall'introduzione del primo laser a rubino (Maiman nel 1960) i laser sono stati ampiamente usati in medicina e chirurgia. Laser diversi sono stati usati per la depigmentazione gengivale. Il nome e le

proprietà dei laser usati a questo scopo sono elencati in tabella 1.

Table 1 Properties of different lasers used for depigmentation

Laser type	Wavelength (nm)	Color	Active medium	Major biological/chemical absorber
Argon	488–514	Blue, green	Gas	Hemoglobin, melanin (488 and 514.5 nm) Camphor Quin one, xanthophyll (US nm)
CO ₂	9600–10,600	Mid-infrared	Gas	Water, hydroxyapatite
Erbium	2790–2940	Near infrared (invisible)	Solid	Hydroxyapatite, water (2.7i and 2.94 μm), collagen (2.94 μm)
Diode	810–980	Near infrared (invisible)	Solid	Melanin, water, hemoglobin (weak)
Nd: YAG	1064	Near infrared (invisible)	Solid	Melanin, water, dentin, oxygenated hemoglobin (weak)
Ho:YAG	2120	Near infrared (invisible)	Solid	Water, dentin
KTP	532	Green	Solid	Hemoglobin, melanin

Meccanismo d'interazione laser-tessuto

È stato dimostrato che l'energia fotonica laser viene assorbita da cromofori. I cromofori nel tessuto orale sono costituiti da melanina, emoglobina, proteine pigmentate coniugate, idrossiapatiti, ed acqua. I laser hanno uno spettro elettromagnetico di lunghezze d'onda ed i cromofori possono assorbire delle specifiche lunghezze d'onda. nella tabella 1 sono elencati i maggior assorbimenti biologici/chimici dei laser usati nella depigmentazione della melanina gengivale.

Quando l'energia dei fotoni laser viene assorbita dall'acqua delle cellule, la temperatura dell'acqua raggiunge il punto di ebollizione e produce delle microesplosioni chiamati ablazioni acqua-indotti. Quando l'energia dei fotoni laser viene assorbita dai cromofori di melanina o emoglobina, il laser provoca effetti termici causati dall'accumulo termico e si verificano l'azione di taglio e la coagulazione.

I laser ad alta potenza vengono usati per la depigmentazione gengivale; L'effetto terapeutico di questi laser è un'interazione termica in quanto producono calore e aumentano l'energia cinetica del tessuto colpito insieme ad effetti come coagulazione, vaporizzazione, necrosi, e denaturazione del tessuto. I laser ad alta potenza hanno un output di potenza maggiore a 500 mW.

Un elenco di 21 studi sull'applicazione di diversi laser per il trattamento dell'iperpigmentazione gengivale melaninica è riassunto nella tabella 2.

Table 2 Evidence table summary of different lasers used in gingival melanin hyperpigmentation

Study type	Author	Year	Sample size	Laser type	Laser parameters	Follow-up	Results
Canine	Sharon et al. [11]	2000	3	CO ₂	3-W continuous wave	1, 2, 4, and 6 weeks in all 3 dogs and 11 weeks in 1 dog	Evidence of recurrence
Case report	Atsawasuwan [12]	2000	4	Nd:YAG	6 W, 60 mJ per pulse, and 100 per pulses second—contact mode—hand piece 320- μ m diameter fiber optic	11 to 13 months	No recurrence
Experimental	Ozbayrak et al. [13]	2000	8	CO ₂	Continuous operating mode or in repeat pulse mode, between 5 and 7 W	5, 15, and 21 days and 3, 6, 12, and 18 months	No recurrence
Case series	Tal et al. [14]	2002	5	Er:YAG	850 mJ/10 pulses per second producing peak power of 2.13 kW and peak power density of 30.43 kW/sq/cm. The beam was defocused to produce a 3-mm diameter circle	3 months	No recurrence
Clinical observation	Tal et al. [15]	2003	10	Er:YAG	500 mJ/10 pulses/s. Defocused (produce a 3-mm diameter circle), reducing the beam penetration to 2 to 4 μ m/pulse while increasing the treated surface	1, 2, 3, and 6 months	No recurrence
Experimental	Esen et al. [16]	2004	10	CO ₂	10 W, 0.8-mm spot size, 20 Hz, 10 ms	24 months	Evidence of recurrence
Case report	Berk et al. [17]	2005	2	Er, Cr: YSGG	Wavelength 2780 nm, 20 Hz, 0–300 mJ per pulse, 20 % air, 12 % water, 1.5 W; 1.5 mm away from the tissue; after slight removal of connective tissue, setting changed to 1.75 W, 40 % air, 5 % water	24 h–4 days after, to 6 months	No recurrence
Case report	Coleton et al. [18]	2006	1	CO ₂			
Case series	Azzeh [19]	2007	6	Er:YAG	250 mJ and 15 Hz—with air and water—the fiber optic hand piece was held defocused about 1 cm away from the tissue	6 to 18 months	No recurrence
Case series	Rosa et al. [20]	2007	5	Er:YAG	Energy output of 64 mJ/pulse (8/5 J/cm ² per pulse and panel setting 100 mJ/pulse) 10 Hz, oblique contact mode	Immediate, 24 h, 1 week, 1 month, 3 months	Evidence of recurrence
Case report	Gupta [21]	2011	1	Diode	Wavelength 980 nm, power 2–4 W; fluence between 5 and 15 J/cm, pulse length between 20 and 50 ms, spot diameter of 2 mm and thermal relaxation times of 0.15 to 0.20 ms gated-pulsed mode	15 months	No recurrence
Randomized clinical trial (RCT)	Simşek Kaya et al. [22]	2012	20	Er:YAG-diode	Diode laser: 808-nm continuous wave—1 W Er:YAG laser: 2940 nm, 1 W, non-contact mode, 5 mm away from the tissue	Diode laser: 14/30 \pm 1/96 months Er:YAG laser: 11/40 \pm 1/36 months	No recurrence
Case series	Bhanu et al. [3]	2012	3	Diode	Diode laser wavelength 810 nm—angled at an external bevel of 45°—energy settings of 0.5–1.5 W, continuous wave, 400- μ m strippable fiber, power setting –1.5 W initially in pulsed wave mode (PW) set at 0.20 ms of pulse duration and 0.10 ms of pulse interval for the de-epithelialization procedure; after removal of the overlying epithelial tissue, power setting was increased to 2 W to attain rapid ablation	1 week, 1 month, 3 months	No recurrence
Case series	Thangavelu et al. [23]	2012	3	Diode	Fiber optic filament: 320- μ m diameter set at 0.8 W	1 week, 1 month, 3 months	No recurrence
Case report	Doshi et al. [24]	2012	1	Diode	940 nm, 400-micron tip, 2.5 W; pulsed mode- pulse length and pulse interval 0.5 μ s	1 week, 6 months, 1 year	Evidence of recurrence
Interventional (cross over)	Hegde et al. [25]	2013	35	Er:YAG - CO ₂	(10,600 nm), 2 to 4 W, non-contact, continuous wave, defocused mode. Er:YAG laser (2940 nm, 180 mJ,	1 day, 1 week, 1 month, 3 months, and 6 months	Evidence of recurrence

Table 2 (continued)

Study type	Author	Year	Sample size	Laser type	Laser parameters	Follow-up	Results
Case report	Kaushik et al. [26]	2013	1	Diode	10 Hz, total power of 1.8 W, long pulse, non-contact, defocused mode)	1 week, 1 month, 9 month	No recurrence
Case report	Ozturan et al. [27]	2013	1	Er:YAG	980 nm, continuous mode, 2-W power output, flexible hollow fiber, contact mode	3 months	No recurrence
Case report	Fekrazad et al. [28]	2014	1	Er:Cr:YSGG	250 mJ (delivered fluence per pulse: 31.8 J/cm ²), 15 Hz, LP mode (600 μ s) with air and water 16 ml/min; a contact hand piece (H14) with 1 mm	4 weeks	
RCT	Giannelli et al. [29]	2014	21	Diode-Er:YAG	1.5-W power, energy of 75 mJ/pulse (35 % water, 35 % air) Er:YAG laser: 2940 nm, irradiation mode: pulsed wave, pulse energy 100 mJ, pulse frequency 10 Hz, pulse duration 400 ms, power (beam, average) 1 W, fiber diameter 0.8 mm Diode laser: 810 nm, irradiation mode: pulsed wave, pulse energy 69 mJ, pulse frequency 8000 Hz, pulse duration 18 ms, power (beam, average) 0.6 W, fiber diameter 0.6 mm	0, 7, 30, and 180 days	No recurrence
RCT	Ribeiro et al. [30]	2014		Nd:YAG	6 W, 60 mJ/pulse, and 100 Hz	6 month	No recurrence

Valutazione della guarigione gengivale

Diversi trattamenti sono disponibili per la depigmentazione gengivale usando diversi tipi di laser.

Per capire il tipo di guarigione della gengiva, abbiamo riassunto alcuni studi che hanno valutato il tempo necessario per la guarigione gengivale dopo l'applicazione di diverse tecniche laser in tabella 3.

Laser type	Author	Results
Er:Cr:YSGG	Berk et al. [17]	After 24 h: a thin layer of fibrin covered parts of the lased gingiva During the first week: exfoliation of fibrin layer After 1 week: almost complete healing of ablated wound Gingival color (pink, healthy, and similar to the normal untreated gingiva) completely lacking melanin pigmentation
Nd:YAG	Atsawaswan [12]	3 to 4 weeks after: the hyperpigmented gingiva appeared healthy, pink, and firm
Er:YAG	Tal et al.[15]	After 24 h: a thin layer of fibrin covered parts of the treated sites During the first week: exfoliation of fibrin layer After 1 to 2 weeks: reepithelialization was completed After the second week: translucent and non keratinized epithelium was seen, and gingival color, compared to neighboring untreated gingiva was reddish At week 4 : the gingiva was same to the normal untreated gingiva
	Azzeh [19]	Within 4 days: complete wound healing without any infection , pain, swelling or scarring Immediate after laser ablation: white appearance of treated sites due to the formation of protein coagulum
	Rosa et al.[20]	At 1 week: fast epithelialization, health appearance but immature healing, wound healing with no severe post surgical problem Evaluation of wound healing with this score: wound healing: A: complete epithelialization, B: incomplete or partial epithelialization, C: ulcer, D: tissue defect or necrosis
CO ₂	Ozbayrak et al. [13]	Within 2 to 3 weeks: complete reepithelialization After 3 to 5 weeks: clinical keratinization was completed
	Esen et al.[16]	During the procedure: no charring or carbonization 2 weeks: complete healing with no scar formation
Diode	Doshi et al.[24]	After 1 week: gingival color was pink
	Thangavelu et al. [23]	In 1 week: wound healed completely After 3 months: treated gingiva was pink and healthy
	Bhanu et al.[3]	Evaluation of wound healing with this score: wound healing: A: complete epithelialization, B: incomplete or partial epithelialization, C: ulcer, D: tissue defect or necrosis In 1 week: healing was uneventful, with pink color comparable to adjacent non-treated area Diode laser showed delayed healing, compared to scalpel blade and rotary abrasion depigmentation
Er:YAG and diode	Simşek Kaya et al.[22]	No significant difference between groups
	Giannelli et al. [29]	During the follow-up: delayed healing in Er:YAG laser treated sites During the treatment (Er:YAG laser compared to the diode laser): higher bleeding score At day 7, Er:YAG laser compared to the diode laser: higher injury score
Surgical stripping Er:YAG Co ₂	Hegde et al.[25]	When CO ₂ laser irradiated to the tissue, cellular rupture due to rise of temperature and pressure occurs. Also blood vessels of peripheral structures (up to 0.5 mm diameter) are sealed. Involuntary effects of CO ₂ laser on tissue are: carbonization, prolonged wound healing and scarring
Scalpel electrosurgery diode	Kaushik et al.[26]	After 1 week, treated sites: with Diode laser was seen without erythema and edema with scalpel technique was erythematous and raw, with electrosurgery was seen with less erythema and more edema

Valutazione del dolore durante e dopo la laser-chirurgia

Numerosi studi hanno menzionato la quantità e la qualità della percezione del dolore durante e dopo l'applicazione del laser. Abbiamo raccolto dei dati sulla percezione del dolore associata alla depigmentazione della melanina gengivale.

Studi che hanno utilizzato la scala analogica visiva (visual analogue scale VAS)

La valutazione del dolore è stata eseguita su una scala orizzontale di 100 mm, scala di intervallo continuo con l'endpoint sinistro contrassegnato come "nessun dolore" e l'endpoint destro contrassegnato come "dolore massimo". Il paziente ha posto un segno sulla scala che coincide con il livello di dolore. Il calcolo del punteggio è stato il seguente:

0 → nessun dolore.

0.1-3.0 cm (1-30 mm) → dolore leggero.

3.1-6.0 cm (31-60 mm) → dolore moderato.

6.1-10 cm (61-100mm) → dolore severo.

Hedge et al. ha misurato il dolore per tre tecniche (stripping chirurgico — Er:YAG laser — CO₂ laser)

Un giorno e una settimana dopo l'intervento.

I risultati ottenuti hanno mostrato che un giorno dopo l'operazione, *Er:YAG laser* in confronto al *surgical stripping* abbia una quantità di dolore significativamente inferiore. Mentre il confronto del *surgical stripping* con *CO₂ laser* non ha mostrato nessuna differenza un giorno dopo l'operazione.

Non è stata registrata una differenza significativa nella riduzione del dolore tra le 3 diverse tecniche una settimana dopo l'operazione. Complessivamente, i siti trattati con il *Er:YAG* hanno mostrato la minima quantità di dolore durante e dopo l'operazione.

Hedge ha usato anestesia topica in forma di spray di cloridrato di lidocaina prima di usare i laser, e, nei siti di *surgical stripping*, è stata diluita l'anestesia locale con 2% di cloridrato di lidocaina e 1:200,000 di epinefrina.

Rosa e al. ha eseguito la depigmentazione della melanina gengivale con *Er:YAG laser*. Prima hanno usato anestesia locale e topica, 2% di lidocaina. Un giorno dopo, uno dei 5 pazienti ha espresso insoddisfazione con un dolore moderato e 2 pazienti hanno segnalato un dolore lieve, mentre gli

altri 2 pazienti non hanno sentito nessun dolore.

Azzeh ha usato *ER: YAG laser* senza anestesia locale o topica e non è stato segnalato nessun dolore durante o dopo l'operazione.

Giannelli et al. ha eseguito una valutazione comparativa del *Er:YAG* e *diode laser* e ha notato che, durante la procedura, tutti i pazienti eccetto uno hanno segnalato un dolore leggero o un'assenza del dolore e un disagio, però non hanno voluto nessun'anestesia locale.

Ozbyrak et al. ha usato il laser a CO₂ senza anestesia locale o topica. Durante l'operazione, i pazienti hanno supportato bene la procedura, ma 2 degli 8 pazienti non erano soddisfatti, con un pò di dolore iniziale, particolarmente dopo aver mangiato o bevuto cibi caldi.

Studi che hanno utilizzato una versione modificata del questionario di the Melzacks McGill dolore questionario

Kaya et al. ha eseguito la procedura *Er:YAG* e *diode laser* senza usare ne anestesia topica ne locale. Durante la procedura di ablazione in entrambi i laser, per nessun paziente è stata necessaria un'anestesia topica o locale.

Tal et al. ha applicato prima un'anestesia topica di lidocaina crema al 2,5% e pilocarpina crema al 2,5% e poi ha usato l'*Er:YAG* per la depigmentazione della melanina gengivale. Durante la procedura, per l'attività stabilizzante dell'analgico, i tessuti sono stati spesso inumiditi con una garza imbevuta di una soluzione di anestetico locale. Nessuno dei pazienti ha subito un dolore grave. Dolore minimo o lieve è stato sperimentato durante il trattamento. Un lieve prurito è stato sperimentato durante la prima settimana dopo il trattamento.

Tal et al. ha usato laser *Er:YAG* per la depigmentazione della melanina gengivale dopo aver applicato un'anestesia topica. In entrambe le procedure del trattamento e durante la guarigione, nessuno dei pazienti ha provato dolore.

Thangavelu et al. ha confrontato le tecniche del bisturi, dell'elettrosurgery e del diode laser. Hanno applicato un'anestesia prima di usare il diode laser; non sono segnalati nessun dolore e nessuna emorragia durante e dopo la procedura. In aggiunta, non è stato segnalato nessun dolore o

disconforto nelle 24 ore dopo il trattamento.

Doshi et al. ha applicato un'anestesia locale (lignox 2%) per la depigmentazione della gengiva della melanina gengivale prima di usare il diode laser. Non è stato segnalato nessun dolore durante o dopo la procedura.

Valutazione dell'iperpigmentazione gengivale da melanina prima del trattamento e nei periodi di follow-up e valutazione della recidiva

L'obiettivo principale del trattamento dell'iperpigmentazione gengivale della melanina è ridurre o eliminare l'iperpigmentazione; perciò, sono stati usati metodi diversi per valutare l'alterazione del colore gengivale.

Indici usati per valutare la pigmentazione gengivale

Ricercatori hanno usato i seguenti indici per una valutazione clinica delle alterazioni del colore gengivale; sono stati usati questi indici prima del trattamento e durante i successivi follow-up.

· Indici di valutazione di "intensità" della pigmentazione:

_ Dummet Oral Pigmentation Index (DOPI; Dummet 1964):

0 –tessuto di colore rosa, no pigmentazione clinica.

1 –tessuto leggero marrone chiaro, pigmentazione clinica leggera.

2 –tessuto marrone medio o misto marrone e rosa, pigmentazione clinica moderata.

3 –tessuto di colore marrone/blu-nero profondo, pigmentazione clinica pesante.

_ Dummett-Gupta Oral Pigmentation Index (DOPI; Dummett 1971):

1. No pigmentazione clinica (gengiva rosa).

2. Pigmentazione clinica media (colore marrone chiaro medio).

3. Pigmentazione clinica moderata (marrone medio o misto rosa e marrone).

4. Pigmentazione clinica intensa (marrone profondo o nero bluastrò).

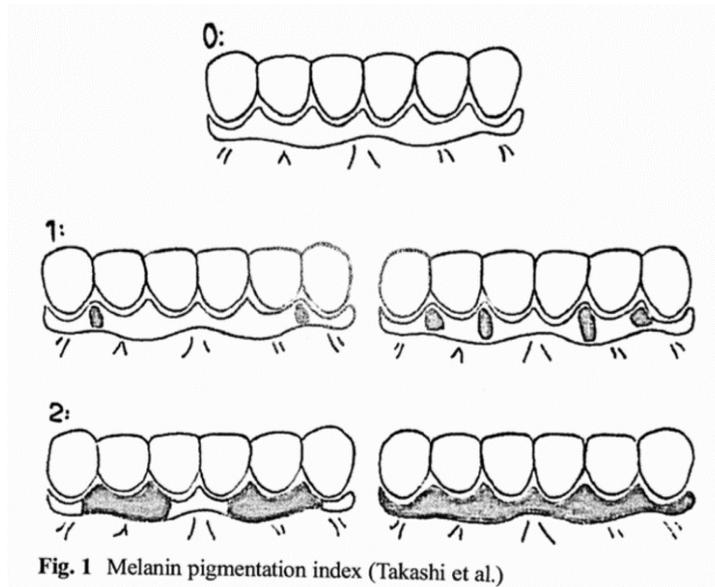
Indici di valutazione di " estensione " della pigmentazione:

_ Melanin pigmentation index (Takashi et al.) (fig. 1)

Score 0: No pigmentazioni.

Score 1: Unità solitaria/e di pigmentazione nella papilla gengivale senza estensione tra le unità vicine.

Score 2: Formazione di una continua estensione dalle unità solitarie vicine.



_ Hedin melanin index ha come risultati i seguenti :

0 : No pigmentazione

1 : Una o 2 unità solitarie di pigmentazione nella papilla gengivale

2 : > 3 unità di pigmentazione nella papilla gengivale senza la formazione di un nastro continuo

3 : Un piccolo nastro continuo di pigmentazione

4 : Un nastro continuo che collega l'intera area tra i canini

Hedge et al. ha notato che i cambiamenti negli indici di DOPI e Hedin dalla baseline a 6 mesi erano 90% per i siti di stripping chirurgico, 84% per i siti trattati con il Er:YAG laser, e 82,7% per i siti trattati con il laser a CO₂. La caduta nel DOPI dalla baseline a 6 mesi attraverso tutti i 3 gruppi era statisticamente altamente significativa (P < 0.001).

Osservazioni cliniche di pigmentazione

Doshi et al. ha usato il diode laser per una donna non fumatrice con un punteggio 2 di pigmentazione gengivale da melanina (melanin pigmentation index (takashi et al.)).

Nel sesto mese di follow-up, ha notato una moderata pigmentazione. Un anno dopo, la dimensione dell'area di pigmentazione è aumentata.

Valutazione del trattamento:

Simsek e Tal hanno eseguito la valutazione del trattamento usando una versione modificata del questionario del dolore di Melzack McGill.

La valutazione è stata eseguita con queste 3 domande:

- . Hai notato un cambiamento cosmetico immediatamente dopo il trattamento?
- . Hai notato un cambiamento cosmetico durante la prima settimana dopo il trattamento?
- . Hai notato un cambiamento cosmetico durante l'ultimo mese dopo il trattamento?

Chiave 1: No per tutti; 2: medio; 3: moderato; 4: severo; 5: molto severo.

Non è stata usata differenza significativa nella risposta a queste domande tra i gruppi di trattamento laser a diode e laser Er:YAG.

Fotografia:

Nel primo step e nei follow-up, Esen et al. ha suggerito che prendere delle foto standard sia utile per valutare l'efficacia del laser per il follow-up della depigmentazione della melanina gengivale.

In questo studio, in cui è stato usato il laser CO₂, 3 su 10 pazienti erano fumatori e si è mostrata una recidiva parziale per 2 fumatori (nel dodicesimo e sedicesimo mese).

Valutazione clinica dei punteggi del questionario e classificazione secondo Ishii et al. e Kawashima et al. (Fig.2)

Clinical Evaluation scores	
Evaluation	score
Bleeding	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
Redness	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
swelling	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
Thermal damage	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever (carbonization)
Wound healing	A: complete epithelialization B: incomplete or partial epithelialization C: ulcer D: tissue defect or necrosis
Gingival color	A: improvement; B: slight improvement; C: no change; D: deterioration
Recurrence	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
Pain	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
discomfort	A: none; B: slight; C: moderate; D: sever
Difficulty of procedure	A: very easy B: easy C: difficult D: impossible

Fig. 2 Clinical evaluation scores questionnaire and classification according to Ishii et al. and Kawashima et al.

Recidiva: A: nessuna. B: leggera. C: moderata. D: severa.

Rosa et al. ha usato Er:YAG per 5 pazienti, includendo un fumatore, e, nel terzo mese del follow-up, il paziente ha mostrato una leggera recidiva.

Software di analisi delle immagini

Esen et al. ha valutato i cambiamenti delle pigmentazioni misurando le aree pigmentate. Analisi statistiche dei data hanno rilevato una differenza significativa ($P=0.005$) nelle misure delle aree trattate con CO₂ tra i periodi preoperatori e postoperatori (24 mesi).

Hedge et al. ha confrontato i cambiamenti nelle aree pigmentate dal baseline a 6 mesi dopo l'operazione. Sono stati calcolati i valori medi di confronti intra gruppi. I valori di P nello stripping chirurgico, nell'Er: YAG laser, e nel CO₂ laser erano statisticamente significativi.

Valutazione istologica

Sharon et al. ha notato che l'esame istologico mostra che il laser CO₂ è efficace nell'eliminazione delle aree pigmentate in tutti i tessuti trattati.

Hedge et al. ha ottenuto nei siti trattati con l'Er: YAG laser un'assenza di pigmentazione e una superficie estremamente uniforme. C'erano prove di sanguinamento, però sono state osservate delle zone secche e carbonizzate nella papilla. È stata osservata un'ombra di pigmentazioni più profondi nella maggioranza dei siti trattati con il laser CO₂. Non sono notati cambiamenti in tutti i siti trattati. Sei mesi dopo l'operazione, la densità del pigmento era minore o zero in quasi tutti i casi. È stata notata una recidiva istologica lungo la membrana basale in 15% dei siti trattati chirurgicamente, 30% dei siti trattati con l'Er: YAG laser, e 20% nei siti trattati con il laser a CO₂.

Giannelli et al. ha indicato che la gengiva iperpigmentata aveva numerosi depositi di melanina negli strati di cellule epiteliali basali e soprabasali prima del trattamento laser. Il laser a diode ha prodotto una rimozione completa ed uniforme dell'epitelio squamoso senza cambiamenti notevoli nella lamina propria. Però, sono state richieste altre sessioni, che hanno aumentato il rischio di danni alla lamina propria.

Nel caso di depigmentazione con il laser, la capacità di melanina contenuta nei melanociti ad assorbire la luce laser dipende dalla lunghezza d'onda del laser e dalla sua capacità di penetrare nei tessuti profondi. La melanina ha uno spettro di assorbimento di 351-1064 nm.

Cumulativamente, ad oggi, vari tipi di sistemi laser sono stati impiegati nel trattamento della pigmentazione melaninica della gengiva. Inoltre, diverse impostazioni dei parametri laser sono state usate. La maggior parte degli studi disponibili in letteratura sono dei case reports e case

series nonché alcuni studi clinici randomizzati e studi sperimentali. Sono stati usati diversi criteri per la valutazione della pigmentazione e della repigmentazione (recidiva). Allo stesso modo, diversi periodi di follow-up sono stati usati (tabelle 2 e 4). Una valutazione di questo articolo ha rivelato alcuni dati sulla repigmentazione, che sono riepilogati nella tabella 4. Fattori etnici, genetici, ed ormonali così come l'esposizione ai raggi ultravioletti possono contribuire alla recidiva della pigmentazione fisiologica.

Il tasso di repigmentazione si basa su fattori razziali, abitudini come il fumo, e la potenza del laser. Il tempo di trattamento e la potenza del laser dipendono dallo spessore dell'epitelio, dal grado della pigmentazione, e dall'area interessata da trattare.

Table 4 Evidence table summary of studies with report of recurrence

Laser type	Author	Sample size	Follow-up period	Evaluation of recurrence
CO ₂	Sharon et al. [11]	3	1, 2, 4, and 6 weeks in all 3 dogs and 11 weeks in 1 dog	No recurrence in oral mucosa-small repigmentation in the skin
	Esen et al. [16]	10	24 months	2 patients who were smokers had partial recurrence in the 12th and 16th months
Er:YAG	Rosa et al. [20]	5	Immediate, 24 h, 1 week, 1 month, 3 months	A slight recurrence in one patient, who was a smoker
Diode	Doshi et al. [24]	1	1 week, 6 months, 1 year	After 6 months mild patchy pigmentation had appeared, increasing the size of pigmented area after 1 year
Er:YAG and CO ₂	Hegde et al. [25]	35	1 day, 1 week, 1 month, 3 months, and 6 months	More Er:YAG laser-treated sites showed repigmentation than CO ₂ laser-treated sites in the 6th month

La formazione del coagulo proteico sulla superficie della ferita diminuisce il dolore dopo l'applicazione del laser. L'applicazione del laser può anche sigillare le terminazioni nervose. Diode laser, in confronto con il Er: YAG laser, richiede un tempo di trattamento più breve e dà maggiore penetrazione tissutale (1-10 nm vs. 1 µm).

Entrambe queste tecniche producono risultati clinici equivalenti. Il diode laser produce una minima ferita nel sito trattato. Azzeq ha trovato che il trattamento con il Er: YAG laser aveva una rapida guarigione della ferita a causa della fotobiomodulazione (PBM).

La preferenza dei pazienti per Er: YAG laser accanto al CO₂ laser e allo stripping chirurgico era statisticamente significativa come riportato da Hedge et al.

Conclusione

L'ablazione della depigmentazione gengivale con il laser è probabilmente una delle più piacevoli, affidabili, accettabili ed impressionanti tecniche attualmente disponibili.

Questa tesi ha l'obiettivo di proporre un protocollo ben definito per il trattamento dell'iperpigmentazione gengivale con laser a diodo e laser ad erbio.

Materiali e Metodi

Caso 1 :



Un paziente di 58 anni, diabetico, fumatore, soffre di ipertensione ed è in terapia con anticoagulanti (aspirina) .
(fig.1)

Il trattamento è stato fatto senza anestesia.

Figura 1

Il paziente è stato sottoposto al trattamento con erbio laser (Er:YAG) senza contatto a potenza di 2 watts (modalità pulsata).(fig.2)

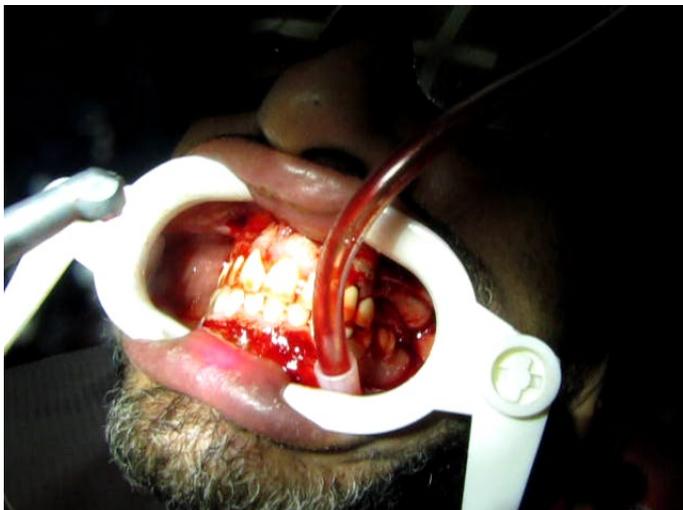


Figura 2

Avvicinandosi alla papilla è stata aumentata l'accuratezza del lavoro e diminuita la potenza del laser a 1 watt, in virtù della maggiore fragilità della papilla. (fig. 3)



Figura 3

Dopo è stata eseguita la coagulazione con il laser a diodi (λ : 980 nm) con un "Tip" iniziale di 400 μm (2 W in modalità continua) dato che il paziente assume dei farmaci anticoagulanti. (fig.4)



Figura 4

Successivamente alla coagulazione e alla decontaminazione delle ferite è stata eseguita una biomodulazione ad una potenza di 0.2 Watts per 60 secondi senza contatto a scopo di stimolare la guarigione dei tessuti trattati. (fig.5 e 6)



Figura 5



Figura 6

È stato eseguito un follow-up ad una settimana e a un mese dopo l'intervento. (fig. 7 e 8)



Figura 7



Figura 8

Caso 2:



Figura 1

Ad inizio intervento, è stato usato il laser ad erbio con manipolo “no contact” ad una potenza di 2 Watts e $v= 20$ Hz (fig.2) seguito da una seconda fase con “tip di 400 μm ” a livello papillare ad una potenza di 0.8-1.2 watt. (fig.3). L'emostasi e la decontaminazione sono state eseguite con laser a diodo, con le modalità precedentemente descritte.



Figura 2



Figura 3



Figura 4 : Coagulazione



Figura 5 : Decontaminazione

L'esecuzione della biomodulazione è stata effettuata con flat top hand piece per una durata di 60 secondi, lunghezza d'onda di 980 nm e potenza di 0.2 Watts cercando di non divergere dal campo di lavoro. Questa manovra ha velocizzato la guarigione come evidenziato dal controllo a 48 ore dopo l'intervento. (fig. 6 e 7)



Figura 6



Figura 7

Follow-up a distanza di cinque giorni. (fig.8)



Figura 8

Da citare che non è stata eseguita un'anestesia e non è stato prescritto nessun farmaco né antibiotico né antiinfiammatorio. Il paziente dovrà solo eseguire sciacqui con la clorexidina al 0.12% per 7 giorni 3 volte al giorno, e si raccomanda di evitare il sale e l'acido per il periodo della guarigione.

Caso 3:



Figura 1

Paziente in buone condizioni sistemiche che non presenta patologie significative. È stato iniziato l'intervento con il laser ad erbio con manipolo "no contact" (fig.2) seguito dall'uso di "tip" con maggiore delicatezza lavorando a livello papillare (fig. 3), utilizzando i parametri precedentemente descritti.



Figura 2



Figura 3

Successivamente, si è proceduto con la coagulazione seguita da una decontaminazione (fig.4), e alla fine è stato utilizzato il flat top hand piece per la biomodulazione. (fig.5)



Figura 4



Figura 5

Il controllo ad una settimana mostra una guarigione soddisfacente in assenza di sintomatologia algica e complicanze post-operatorie (fig. 6)



Figura 6

Caso 4:



Figura 1

Caso analogo al precedente, ma con pigmentazioni molto scure. Il trattamento è stato eseguito con le modalità precedentemente descritte. (fig.2 e 3)



Figura 2



Figura 3

Dopo aver utilizzato il laser ad erbio, si è passato al laser a diodo, seguito da una fotobiomodulazione con il flat top hand piece. (fig.4 e 5).



Figura 4



Figura 5



Si è osservato che la guarigione era soddisfacente già a distanza di 24 ore. (fig.6).

Figura 6



Guarigione a distanza di 48 ore dall'intervento. (fig.7)

Figura 7

In questo caso non è stata eseguita un'anestesia prima dell'intervento, e non si è prescritto nessun farmaco. l'unica terapia data è stata la clorexidina per 7 giorni 3 volte al giorno.

Conclusioni

- Le iperpigmentazioni gengivali costituiscono una patologia di frequente riscontro nelle popolazioni arabe e indiane.
- I trattamenti convenzionali sono oggi molto invasivi con un decorso post-operatorio lungo e doloroso.
- La tecnologia laser sia ad erbio sia a diodo sembra essere promettente nel trattamento di queste patologie.
- Gli indubbi vantaggi sono rappresentati da un'assenza di dolore post-operatorio, con riduzione dei farmaci da assumere (sia antinfiammatori sia antibiotici), utilizzo minimo e talvolta assente di anestetico locale, assenza di sutura e mininvasività del trattamento.
- Alla luce di questi vantaggi l'utilizzo della metodica laser per il trattamento di iperpigmentazioni gengivali risulta quindi il gold standard.
- I parametri bassi, che sono stati usati durante il protocollo, hanno portato a periodi di guarigione minori.
- Ovviamente sarà necessario eseguire il follow up a lungo termine per valutare eventuali recidive al trattamento.

BIBLIOGRAFIA

1. Atsawasuwan P (2000) Treatment of gingival hyperpigmentation for esthetic purposes by Nd:YAG laser:report of 4 cases. *J periodontal* 71(2):315-321
2. Azzeh MM (2007) Treatment of gingival hyperpigmentation by erbium-doped:yttrium, aluminum, and garnet laser for esthetic purposes. *J periodontal* 81(1):177-184
3. Bahadure RN, Singh P, Jain E, Khurana H, Badole G (2013) Management of pigmented gingiva in child patient: a new era to the pediatric dentistry. *Int J clin Pediatr Dent* 6(3):197-200. doi:10. 5005/jp-journals-10005-1218
4. Berk G, Atici K, Berk N (2005) Treatment of gingival pigmentation with Er, Cr:YSGG laser. *J Oral Laser Appl* 5(4):249-253
5. Bhanu MM, Kaur J, Das R (2012) Treatment of gingival hyperpigmentation with rotary abrasive, scalpel, and laser techniques: a case series. *J Indian Soc Periodontal* 16(4):614-619. doi:10.4103/0972-124X.106933
6. Blayden J, Mott A (2013) *Soft-tissue lasers in dental hygiene*, 1 st edn. Wiley, Oxford, p 20
7. Coleton S (2006) Laser treatment of atypical oral pigmentation. A case report. *N Y State Dent J* 72(2):22-23
8. Doshi Y , Khandge N, Byakod G, Patil P (2012) Management of gingival pigmentation with diode laser: is it a predictive tool? *IJOLD* 2(1):29-32
9. Dummett CO, Barends G (1971) Oromucosal pigmentation: an up-dated literary review. *J Periodontal* 42(11):726-736
10. Dummett CO, Gupta OP (1964) Estimating the epidemiology of the oral pigmentation. *J Natl Med Assoc* 56:419-420
11. Esen E, CenkHaytac M, Erbu D (2004) Gingival melanin pigmentation and its treatment with the CO2 laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral radiol Endod* 98:522-527
12. Fekrazad R, Chiniforush N (2014) One visit providing desirable smile by laser application. *J Lasers Med Sci* 5(1):47-50
13. Ficarra G (2006) *Manuale di Patologia e Medicina orale*
14. Geld Pv, Oosterveld P, Heck GV, Kuijperes-jagtman AM (2007) Smile attractiveness. Self-perception and influence on personality. *Angle Orthod* 77(5):759-765
15. Giannelli M, Formigli L, Lasagni M, Bani D (2013) A new thermographic and fluorescent method for tuning photoablative laser removal of the gingival epithelium in patients with chronic periodontitis and hyperpigmentation. *Photomed Laser Surg* 31(5):212-218. doi:10.1089/pho.2012.3457
16. Gupta G (2011) Management of gingival hyperpigmentation by semiconductor diode laser. *J Cutan Aesthest Surg* 4(3):208-210
17. Hedin CA (1977) smoker's melanosis. Occurrence and localization in the attached gingiva. *Arch Dermatol* 113(11):1533-1538
18. Hedge R, Padhye A, Sumanth S, Jain AS, Thukral N (2013) Comparison of surgical stripping; erbium-doped:yttrium, aluminum, and garnet laser; and carbon dioxide laser techniques for gingival depigmentation: a clinical and histologic study. *J periodontal* 84(6):738-748. doi:10.1902/jop.2012.120094

19. Ishii S, Aoki A, Kawashima Y, Watanabe H, Ishikawa L (2002) Application of an Er:YAG laser to remove gingival melanin hyperpigmentation-treatment procedure and clinical evaluation . J Jpn soc Laser Dent 13:89-96
20. Kaushik N, Srivastava N, Kaushik M Gaurav V (2013) Efficacy of different techniques of gingival depigmentation: a comparative evaluation with a case report. IJOLD 3(2):68-72
21. Khalighi HR, Anbari F, Taheri JB, Bakhtiari S, Namazi Z, Pouralibaba F (2010) Review effect of low-power laser in treatment of orofacial pain. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects 4(3):75-78
22. Kumar S, Bhat SG, Bhat MK (2012) Development in techniques for gingival depigmentation---an update. Indian J Dent 3:213-221
23. Lindhe J (2006) Parodontologia clinica e odontoiatria implantare
24. Meserendio Leo J, Pick Robert M (1995) Lasers in dentistry Chicago: quintessence. J Am Dent Assoc 126:1354-1356
25. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A (2001) Lasers in dentistry. Part B---interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. Refuat Hapeh Vehashinayim 18(3-4):21-28, **107-108**
26. Niemz MH (2004) Laser-tissue interaction, fundamentals and applications. 3th revised ed, pp101-125. Springer
27. Ozbayrak S, Dumlu A, Ercalik-Yalcinkaya S (2000) Treatment of melanin-pigmented gingiva and oral mucosa by CO2 laser. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 90:14-15
28. Ozturan S, Usumez A (2013) CASE REPORT. Aesthetic treatment of gingival hyperpigmentation by Er:YAG laser. Journal of the laser and health Academy 1:52-54
29. Parker S (2007) verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J 202:73-81. doi:10.1038/bdj.2007.24
30. Ribeiro FV, Cavaller CP, Casarin RC, Casati MZ, Cirano FR, Dutra-corrêa M, Pimentel SP (2014) Esthetic treatment of gingival hyperpigmentation with Nd:YAG laser or scalpel techniques: a 6 month RCT of patient and professional assessment. Lasers Med Sci 29(2):537-544. doi:10.1007/s10103-012-1254-5
31. Rosa DS, Aranha AC, Eduardo Cde P, Aoki A (2007) Esthetic treatment of gingival hyperpigmentation with Er:YAG laser: short-term clinical observations and patient follow-up. J periodontal 78(10):2018-2025
32. Sharon E, Azaz B, Ulmanky M (2000) Vaporization of melanin in oral tissues and skin with a carbon dioxide laser: a canine study. J oral Maxillofac Surg 58(12):1387-1393
33. Simşek Kaya G, YapiciYavuz G, Sümbüllü MA, Dayı E (2012) A comparison of diode laser and Er:YAG lasers in the treatment of gingival melanin pigmentation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 113(3):293-299. doi:10.1016/j.tripleo.2011.03.005
34. Takashi H, Tanaka K, Ojima M, Yuuki K (2005) Association of melanin pigmentation in the gengiva of children with parents who smoke. Pediatrics 116:e186-190
35. Tal H, Oegiesser D, Tal M (2002) Gingival depigmentation for aesthetic purposes using erbium:YAG laser: rationale and technique. Refuat Hapeh Vehashinayim 19(4):25-32, **69**
36. Tal H, Oegiesser D, Tal M (2003) Gingival depigmentation by erbium:YAG laser: clinical observations and patient responses. J periodontal 74(11):1660-1667
37. Thangavelu A, Alavarasu S, Jayapalan P (2012) Pink esthetics in periodontics-gingival depigmentation: a case series. J Pharm Bioallied Sci 4(Suppl 2):S186-190. doi:10.4103/0975-7406.100267

Ringraziamenti

Ringrazio, innanzitutto, il Professor Stefano Benedicenti, mio relatore, per l'incoraggiamento a intraprendere il corso di laurea in Italia e avermi dato la possibilità di realizzare questa tesi.

Ringrazio il Professor Jihad Habli, mio co-relatore, per la disponibilità e la professionalità dimostrata.

Un ringraziamento speciale a tutta la mia famiglia, in particolare a mio padre Jihad, mia madre Randa, mia sorella Lyne e mio fratello Rashad per aver riposto fiducia in me, trasmettendomi la serenità e la forza necessaria per andare avanti nonostante le numerose difficoltà affrontate negli ultimi anni.

Ringrazio il mio maestro Nicola Guiducci e il dottore Ivano Albertini per gli insegnamenti, e tutta la passione e conoscenza trasmessa per questa professione.

Ringrazio tutti gli amici per la fiducia e il sostegno, sicuramente fondamentali per il raggiungimento di questo obiettivo.

Infine, ringrazio i miei cari amici e compagni di studio Valerio, Matteo, Khaled, Stefano, Paola e Giulia per aver reso indimenticabile questo lungo percorso di studi.