

INTERAZIONE LASER TESSUTI

Relazione del 15.03.2013

Master E.M.D.O.L.A.

Università di Parma

dott. Piergiorgio Pasotti

M.D. D.D.S. MSD.

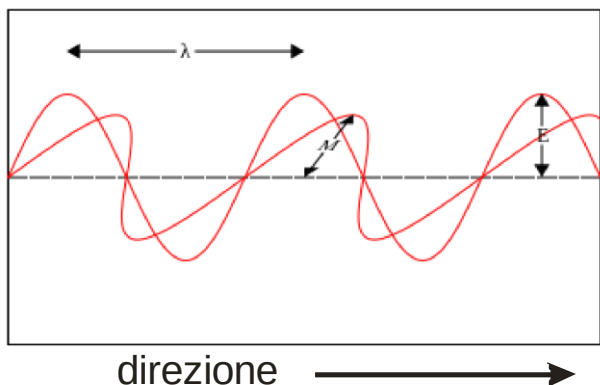


EMDOLA
EUROPEAN MASTER DEGREE: ORAL LASER APPLICATIONS



Il laser è una radiazione elettromagnetica. Tutte le radiazioni elettromagnetiche sono costituite da un campo elettrico e da un campo magnetico disposti ortogonalmente fra di loro, che si propagano nella stessa direzione, a sua volta ortogonale sia al campo elettrico che al campo magnetico. Inoltre, a differenza delle onde meccaniche (prodotte, per esempio, da una corda vibrante), le onde elettromagnetiche non hanno bisogno di un mezzo materiale nel quale propagarsi, i campi elettrico e magnetico si propagano anche nel vuoto.

onda elettromagnetica



λ lunghezza d'onda

E ampiezza del campo elettrico

M ampiezza del campo magnetico

Figura 1 – Onda elettromagnetica.

Parametri

La **lunghezza d'onda** è la distanza tra due massimi o due minimi di una funzione periodica, in questo caso una sinusoidale. In fisica, la **lunghezza d'onda** di un'onda periodica è la distanza tra due *creste* o fra due *ventri* della sua forma d'onda (figura 2), viene comunemente indicata dalla lettera greca λ , ed è definita come il rapporto fra la velocità di propagazione dell'onda e la sua frequenza (il numero di cicli effettuati nell'unità di tempo):

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad \text{e si misura in metri, o in sottomultipli del metro (nano metri, nm)}$$

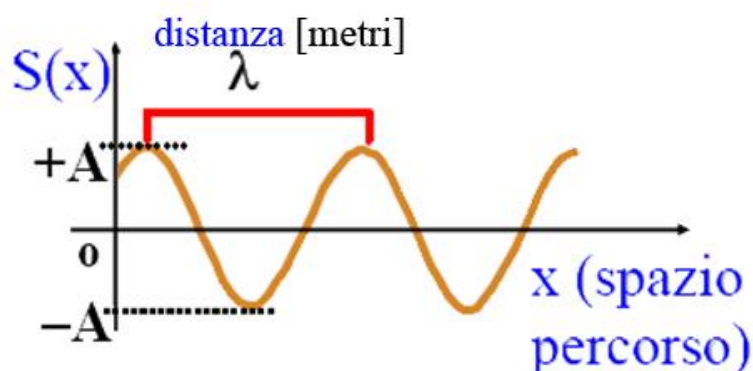


Figura 2 - Lunghezza d'onda.

Quindi più la frequenza è alta e più la lunghezza d'onda è bassa e viceversa. Per capire il valore di queste grandezze bisogna tenere ben presente questi concetti.

È stato dimostrato (ed oggi può essere misurata con grande precisione) che la velocità dell'onda elettromagnetica, nel vuoto, è pari a 299.792,458 km/sec. Questo valore viene arrotondato a 300.000 km/sec. La luce del sole, onda elettromagnetica, viene trasmessa a questa velocità. Tutte le onde elettromagnetiche, anche quelle diverse dalla luce visibile, viaggiano a quella velocità. Anche la corrente elettrica, onda elettromagnetica, viaggia nel filo alla stessa velocità. Nei casi specifici alcune onde elettromagnetiche vengono chiamate con il loro nome: raggi gamma, raggi X, onde radio, luce visibile, luce laser, ecc.. Tutte le onde elettromagnetiche sono regolate dalle leggi dell'ottica fisica.

L'**ampiezza**, in fisica, è la massima variazione di una grandezza in un'oscillazione periodica. Nella figura 1 è rappresentato da E per il campo elettrico e da M per il campo magnetico.

In fisica la **frequenza** di un fenomeno, che presenta un andamento costituito da eventi che nel tempo si ripetono identici o quasi identici, è data dal numero degli eventi che vengono ripetuti in una data unità di tempo. Un modo per calcolare una tale frequenza consiste nel fissare un intervallo di tempo, nel contare il numero di volte (periodo) in cui l'evento si ripete in tale intervallo di tempo e nel dividere quindi il risultato di questo conteggio per l'intervallo di tempo. Quindi se l'evento (periodo) si ripete 50 volte nel tempo di 1 secondo (unità di tempo) la frequenza è di 50 volte al secondo ed il periodo è il tempo in cui occorre l'evento, cioè 1/50 (un cinquantesimo) di secondo.

$$T = \frac{1}{f} \text{ [secondi]} \text{ e si misura in secondi; quindi } f = \frac{1}{T} \left[\frac{1}{\text{secondi}} \right] \text{ e si chiama [Hertz]}$$

dove T esprime il periodo ed f la frequenza.

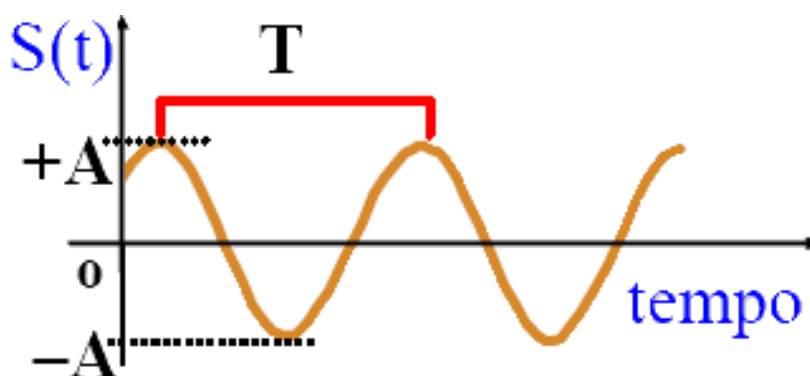


Figura 3 – Periodo: tempo in secondi nel quale avviene l'evento.

Per comprendere quanto viene espresso in queste pagine è indispensabile ricordare queste grandezze per capire il loro significato.

Multipli della grandezza Hertz

1 decahertz (simbolo **daHz**) = 10^1 Hz = 10 Hz

1 ettohertz (simbolo **hHz**) = 10^2 Hz = 100 Hz

1 **kilo**hertz (simbolo **kHz**) = 10^3 Hz = 1 000 Hz

1 **mega**hertz (simbolo **MHz**) = 10^6 Hz = 1 000 000 Hz

1 **giga**hertz (simbolo **GHz**) = 10^9 Hz = 1 000 000 000 Hz

1 **tera**hertz (simbolo **THz**) = 10^{12} Hz = 1 000 000 000 000 Hz

1 **peta**hertz (simbolo **PHz**) = 10^{15} Hz = 1 000 000 000 000 000 Hz

1 **exa**hertz (simbolo **EHz**) = 10^{18} Hz = 1 000 000 000 000 000 000 Hz

1 **zetta**hertz (simbolo **ZHz**) = 10^{21} Hz = 1 000 000 000 000 000 000 000 Hz

1 **yotta**hertz (simbolo **YHz**) = 10^{24} Hz = 1 000 000 000 000 000 000 000 000 Hz

Figura 4 – Multipli di una grandezza (qui viene indicato l’Hertz, ma potrebbe valere anche per i grammi o per i metri).

Più alta è la frequenza e più bassa è la lunghezza d’onda.

Tipo di radiazione elettromagnetica	Frequenza	Lunghezza d'onda
Onde radio	≤ 300 MHz	≥ 1 m
Microonde	300 MHz – 300 GHz	1 m – 1 mm
Infrarossi	300 GHz – 428 THz	1 mm – 700 nm
Luce visibile	428 THz – 749 THz	700 nm – 400 nm
Ultravioletti	749 THz – 30 PHz	400 nm – 10 nm
Raggi X	30 PHz – 300 EHz	10 nm – 1 pm
Raggi gamma	≥ 300 EHz	≤ 1 pm

Figura 5 – Elenco di alcune radiazioni elettromagnetiche, misura della loro frequenza e della loro lunghezza d’onda.

L'occhio umano vede solo alcune lunghezze d'onda delle onde elettromagnetiche. Infatti l'uomo vede la luce che ha una lunghezza d'onda compresa fra i 400 nano metri ed i 700 nano metri. Più la frequenza diminuisce e più la lunghezza d'onda aumenta. Per questo si parla raggi (radiazione) infrarossi quando la loro frequenza è inferiore alla luce visibile (ma di lunghezza d'onda maggiore) e di raggi ultra violetti quando la loro frequenza è maggiore (ma di lunghezza d'onda minore) della luce visibile (vedasi fig. 5).

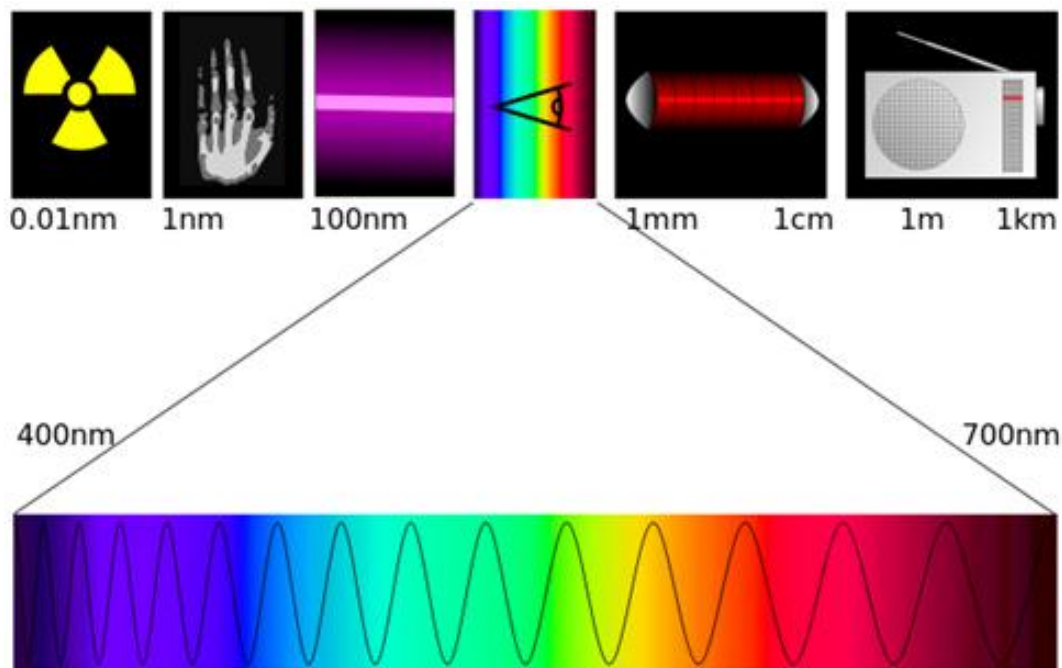


Figura 6 – Spettro della radiazione elettromagnetica visibile dall'occhio umano.

Il L.A.S.E.R. (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) è una luce (onda elettromagnetica) ottenuta attraverso un processo di amplificazione basata sulla emissione stimolata di una radiazione.

Valori

Nella fisica **l'energia** (E) è la capacità di un sistema di compiere lavoro e si misura in Joule (J) ed è anche **la potenza** (watt) spesa o erogata in un dato **tempo** (secondi).

Quindi l'energia si misura in Joule o in Watt x sec. Da queste considerazioni si conclude che

$$E = P \cdot t \quad [J] \text{ oppure } [W \cdot sec]$$

Da questa equazione si deduce che la potenza è pari al rapporto fra energia erogata ed il tempo durante il quale questa energia è stata erogata:

$$P = \frac{E}{t} \quad [W] \text{ oppure } \left[\frac{J}{sec} \right]$$

Se noi utilizzassimo o erogassimo l'energia di 1 Joule e questa energia venisse emessa in 1 secondo si dice che avremmo emesso quella energia (di 1 J) nel tempo di 1 secondo (1 sec).

Se la stessa energia (di 1 J) venisse erogata in un tempo minore, la potenza sarebbe sempre il rapporto fra l'energia ed il tempo (E/t), ma la potenza totale erogata sarebbe decisamente maggiore. Questa viene definita potenza di picco:

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [W] \quad \text{quindi, sostituendo i numeri, la} \quad P_{peak} = \frac{1}{1} [W]$$

Infatti se la stessa energia (supponiamo di 1 Watt) invece che in 1 sec venisse erogata in 1 millesimo di secondo (0,001 sec) la potenza sviluppata sarebbe 1000 volte più grande.

$$P_{peak} = \frac{1}{0,001} = 1000 [W]$$

Quindi quando una energia, anche se fosse di valore numerico basso, venisse sviluppata in un certo tempo, più il tempo di emissione sarà breve e più la potenza erogata sarà alta.

Si definisce **fluenza** (F), o **densità di energia**, l'energia (E) utilizzata o irraggiata (nel caso di onda elettromagnetica) per unità di superficie (sup) espressa in cm^2 . Quindi la fluenza è

$$F = \frac{E}{sup} [J/\text{cm}^2]$$

Se l'energia fosse emessa in maniera intermittente nel tempo (pulsata), la potenza erogata sarebbe pure essa intermittente. In questo caso si può parlare di **potenza media** emessa nella durata di erogazione. Come detto più sopra se un evento (periodo) si ripete 50 volte nel tempo di 1 secondo (unità di tempo) la frequenza è di 50 volte al secondo; il periodo è il tempo in cui occorre il singolo evento, quindi sarebbe 1/50 (un cinquantesimo) di secondo. Per queste motivazioni, come detto più sopra, la frequenza è

$$f = \frac{1}{T} \left[\frac{1}{\text{secondi}} \right]$$

Quindi se la potenza è uguale al rapporto fra l'energia ed il tempo di erogazione di questa, essa si può anche definire uguale all'energia erogata moltiplicata la frequenza dell'evento. Pertanto la potenza media (P_{avg}) erogata è

$$P_{avg} = \frac{E_{pulse}}{t} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{oppure} \quad [J \cdot n^\circ/\text{sec}] \quad \text{oppure} \quad [J \cdot \text{Hz}]$$

Quindi se una energia media di 0,100 Joule (100 mJoule) venisse erogata ad una frequenza di 50 cicli al secondo, la potenza media erogata sarebbe di 5 Watt.

Fino ad ora abbiamo messo in rapporto la potenza, o l'energia, con il tempo. Quando la potenza è in rapporto con la superficie colpita dall'onda elettromagnetica si parla di **densità di potenza**. Questa è la misura della potenza che arriva sull'unità di superficie, misurata in cm^2 , e si misura in Watt al cm^2 .

$$P_d = \frac{P}{sup} [W/cm^2]$$

È importante capire e tenere presenti questi parametri perché in tal modo si capirà l'interazione della luce laser sui tessuti.

La **legge di Planck** è una legge fisica che afferma che l'energia associata a una radiazione elettromagnetica è trasmessa in pacchetti indivisibili chiamati *quanti*, ciascuno dei quali è associato a un singolo fotone.

La dimensione **E** di un quanto di energia dipende dalla frequenza ν della radiazione secondo la formula

$$E = h \cdot \nu$$

dove **h** è la costante di Planck. Fornisce, inoltre, una formula per la distribuzione statistica dell'energia di tali quanti.

Usando le unità del Sistema Internazionale, l'energia è misurata in *joule*, la frequenza è misurata in *hertz*, e la costante di Planck è misurata in *joule · secondo*.

Quindi ogni onda elettromagnetica è fornita di una energia che dipende dalla frequenza dell'onda; la relazione fra energia e frequenza ha un valore costante, chiamato costante di Planck **h** che vale:

$$h = 6,626 \cdot 10^{-34} J \cdot sec$$

Nella legge di Planck ν è la frequenza dell'onda elettromagnetica, che dipende dalla velocità dell'onda elettromagnetica (pari alla velocità della luce) e dalla sua lunghezza d'onda nella relazione:

$$\nu = \frac{c}{\lambda}$$

dove **C** è la velocità della luce pari a 299.792.458 m/s, che si considera pari a **300 · 10³ Km/sec**.

In altri termini la lunghezza d'onda si può scrivere anche:

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

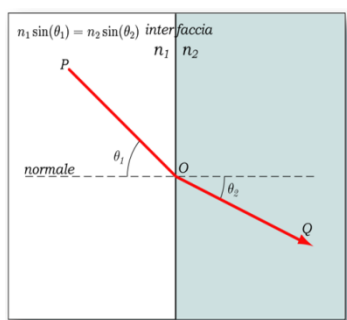
Da queste relazioni si comprende che più la frequenza è alta e più la lunghezza d'onda è bassa e viceversa. Quindi più la lunghezza d'onda è bassa (o più la frequenza d'onda alta) e più l'onda elettromagnetica possiede energia (vedasi figura 7).



Figura 7 – Più la lunghezza d’onda è bassa e maggiore è l’energia posseduta dalla radiazione.

Più si va sotto la lunghezza d’onda del visibile (400 nm, quindi nell’ultravioletto) e più si va verso le radiazioni “X” (raggi X) e le radiazioni “γ” (raggi gamma) che sono le onde elettromagnetiche con energia più alta.

Tutte le onde elettromagnetiche seguono le leggi della Fisica ottica. È facile capire e trattare l’ottica utilizzando la luce visibile. Ma anche le onde elettromagnetiche non visibili si comportano allo stesso modo della luce visibile e sono soggette alla Fisica della luce visibile. Pertanto l’onda elettromagnetica (come la luce visibile o la luce laser) può essere rifratta, riflessa in maniera speculare o diffusa, oppure dispersa.



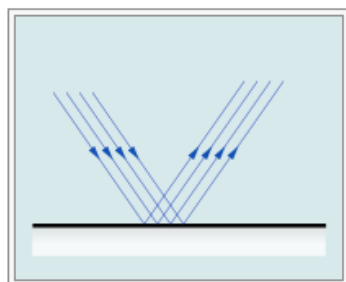
La rifrazione è il fenomeno per cui un raggio di luce, passando da un mezzo trasparente in un altro, di diversa densità, devia il proprio percorso di un certo angolo che dipende dall’indice di rifrazione dei due mezzi. Chiamando θ_1 l’angolo di incidenza della luce che passa nel primo mezzo e θ_2 l’angolo di rifrazione nel mezzo trasparente, il prodotto dell’indice di rifrazione del primo mezzo per il seno dell’angolo di incidenza della luce è uguale al prodotto dell’indice di rifrazione del secondo mezzo per il seno dell’angolo di rifrazione.

$$n_1 \cdot \text{sen}(\theta_1) = n_2 \cdot \text{sen}(\theta_2)$$

dove n_1 è l’indice di rifrazione del primo mezzo ed n_2 è l’indice di rifrazione del mezzo trasparente (o secondo mezzo). L’indice di rifrazione è il rapporto tra la velocità della luce nel vuoto c e la velocità della luce v nel mezzo in esame:

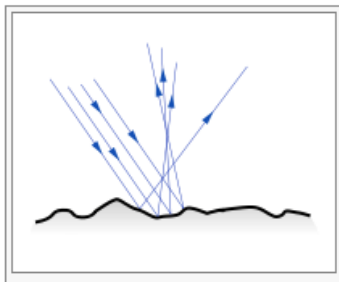
$$n = \frac{c}{v}$$

Per l’aria l’indice di rifrazione è 1,000292 e quello per l’acqua è 1,334.



La **riflessione** può essere speculare o diffusa.

La riflessione speculare è il fenomeno con cui un raggio di luce viene riflesso da una **superficie piana, speculare** (uno specchio).



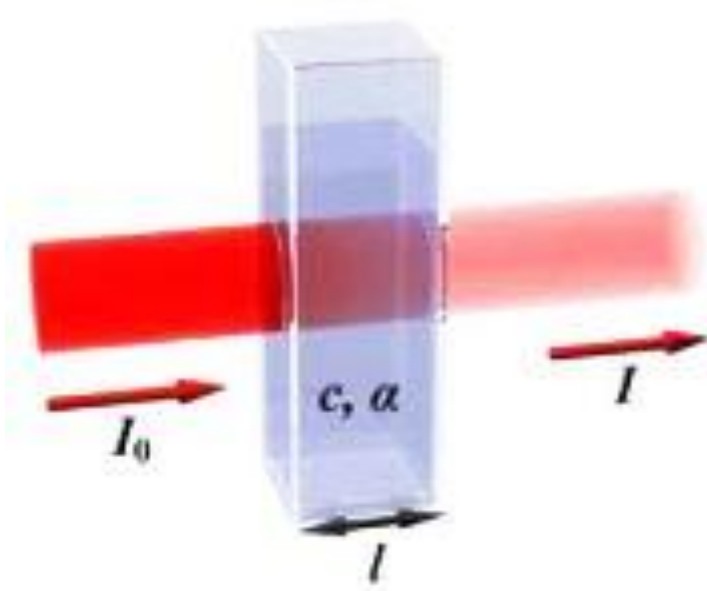
La diffusione è il fenomeno nel quale i raggi di luce vengono riflessi in ogni direzione da una superficie non speculare (un corpo ruvido). I raggi inizialmente paralleli vengono riflessi in ogni direzione per la mancanza di uniformità microscopica della superficie riflettente.



Si ha **dispersione** quando il raggio luminoso non è monocromatico ma costituito da luce bianca, che notoriamente possiede diverse lunghezze d'onda. In tal caso ciascuna lunghezza d'onda avrà una diversa rifrazione e la luce verrà scomposta nei colori costituenti lo spettro.

Parliamo ora della luce che entra in un tessuto.

La legge di Lambert-Beer è una relazione empirica che correla la quantità di luce, assorbita da un mezzo, alla natura chimica, alla concentrazione ed allo spessore del mezzo attraversato.



Supponiamo che una luce monocromatica di intensità I_0 colpisca una soluzione contenuta all'interno di una cuvette.

Quando un fascio di luce (monocromatica) di intensità I_0 attraversa uno strato di spessore l di un mezzo, una parte di esso viene assorbita dal mezzo stesso e una parte ne viene trasmessa con intensità residua I_1 . Il rapporto tra l'intensità della luce trasmessa (in uscita) e della luce incidente (entrante) sul mezzo attraversato è espresso dalla relazione

$$\frac{I}{I_0} = e^{-k_\lambda l}$$

Figura 8 – Luce incidente e luce trasmessa attraverso una cuvette di spessore l .

dove e è la base di numeri naturali, k_λ è il coefficiente di assorbimento (che è una costante tipica del mezzo attraversato e dipende dalla lunghezza d'onda λ) e l è il cammino ottico (lo spessore di soluzione attraversata). Si definisce transmittanza il rapporto fra l'intensità della luce trasmessa e della luce incidente sul mezzo attraversato. Quindi la relazione diventa:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-k_\lambda l}$$

se facciamo il logaritmo in base e di entrambi i membri della uguaglianza e chiamiamo assorbanza (A) il $-\log_e T$ (il logaritmo con segno negativo di T) la relazione diventa

$$A = k_\lambda l$$

Se consideriamo che nella cuvette ci sia una soluzione con una certa estinzione molare ϵ_λ (che dipende dalla lunghezza d'onda della luce incidente) e che la soluzione abbia una certa molarità M , possiamo affermare che

$$k_\lambda = \epsilon_\lambda \cdot M$$

la costante k_λ dipende da estinzione molare ϵ_λ e dalla molarità M . L'assorbanza quindi diventa

$$A = \epsilon_\lambda \cdot l \cdot M$$

In conclusione la legge di Lambert-Beer assegna il valore all'assorbanza di una luce monocromatica, avente una certa intensità I_0 , che attraversa un mezzo di spessore l e afferma che essa dipenderà dal coefficiente di assorbimento del mezzo, avente una definita natura chimica " c " ed una definita concentrazione " α ", e dipenderà dalla lunghezza d'onda della luce.

Pertanto quando una luce monocromatica (laser) colpisce un tessuto, una parte della luce verrà riflessa, una parte penetrerà nel tessuto, ed in questo sarà diffusa o assorbita, e una parte attraverserà il tessuto.

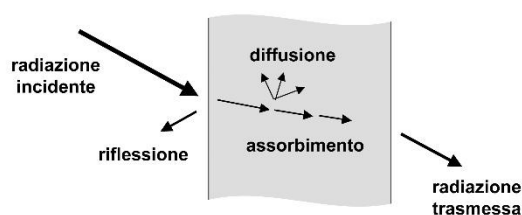


Figura 9 – Schema della radiazione laser che viene riflessa, diffusa, assorbita o trasmessa.

La **riflessione** è la restituzione della luce al contatto con la superficie del tessuto. Questa caratteristica è significativa più per i suoi potenziali effetti sul chirurgo, o sugli utilizzatori, che per quelli sul tessuto del paziente.

L'**assorbimento** è il processo attraverso il quale la luce laser è convertita all'interno del tessuto in un effetto ben preciso. Quando propriamente applicato, l'assorbimento della luce laser determina un preciso effetto, chimico, termico, ablativo, meccanico, sul tessuto, e, se desiderato, un piano circostante di coagulazione;

il chirurgo dovrebbe essere abile ad aggiustare e controllare l'estensione di questi effetti. Se la coagulazione è desiderata il chirurgo deve essere in grado di condurla ad una profondità controllata con precisione.

L'**assorbimento** può essere **selettivo** quando riguarda pigmenti sensibili alla **lunghezza d'onda** del raggio laser utilizzato, oppure **non selettivo** come quello riferito all'acqua, che è il più grande assorbitore di energia nella regione spettrale dell'infrarosso (erbio, CO₂).

La **trasmissione** si traduce nella luce che viaggia ad una certa distanza all'interno della superficie del tessuto; alcune lunghezze d'onda della luce sono trasmesse più di altre. La distanza a cui una particolare lunghezza d'onda è trasmessa dipende (per la legge di Lambert-Beer) dal tipo di tessuto.

La **diffusione** (o scattering) è il processo attraverso cui il fascio di luce viene nuovamente direzionato e diffuso in modo non intenzionale all'interno del tessuto.

Si parla di **diffusione** quando il raggio si espande a livello tissutale con decremento della densità energetica. Questa proprietà è sfruttata per la polimerizzazione delle resine e per lo sbiancamento dei denti.

Dalle affermazioni sopra esposte si conclude che gli **effetti della luce laser sui tessuti dipendono** dalla **lunghezza d'onda**, dalla **potenza** utilizzata, dal **tempo** in cui questa potenza viene emessa, dall'**angolo** di incidenza, dalla **distanza** fra la sorgente e il tessuto, dalla grandezza (spot) della **superficie colpita** (tutti questi valori sono dipendenti dalla sorgente laser) e, ovviamente, dal **tessuto**.

Gli effetti della luce laser sono diversi da tessuto a tessuto e questi sono in rapporto con l'affinità, che le sostanze in esso contenute, hanno con una certa lunghezza d'onda. Queste sostanze, dette cromofori, sono quelle che assorbono di più la luce laser di una certa lunghezza d'onda. A tal proposito viene espresso su un grafico la quantità di energia assorbita dai tessuti (figura 10).

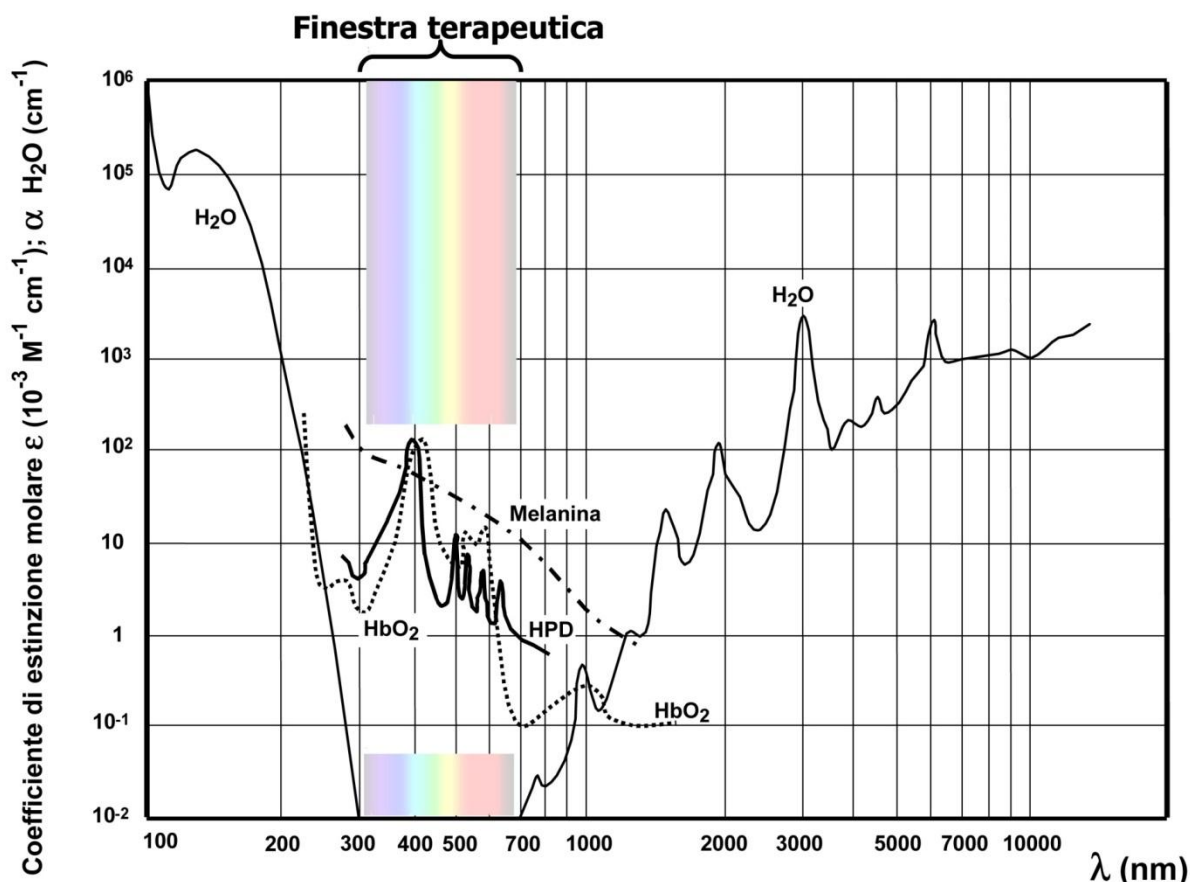


Figura 10 – Assorbimento spettrale di alcuni tessuti irradiati da laser aventi una certa lunghezza d'onda.

Diffusione

Nelle bande ottiche del visibile e del vicino infrarosso ha luogo un notevole assorbimento di radiazione, dovuta alla abbondanza di strutture cellulari (cromofori) affini alla lunghezza d'onda di irraggiamento.

Schematicamente si possono distinguere tre tipi di propagazione della radiazione luminosa nei tessuti, che dipendono dalla lunghezza d'onda della radiazione laser e dalle caratteristiche del tessuto:

- a) assorbimento predominante
- b) diffusione e assorbimento confrontabili
- c) diffusione predominante

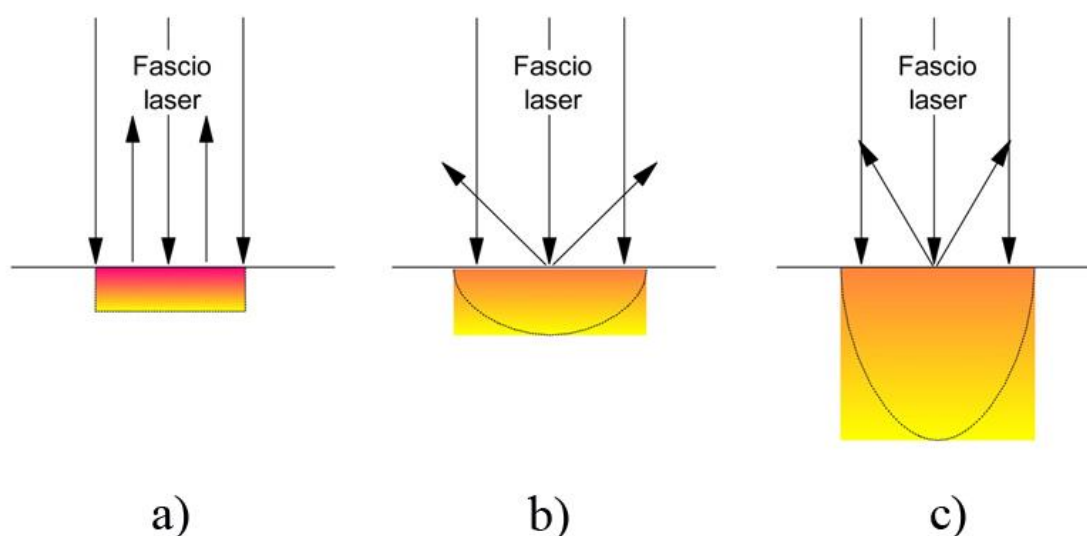


Figura 11 – Tipi di propagazione della radiazione laser nei tessuti.

Dalla osservazione della figura 10 emerge che la zona in cui **l'assorbimento è predominante** si trova nell'ambito della lunghezza d'onda compresa fra i 120 nm e i 200 nm, emesse dai laser ad eccimeri, e fra i 2000 nm e i 10.000 nm emesse dai laser a Ho:YAG, Er:YAG, CO₂. La profondità di penetrazione della radiazione laser a queste lunghezze d'onda va da 1 μ m a 20 μ m.

Quando **l'assorbimento e la diffusione sono confrontabili**, la radiazione luminosa nel tessuto presenta una componente fortemente collimata circondata da una regione in cui subisce una diffusione multipla. Questo avviene per lunghezze d'onda comprese fra i 450 nm ed i 590 nm e la profondità di penetrazione è va da 0,5 mm. ai 2,5 mm.. La diffusione rappresenta circa il 15 – 40 % della luce incidente.

Quando il laser ha una lunghezza d'onda dai 590 nm ai 1.500 nm la radiazione attraversa il tessuto e la componente collimata rappresenta quasi completamente la luce diffusa. In questo caso la **diffusione predomina sull'assorbimento**. A queste lunghezze d'onda la penetrazione va dai 2 mm. agli 8 mm. e la diffusione rappresenta circa il 35 – 70 % della luce incidente.

La luce laser può avere effetti sui tessuti (figura 12):

- effetto fotochimico
- effetto termico
- effetto ablativo
- effetto elettromeccanico

Questi effetti sono caratteristici della luce laser e dipendono dal tempo di esposizione e dalla modalità di emissione.

Si otterrà un **effetto fotochimico** quando la luce laser è emessa in modalità continua con un tempo di emissione che va dai 10 - 30 secondi ai 1000 secondi (vedasi figura 12) con una lunghezza d'onda $\lambda < 600$ nm. L'interazione fotochimica avviene grazie ai tessuti fotosensibili presenti nell'organismo umano. Questi effetti si tradurranno in modifiche strutturali delle molecole esistenti e produzione di nuove sostanze. La densità di potenza (P_a) erogata va da $0,1 \text{ W/cm}^2$ ai 10 W/cm^2 . Questi effetti sono utilizzati per la polimerizzazione dei compositi oppure per la biostimolazione dei tessuti o per la LLLT (Low Level Laser Therapy) o per effettuare la terapia fotodinamica (Photo Dynamic Therapy). Possiamo fare un esempio di tale terapia descrivendo l'utilizzo delle porfirine, sostanze fotosensibili che assorbono in varie zone spettrali. Largamente utilizzata è l'ematoporfirina che assorbe intorno ai 400 nm. Tale sostanza viene iniettata nel paziente e si accumula maggiormente nei tessuti tumorali. Tali tessuti vengono successivamente irradiati da luce laser (tipicamente un laser a colorante); l'ematoporfirina assorbe la radiazione passando ad uno stato eccitato e la riemette quasi istantaneamente; l'energia ritrasmessa viene assorbita dalle molecole di ossigeno che passano ad uno stato molto reattivo: si ha la formazione di radicali ossidrilici liberi che, legandosi alle pareti lipidiche e agli acidi nucleici, aggrediscono e uccidono le cellule tumorali. Il vantaggio di questa terapia sta nello scarsissimo danno termico ai tessuti sani e nel basso rischio di perforazione di organi cavi.

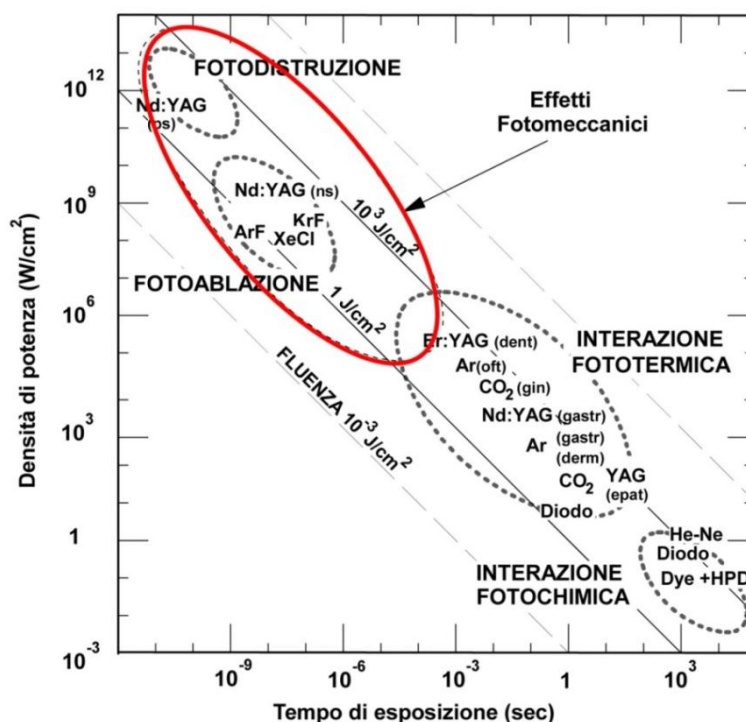


Figura 12 – Mappa del valore della densità di potenza in rapporto al tempo di emissione.

Si otterrà un **effetto fototermico** quando la luce laser è emessa in modalità continua o pulsata con un tempo di emissione inferiore ad 1 sec fino a $500 \cdot 10^{-6}$ sec (microsecondi). Questi effetti si tradurranno in generazione di calore per l'assorbimento locale di radiazione laser dai cromofori presenti nei tessuti. La densità di potenza (P_d) erogata va dai 10 W/cm^2 ai 10^6 W/cm^2 e con una lunghezza d'onda $\lambda > 600 \text{ nm}$.

Si definisce tempo di rilassamento termico (TRT) il tempo necessario perché il calore generato dall'assorbimento dell'energia luminosa all'interno del tessuto irradiato si riduca del 50%. Se la durata dell'impulso è inferiore al tempo richiesto dal tessuto riscaldato per raffreddarsi, non si avrà conduzione di calore alle strutture adiacenti ed il rischio di comparsa di effetti collaterali sarà così ridotto al minimo. Il tempo di rilassamento termico del tessuto caratterizza il regime di confinamento del calore e se il tempo di emissione della luce laser (t_{laser}) è minore del tempo di rilassamento termico del tessuto (t_{tessuto})

$$t_{\text{laser}} < t_{\text{tessuto}}$$

il calore rimarrà confinato nel volume irradiato ed il forte aumento di temperatura ed il relativo danno termico saranno localizzati in tale regione, mentre i tessuti circostanti subiranno un ben più modesto riscaldamento dovuto alla successiva diffusione termica.

Al contrario se il tempo di emissione della luce laser è maggiore del tempo di rilassamento termico del tessuto

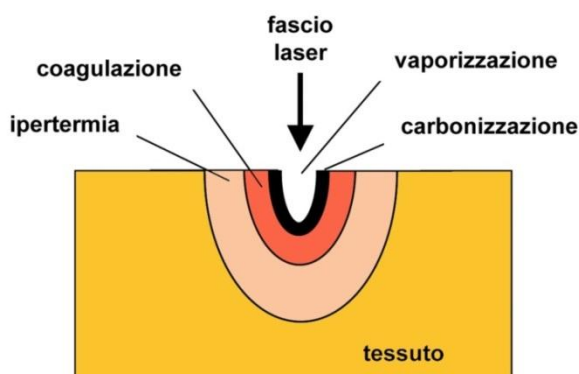
$$t_{\text{laser}} > t_{\text{tessuto}}$$

il calore ha modo di diffondersi all'interno del tessuto su distanze maggiori della profondità di penetrazione ottica tipica e potrà arrecare danni ai tessuti circostanti.

In rapporto alla temperatura raggiunta, il tessuto irraggiato subirà degli effetti termici (Tabella 1).

Gli effetti biologici di tipo fototermico possono essere classificati secondo differenti processi termodinamici:

- effetti di bassa temperatura (da 43 a $\sim 50^\circ\text{C}$) che possono indurre un differente grado di danneggiamento in funzione del tempo di irraggiamento (processi di accumulazione del danno);
- effetti di temperatura medio-alta ($>100^\circ\text{C}$) dominati dalla vaporizzazione dell'acqua, con confinamento e rilascio di vapore acqueo da parte dei tessuti;
- termoablazione indotta da temperatura elevata (da ~ 300 fino a migliaia di $^\circ\text{C}$) che produce vaporizzazione del tessuto, ustione, dissociazione molecolare e/o formazione di plasma



Molti di questi effetti possono avvenire simultaneamente in differenti zone del volume irradiato. Per questi motivi, quando la temperatura raggiunta aumenta, ci sarà vaporizzazione del tessuto colpito, carbonizzazione del tessuto immediatamente adiacente, coagulazione del tessuto più in profondità ed ipertermia del tessuto circostante.

La figura 13 e la Tabella 1 mostrano gli effetti della temperatura sui tessuti.

Figura 13 – Effetti della luce laser sui tessuti.

°C	Modifiche istologiche
43-45°C	Cambiamenti conformazionali
	Restringimento
	Ipertermia (mortalità cellulare)
50°C	Riduzione dell'attività enzimatica
60°C	Denaturazione delle proteine
	Coagulazione
80°C	Denaturazione del collagene
	Permeabilizzazione delle membrane
100°C	Formazione vacuoli extracellulari
> 100°C	Rottura dei vacuoli
300-1000°C	Termoablazione del tessuto
3350°C	Vaporizzazione del carbonio

Tabella 1 – Effetti della temperatura sui tessuti.

Tuttavia questi effetti possono essere sfruttati per lo scopo terapeutico. Se l'emissione è focalizzata il laser effettuerà una incisione del tessuto; con l'emissione defocalizzata si otterrà la vaporizzazione del tessuto. Nel caso che la luce laser venisse erogata in maniera iper focalizzata, l'effetto sarà un danno termico nella profondità del tessuto.

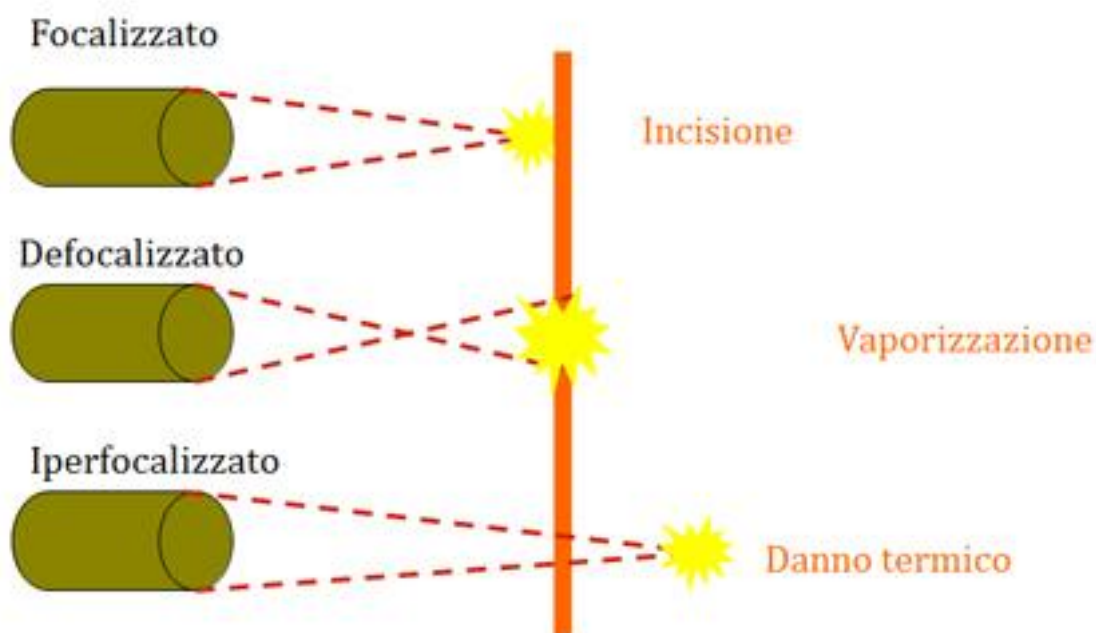


Figura 14 – Effetti della luce laser sui tessuti in rapporto alla focalizzazione.

Ma quest'ultimo può essere un effetto voluto, come capita nel trattamento di vasi capillari sottocutanei.

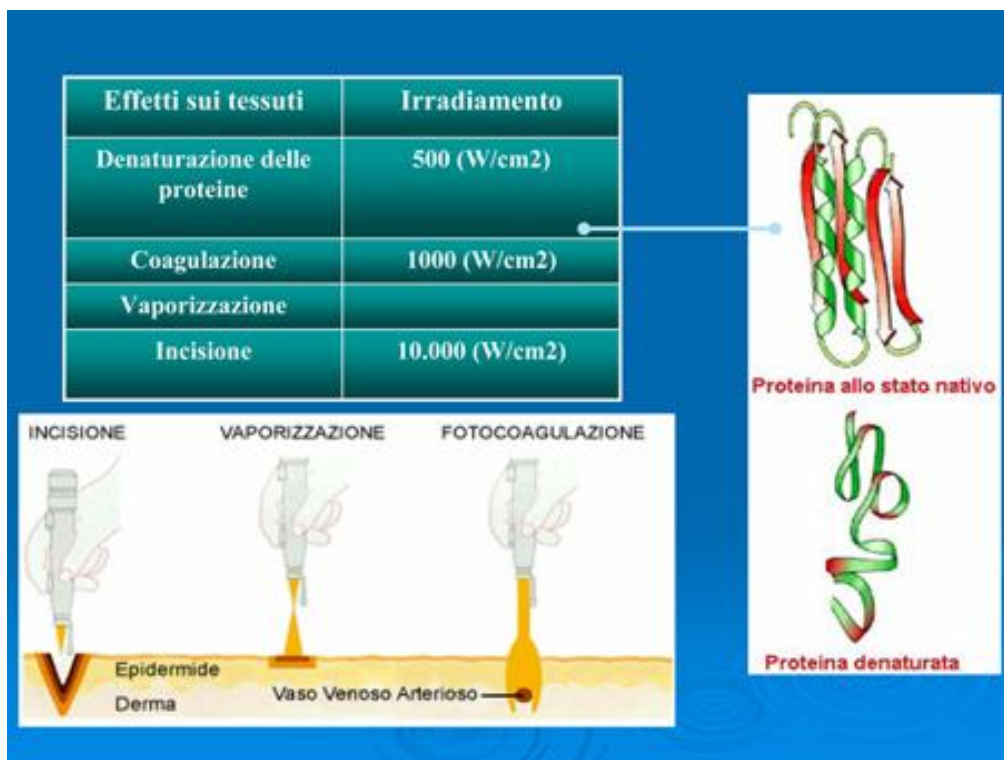


Figura 15 – Effetti della luce laser sui tessuti in rapporto alla focalizzazione.

Si otterrà un effetto **ablativo** quando si utilizza un laser, in modalità continua o pulsata, con un tempo di emissione compreso fra i $10^{-6} \div 10^{-9}$ sec e con una lunghezza d'onda $\lambda > 600$ nm. In questi casi la densità di potenza erogata sarà maggiore di 10^4 fino a 10^8 W/cm² ($P_d > 10^4 \div 10^8$ W/cm², figura 12). La maggior parte dei tessuti molli è costituita da circa l'80% di acqua, perciò essa riveste un ruolo importante nelle caratteristiche ottiche e termiche dell'interazione laser tessuto. Quando la temperatura del tessuto si avvicina a quella di evaporazione dell'acqua, ci sarà la formazione di vacuoli di vapore all'interno del tessuto, e quindi ci saranno effetti meccanici causati dalla rapida espansione dei vacuoli di vapore intrappolati nei tessuti. Bolle macroscopiche si formeranno nelle zone più calde del tessuto al di sotto della superficie irradiata. Se l'irraggiamento verrà continuato, le bolle si espanderanno, fino a causare eventi di rottura esplosiva che effettueranno una rimozione del tessuto. Questo processo è detto "effetto pop-corn".

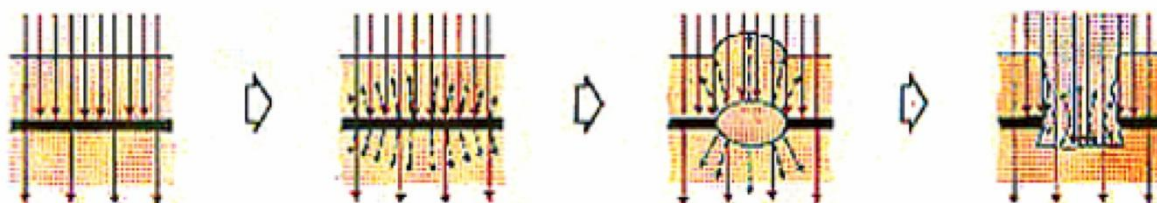


Figura 16 – La luce laser colpisce il tessuto, ci sarà un aumento di temperatura, formazione di vacuoli e loro esplosione, con il risultato della rimozione del tessuto irraggiato.

I laser che hanno affinità per l'acqua sono il laser ad Erblio (Er:YAG, 2940 nm), il laser a CO₂ (10.600 nm) e il laser a Olmio (Ho:YAG, 2100 nm) (figura 17). Tuttavia il coefficiente di assorbimento dell'acqua per luce irradiata dal laser ad Erblio è 20 volte superiore di quello del laser a CO₂. Per cui la profondità di ablazione del laser ad Erblio sarà minore della profondità di ablazione del laser a CO₂. Il laser ad Erblio ha una profondità di ablazione di 1 µm, mentre per il laser a CO₂ è pari a 20 µm.

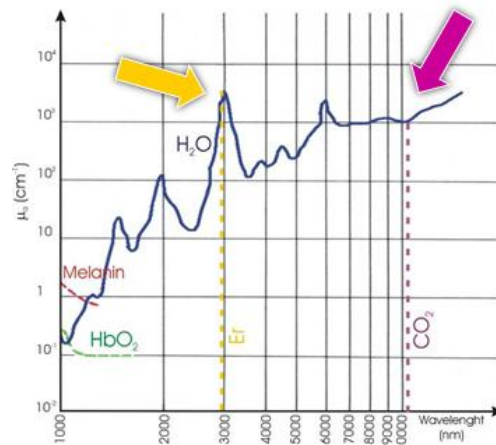


Figura 17 – Affinità per l'acqua dei laser ad Erblio e a CO₂.

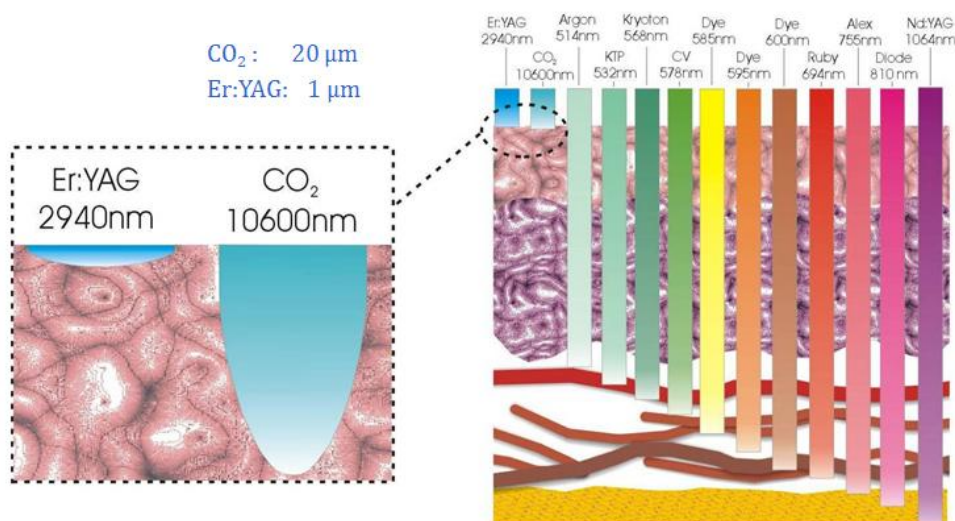


Figura 18 – Profondità di penetrazione di alcuni laser.

Nella figura 18 sono mostrate le profondità raggiunte dai laser più usati in medicina e questo rispecchia quanto detto prima, che a certe lunghezze d'onda la diffusione predomina sull'assorbimento e quindi la luce laser penetrerà di più. L'operatore deve tenere ben presente quanto è esposto in questa figura: in tal modo eviterà di provocare danni, che alcune volte possono essere gravi.

Molte biomolecole assorbono fortemente nella banda UV (200-320 nm); tali forti assorbimenti (per impulsi di durata di 15 nsec) comportano una dissociazione molecolare localizzata (i fotoni hanno energia sufficiente a rompere i legami molecolari con energia di circa 6 eV). I laser più utilizzati in questa terapia sono quelli che emettono principalmente nella banda UV, quindi laser ad eccimeri (ArF: 193nm, KrF: 248 nm) e Nd:YAG quarta armonica (266 nm); quest'ultimo è eccellente per i tagli ad alta precisione.

L' **effetto elettromeccanico** si sviluppa quando l'energia laser viene liberata in brevissimi intervalli di tempo, dai 10 nsec (10^{-9} sec) ai 20 psec (10^{-12} sec); con questi tempi vengono sviluppati alti livelli di potenza dai 10^{10} W/cm² (per tempi di qualche nsec) ai 10^{11} W/cm² (per tempi di qualche psec) che generano campi elettrici dell'ordine di 10^6 - 10^7 V/cm, con produzione di un micro plasma. L'espansione del plasma genera un'onda d'urto sferica che copre una distanza di circa 30 µm; durante tale espansione si raggiungono le temperature più alte e pressioni dell'ordine di qualche Kbar. L'onda d'urto, associata alla rapida espansione del plasma, genera una rottura meccanica localizzata nei punti in cui l'aumento della pressione eccede le forze di coesione dei tessuti. Tipici laser usati in questa modalità sono il Nd:YAG Q-switched (impulsi dell'ordine dei nanosecondi, 10^{-9} sec) e mode-locked (impulsi dell'ordine dei picosecondi, 10^{-12} sec, e del femtosecondo, 10^{-15} sec).

Schematicamente quanto succede si può riassumere in:

- impulso corto focalizzato sul bersaglio (dai 10 nsec ai 20 psec)
- produzione di alta densità di potenza ($P_d \sim 10^{10}$ - 10^{11} W/cm²)
- produzione di campi elettrici elevati ($E \sim 10^6$ - 10^7 V/cm)
- breakdown dielettrico
- formazione di plasma ed elettroni liberi ($N_e \sim 10^{21}$ / cm³, $T > 20 \cdot 10^3$ °C)
- propagazione di un'onda d'urto alla velocità del suono
- rottura meccanica localizzata dei tessuti (Press > Forza coesiva tessuti)

La **Tabella 2** mostra alcuni laser usati in medicina.

Laser	Tipo	λ (nm)	Applicabilità
Alessandrite	Stato solido	700 – 800	Buona: epilazione, tatuaggi, lesioni pigmentate
Argon	Gas	488 -514	Buona: lesioni vascolari superficiali (in calo)
CO ₂	Gas	10.600	Chirurgia ablativa, Odontoiatria , ORL, Ginecologia
Colorante (Dye laser)	Liquido	585 – 600	Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria
Diodo	Semiconduttore	810	Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria
Eccimeri	Gas	sec. il dimero	Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria
Elio-Neon (HeNe)	Gas	632	Biostimolazione, terapia del dolore
Erbio	Stato solido	2940	Ablazione, Odontoiatria , Oftalmologia
Free electron laser	Elettroni	da UV a IR	Vascolare, Oftalmologia
Ioni di kripton	Gas	351, 416, 647	Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria
KTP (532)	Stato solido	532	Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria
Neodimio (Nd:Yag)	Stato solido	1064 (YAG), 1350	Epilazione, Vascolare, Oftalmologia, Odontoiatria , Ginecologia, Gastroenterologia, Pneumologia
Olmio YAG	Stato solido	2100	Vascolare, Urologia
Rubino	Stato solido	694	Lesioni pigmentate, tatuaggi, epilazione
Vapori di rame	Gas	511, 578	Vascolare, oftalmologia

Tabella 2 – Alcuni laser usati in Medicina. In rosso quelli usati in Odontoiatria

Casi clinici

In questa pagine vengono mostrati alcuni casi clinici trattati con il laser e le grandezze che intervengono nel loro uso.

Terapia dello Xantelasma.

Viene usato un laser Er:YAG Fotona, impostato con i seguenti parametri

- una fluenza di $5,5 \text{ J/cm}^2$,
- frequenza di 10 Hz ,
- spot da 3 mm ,
- durata dell'impulso $100 \mu\text{sec}$
- manipolo R04.

La fluenza utilizzata in questo esempio è di $5,5 \text{ J/cm}^2$, ma questa poi si è dimostrata eccessiva. Pertanto attualmente si usa una fluenza di $4,5 \text{ J/cm}^2$. La figura 19 mostra i parametri usati in questo esempio.

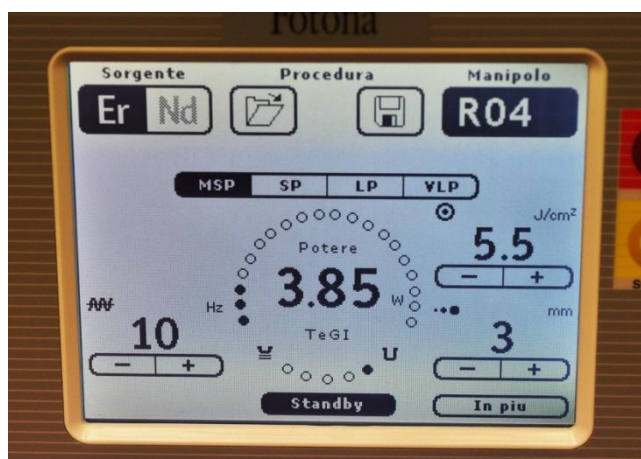


Figura 19 – Schermo del laser Fotona con i parametri impostati per lo Xantelasma.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$\text{sup.} = r^2 \cdot \pi \quad \text{sup. dello spot} = 1,5^2 \cdot 3,14 = 7,065 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,07065 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{\text{sup}} [\text{J/cm}^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{5,5}{0,07065} = 77,8 [\text{J/cm}^2]$$

$$P_{\text{avg}} = E_{\text{pulse}} \cdot f [\text{W}] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 77,8 \cdot 10 = 778 [\text{Watt}]$$

$$P_{\text{peak}} = \frac{E}{t} \left[\frac{\text{J}}{\text{sec}} \right] [\text{W}] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{77,8}{100 \cdot 10^{-6}} = 778.000 [\text{Watt}]$$

$$P_d = \frac{P_{\text{peak}}}{\text{sup}} [\text{W/cm}^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{778.000}{0,07065} = 11,012031 \cdot 10^6 [\text{W/cm}^2]$$

Con questi valori si tratta lo Xantelasma dell'occhio sinistro.



Figura 20 – Xantelasma dell'occhio sinistro prima di cominciare.



Figura 21 – Visione dopo l'anestesia.

Si esegue l'anestesia di quello più inferiore (figura 21).



Figura 22 – Visione dopo 1 settimana dal trattamento.



Figura 23 – Visione dopo 4 settimane dal trattamento.

Si veda la situazione dopo una settimana (figura 22) e dopo 4 settimane (figura 23).

Nella stessa data (20.12.2011) viene effettuato l'altro Xantelasma sotto l'occhio sinistro (figure 24-25).

Questa cura, per volere della paziente, è stata effettuata in più riprese. A distanza di oltre un anno viene tolto con il laser anche la parte nell'angolo interno dell'occhio sinistro (figure 26-27-28-29). La paziente aveva lo Xantelasma anche sulle palpebre dell'occhio destro, ma in questo testo non viene documentato il suo trattamento.



Figura 24 – Visione prima del trattamento.

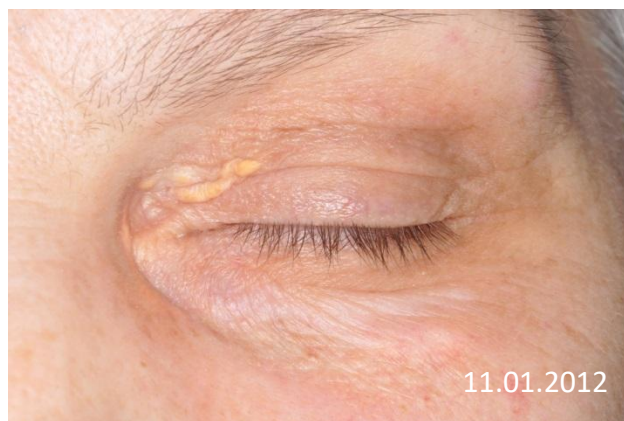


Figura 25 – Visione dopo 4 settimane dal trattamento.



Figura 26 – Visione dello Xantelasma dell'angolo interno dell'occhio prima di incominciare.



Figura 27 – Visione dello Xantelasma dell'angolo interno dell'occhio prima di incominciare.



Figura 28 – Visione dello Xantelasma dell'angolo interno dell'occhio dopo 4 settimane.



Figura 29 – Visione dello Xantelasma dell'angolo interno dell'occhio dopo 4 settimane.

Vasi Ø inferiore a 2 mm.

Il paziente si presenta alla nostra osservazione con capillari su tutto il naso.

Viene usato un laser Neodimio YAG Fotona, impostato con i seguenti parametri:

- una fluenza di 100 J/cm^2 ,
- frequenza di 1 Hz ,
- spot da 3 mm ,
- durata dell'impulso 15 msec
- manipolo R30A.

La figura 30 mostra i parametri usati.

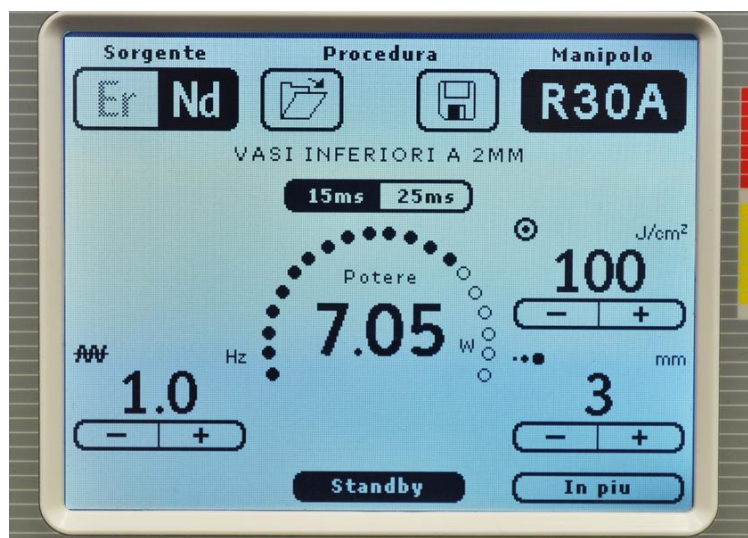


Figura 30 – Schermo del laser Fotona con i parametri impostati per vasi di Ø inferiore a 2 mm.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup. \text{ dello spot} = 1,5^2 \cdot 3,14 = 7,065 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,07065 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{sup} [\text{J/cm}^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{100}{0,07065} = 1.415,428 [\text{J/cm}^2]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [\text{W}] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 1415,428 \cdot 1 = 1.415,428 [\text{Watt}]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [\frac{\text{J}}{\text{sec}}] [\text{W}] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{1415,428}{15 \cdot 10^{-3}} = 94.361,878 [\text{Watt}]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [\text{W/cm}^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{94361,878}{0,07065} = 1,335624 \cdot 10^6 [\text{W/cm}^2]$$

Le immagini seguenti si riferiscono a prima del trattamento e subito dopo il trattamento. È noto che i vasi vanno trattati in alcune sedute successive a distanza di 4-5 settimane. Se il vaso non scompa-

risse al primo passaggio non bisogna ripassare un'altra volta nella stessa seduta. Verrà ritrattato al prossimo appuntamento. Con questi valori si trattano i vasi mostrati nelle figure seguenti.



Figura 31 – Visione dei capillari del lato destro del naso prima di cominciare.



Figura 32 – Visione dei capillari del lato destro del naso subito dopo il trattamento laser.



Figura 33 – Visione dei capillari della superficie anteriore del naso prima di cominciare.



Figura 34 – Visione dei capillari della superficie anteriore del naso subito dopo il trattamento.



Figura 35 – Visione dei capillari del lato destro del naso prima di cominciare.



Figura 36 – Visione dei capillari del lato destro del naso subito dopo il trattamento laser.

Ipertrofia del palato da scheletrato

Viene usato un laser a Diodo Creation Multilight, impostato con i seguenti parametri e non viene effettuata anestesia:

- una potenza di 0,5 Watt
- frequenza in continuo, comandata dall'operatore
- fibra con $\varnothing 400 \mu\text{m}$

La figure 37 e 38 mostrano il caso iniziale. Viene usata la fibra a contatto, 1 colpo ad ogni contatto.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$\begin{array}{lll} \text{fibra } \varnothing 400 \mu\text{m} & P = 0,5 \text{ Watt} & t \text{ di emissione CW} \\ \text{sup.} = r^2 \cdot \pi & \text{sup. della fibra} = 0,2^2 \cdot 3,14 = 0,1256 \text{ mm}^2 & \text{che sono pari a } 0,001256 \text{ cm}^2 \\ P_d = \frac{P}{\text{sup}} [\text{W/cm}^2] & \text{sostituendo nella formula i valori impostati} & \frac{0,5}{0,001256} = 398 [\text{W/cm}^2] \end{array}$$



Figura 37 – Visione del palato prima del trattamento in data 15.03.2012.



Figura 38 – Visione del palato prima del trattamento in data 15.03.2012.



Figura 39 – Visione del palato subito dopo il trattamento in data 15.03.2012.



Figura 40 – Visione del palato, in data 20.03.2012, dopo soli 5 giorni dal trattamento



Emangioma dello sterno

Paziente con emangioma dello sterno. Non viene effettuata una epilazione preliminare e non viene effettuata anestesia.

Viene usato un laser Neodimio YAG Fotona, impostato con i seguenti parametri:

- una fluenza di 200 J/cm^2 ,
- frequenza di 1 Hz,
- spot da 2 mm,
- durata dell'impulso 15 msec
- manipolo R30A.

La figura 41 mostra i parametri usati.

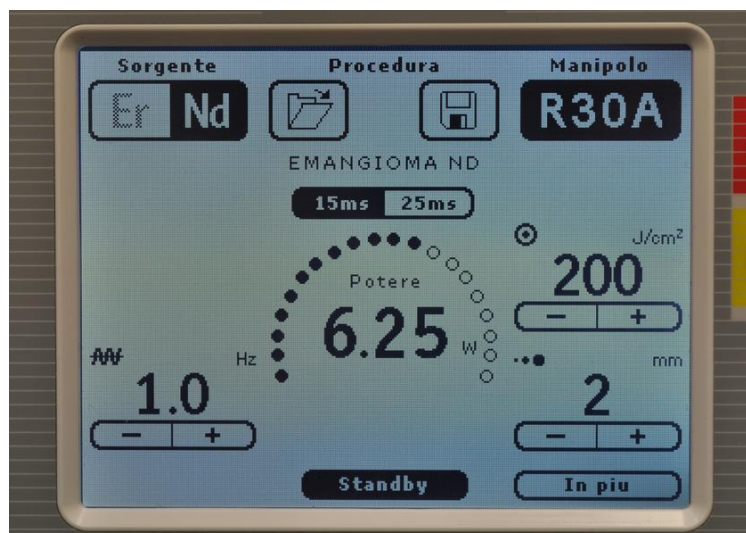


Figura 41 – Schermo del laser Fotona con i parametri impostati per l'emangioma.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup.dello sopt = 1,0^2 \cdot 3,14 = 3,14 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,0314 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{sup} [J/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{200}{0,0314} = 6.369,4267 [J/cm^2]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 6.369,4267 \cdot 1 = 6.369,4267 [Watt]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} \left[\frac{J}{sec} \right] [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{6.369,4267}{15 \cdot 10^{-3}} = 424.628,44 [Watt]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [W/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{424.628,42}{0,0314} = 13,52319 \cdot 10^6 [W/cm^2]$$

Vengono eseguiti 3 o 4 colpi singoli direttamente sull'angioma.



Figura 42 – Emangioma dello sterno prima del trattamento.

Figura 43 – Emangioma dello sterno subito dopo il trattamento laser.

La guarigione è stata perfetta nel tempo di una settimana, senza cicatrice residua e senza variazione della pigmentazione della cute.

Cheratoacantoma

La paziente si presenta con una neoformazione sulla fronte da molti anni. Tale formazione si è andata ingrossando con il passare degli anni, è di discreta consistenza, non cistica, senza produzione di essudato. In questi casi, se il medico non fosse in grado di effettuare una diagnosi, deve prelevare in toto la formazione ed inviarla in Anatomia Patologica per l'esame istologico.

Diagnosi: cheratoacantoma.

Viene effettuata anestesia con mepivacaina cloridrato con adrenalina 1:100.000. Viene usato un laser Erblio YAG Fotona, impostato con i seguenti parametri:

- una fluenza di $3,6 \text{ J/cm}^2$,
- frequenza di 3 Hz,
- spot da 3 mm,
- durata dell'impulso 100 μsec
- manipolo R04

La figura 44 mostra i parametri usati.

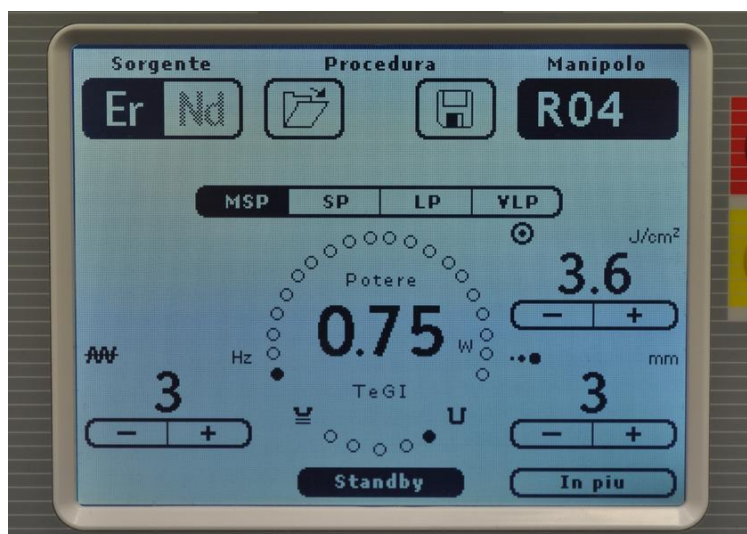


Figura 44 – Schermo del laser Fotona con i parametri impostati.

Il trattamento viene effettuato asportando la formazione poco a poco mediante ablazione del tessuto utilizzando i parametri suddetti.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup. \text{ dello spot} = 1,5^2 \cdot 3,14 = 7,065 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,07065 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{sup} [J/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{3,6}{0,07065} = 50,955414 [J/cm^2]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 50,955414 \cdot 3 = 152,87 [Watt]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [\frac{J}{sec}] [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{50,955414}{100 \cdot 10^{-6}} = 509.554,14 [Watt]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [W/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{509.554,14}{0,07065} = 7,212372 \cdot 10^6 [W/cm^2]$$



Figura 45 – Cheratoacantoma della fronte prima del trattamento.



Figura 46 – Ingrandimento del Cheratoacantoma della figura 45.



Figura 47 – Cheratoacantoma della fronte subito dopo il trattamento.



Figura 48 – Ingrandimento della figura 47, subito dopo il trattamento.

La figura 49 mostra il risultato a distanza di 15 mesi dal trattamento.



Figura 49 – Cheratoacantoma della fronte. Visione della zona trattata dopo 15 mesi.

Unghia incarnita del margine mediale dell'alluce sinistro

Il paziente si presenta con l'unghia dell'alluce sinistro incarnita nel letto ungueale mediale. Si trova in questa situazione da oltre 6 anni. È stato operato già 2 volte dal chirurgo, ma dopo poco tempo la lesione è recidivata. Il paziente non riesce a trovare una scarpa che gli permetta di camminare, in casa non usa scarpe, cammina scalzo, e fuori casa porta i sandali.

Viene effettuata anestesia con mepivacaina cloridrato con adrenalina 1: 100.000. Per la parte ungueale viene usato un laser Erbio YAG Fotona e per la parte molle un laser Neodimio YAG Fotona, impostati con i seguenti parametri:

laser Er:YAG

- una fluenza di 3,6 J/cm²,
- frequenza di 3 Hz,
- spot da 3 mm,
- durata dell'impulso 100 μsec
- manipolo R04

laser Nd:YAG

- una potenza di 4,0 Watt,
- frequenza di 30 Hz,
- durata dell'impulso 600 μsec
- fibra con Ø 300 μm

Con il laser Er:YAG viene asportata tutta l'unghia del letto ungueale. Il laser Nd:YAG viene usato per incidere ed allargare il letto ungueale nella parte molle (esterna e del pavimento) del letto.

La figura 50 mostra i parametri usati.

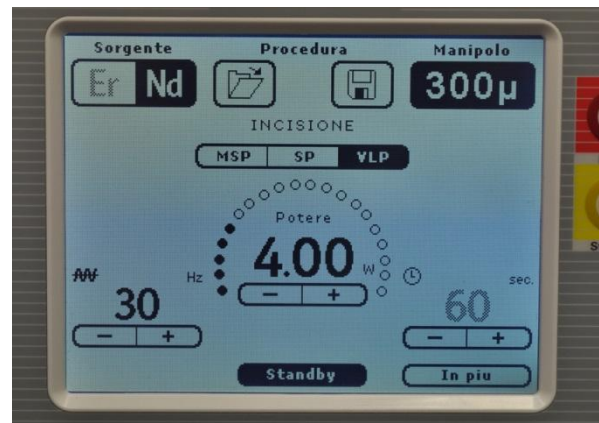
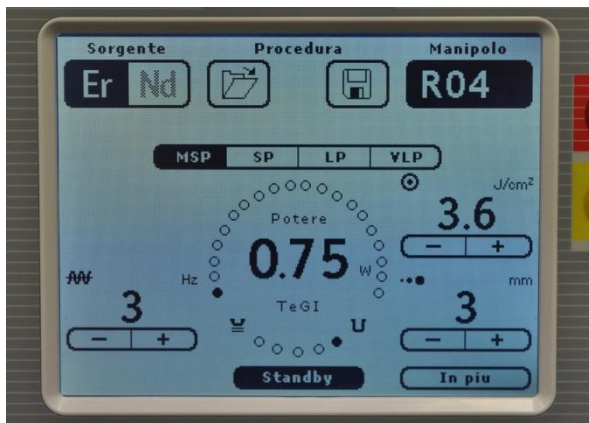


Figura 50 – Parametri laser Er:YAG e Nd:YAG usati nel trattamento dell'unghia incarnita.

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser Er:YAG con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup. \text{ dello spot} = 1,5^2 \cdot 3,14 = 7,065 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,07065 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{sup} [J/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{3,6}{0,07065} = 50,955414 [J/cm^2]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 50,955414 \cdot 3 = 152,87 [Watt]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [\frac{J}{sec}] [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{50,955414}{100 \cdot 10^{-6}} = 509.554,14 [Watt]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [W/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{509.554,14}{0,07065} = 7,212372 \cdot 10^6 [W/cm^2]$$

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser Nd:YAG con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup. \text{ della fibra} = 0,15^2 \cdot 3,14 = 0,07065 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,0007065 \text{ cm}^2$$

$$E = P \cdot t [J] [W/sec] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 4,00 \cdot 600 \cdot 10^{-6} = 2,4 [mJ] [mW/sec]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 2,4 \cdot 30 = 72 [mWatt]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [\frac{J}{sec}] [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{2,4 \cdot 10^{-3}}{600 \cdot 10^{-6}} = 4,0 [Watt]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [W/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{4,0}{0,0007065} = 5661,71266 [W/cm^2]$$



Figura 51 – Unghia incarnita dell'alluce sinistro prima di cominciare.

Figura 52 – Unghia incarnita dell'alluce sinistro subito dopo il trattamento.



Figura 53 – Unghia incarnita dell'alluce sinistro 12 giorni dopo il trattamento.



Figura 54 – Unghia incarnita dell'alluce sinistro 5 mesi dopo il trattamento.

Trattamento della carie

Caso 1.

Paziente: bambina di 8 anni con carie di 1° classe sul dente 1.6.

Non viene effettuata nessuna anestesia. Viene usato un laser Erblio YAG Fotona, impostato con i seguenti parametri:

- energia di 300 mJ,
- frequenza di 30 Hz,
- durata dell'impulso 100 μ sec
- spot 0,9 mm.
- acqua 5
- aria 3
- manipolo R02 (no contact)

La figura 55 mostra i parametri usati.

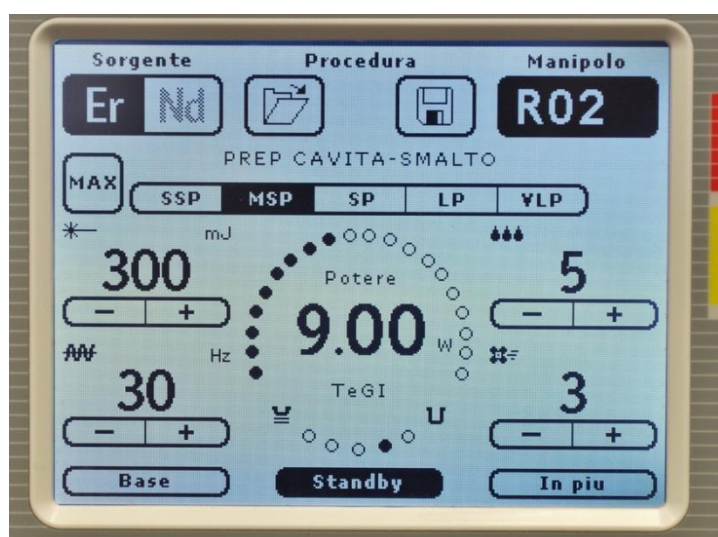


Figura 55 – Parametri del laser Er:YAG per il trattamento di carie dello smalto.

Con i parametri sopra riportati viene effettuata l'ablazione dello smalto. Successivamente, dopo che era stata esposta la dentina, i parametri sono stati diminuiti a questi valori:

- energia di 180 mJ,
- frequenza di 20 Hz,
- durata dell'impulso 100 μ sec
- spot 0,9 mm.
- acqua 5
- aria 3
- manipolo R02 (no contact)

Per quanto espresso all'inizio di questa presentazione, calcoliamo i valori emessi dal laser con questi parametri e vediamo i risultati:

$$sup. = r^2 \cdot \pi \quad sup. \text{ dello spot} = 0,45^2 \cdot 3,14 = 0,63585 \text{ mm}^2 \quad \text{che sono pari a } 0,0063585 \text{ cm}^2$$

$$F = \frac{E}{sup} [J/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{300 \cdot 10^{-3}}{0,0063585} = 47,18093 [J/cm^2]$$

$$P_{avg} = E_{pulse} \cdot f [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad 300 \cdot 10^{-3} \cdot 3 = 9,00 [Watt]$$

$$P_{peak} = \frac{E}{t} [\frac{J}{sec}] [W] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{47,18093}{100 \cdot 10^{-6}} = 0,471809 \cdot 10^6 [Watt]$$

$$P_d = \frac{P_{peak}}{sup} [W/cm^2] \quad \text{sostituendo nella formula i valori impostati} \quad \frac{0,471809 \cdot 10^6}{0,0063585} = 74,2013 \cdot 10^6 [W/cm^2]$$

Il trattamento è proseguito con questi parametri senza nessun problema, né per la bambina né per l'operatore, fino al termine della cavità. Il dente è stato poi chiuso in composito mediante metodica tradizionale.



Figura 56 – Carie delle fosse del dente 1.6.



Figura 57 – Carie delle fosse del dente 1.6 a inizio trattamento.



Figura 58 – Preparazione terminata.



Figura 59 – Otturazione in composito terminata.

Caso 2.

Paziente: bambina di 8 anni con carie di 2° classe sul dente 1.6.

Non viene effettuata nessuna anestesia. Viene usato un laser Erbio YAG Fotona, impostato con i parametri già indicati in precedenza. I valori emessi dal laser con questi parametri sono già stati calcolati.



Figura 60 – Carie della fossa distale e della superficie approssimale mesiale del dente 1.6.



Figura 61 – Preparazione terminata.



Figura 62 – Otturazione in composito terminata.



Piergiorgio Pasotti

Medico Chirurgo

MD DDS MSD

- Medico Chirurgo, Odontoiatra, Protesista e Gnatologo
- Laurea in Medicina e Chirurgia, Università di Milano
- Abilitazione all'esercizio della professione, Università di Milano
- Laurea di Specializzazione in Chirurgia dell'Apparato Digerente ed Endoscopia Digestiva, Università di Milano
- Laurea Master Europeo di II livello di Laser in Odontostomatologia (Progetto EMDOLA, European Master Degree on Oral Laser Applications), Università di Parma
- Diploma in Microchirurgia e Tecniche Microchirurgiche, Università di Brescia
- Diploma in Ortodonzia Tweed Merrifield Technique EPGT (European Post Graduate Course in Edgewise Technique), Gruppo Medico Stomatologico, Vigevano (PV)
- Diploma in Chirurgia Odontoiatrica Avanzata e Dissezione Anatomica della bocca, Università di Liegi
- Allievo del Prof. Frank V. Celenza, del quale ha seguito i corsi di Occlusione, di Morfologia Occlusale, di Costruzione dell'Occlusione e di Protesi, esperto e divulgatore dei suoi insegnamenti, sostenitore dell'importanza dell'Occlusione nella professione odontoiatrica
- Docente di Protesi Totale al Corso di Laurea Magistrale in Odontoiatria e Protesi Dentaria, Università di Brescia
- Docente di Fisiologia dell'occlusione al Master di Chirurgia e Patologia Orale, Università di Parma
- Docente di Fisiologia dell'occlusione al Master Europeo di II livello di Laser in Odontostomatologia (Progetto EMDOLA, European Master Degree on Oral Laser Applications), Università di Parma
- Docente di Fisiologia dell'occlusione al Master Europeo di II livello di Laser in Odontostomatologia (Progetto EMDOLA, European Master Degree on Oral Laser Applications), Università di Parma
- Docente di «Fisiologia dell'occlusione» al Máster en Implantología, Universidad Católica San Antonio de Murcia, sede di Velletri (Roma)
- Autore del libro «Fisiologia dell'Occlusione di Frank V. Celenza»
- Autore del libro «Imparare l'occlusione dentale»
- Autore del libro «Learn dental occlusion»
- Autore del libro «Testo Atlante di Protesi Totale»
- Autore di Pubblicazioni Nazionali ed Internazionali
- Relatore in Congressi Nazionali ed Internazionali
- Socio dell'Accademia Italiana di Odontoiatria Protesica
- Socio dell'Accademia Italiana di Impianto Protesi
- Dentista libero professionista, Protesista e Gnatologo
- Docente e conferenziere di Fisiologia dell'Occlusione, di Protesi Fissa su denti naturali, su impianti o mista, di Protesi Mobile Scheletrata, di Protesi Combinata Fissa Mobile e di Protesi Totale in corsi di formazione italiani ed stranieri
- Utilizza il laser a Diodo, Erbio Yag, Neodimio Yag nella professione