

Cenni di tecnologia del laser a femtosecondi in chirurgia corneale

Giuseppe Perone, Filippo Incarbone

Il laser a femtosecondi^(1,2) è un laser chirurgico per uso oftalmico in grado di produrre resezioni corneali.

La denominazione è dovuta al fatto che la durata dell'impulso è dell'ordine dei femtosecondi (1 Femtosecondo = 10^{-15} sec). Per avere un termine di paragone, si può ricordare che la luce impiega 1 secondo per compiere il giro del mondo 7,5 volte, mentre in 100 femtosecondi attraversa lo spessore di un capello.

Ricordando la formula che lega Potenza, Energia e Tempo (Potenza = Energia/Tempo), grazie ad una durata dell'impulso così breve, è possibile ottenere elevate potenze in cornea impiegando livelli di energia relativamente bassi.

Il raggio a femtosecondi viene definito anche intrastromale, poiché è in grado di agire nello spessore dello stroma corneale, nel piano di focalizzazione, lasciando intatto il tessuto corneale attraversato. Ciò si spiega grazie al suo meccanismo di azione: il raggio laser, di lunghezza nell'infrarosso, è in grado di sezionare il tessuto mediante un'azione nota come *photodisruption*, termine che non ha una vera e propria traduzione in italiano. Il laser viene focalizzato alla

profondità desiderata nello stroma corneale in uno spot di diametro pari a 2-3 micron. Il raggio attraversa gli strati corneali sovrastanti per raggiungere il piano di messa a fuoco. Un sistema ottico, finemente controllato da computer, consente di portare in rapida sequenza migliaia di impulsi l'uno vicino all'altro; naturalmente, gli spot sono portati sulla cornea secondo una strategia ed un disegno programmato in modo da creare precise geometrie di taglio. In questo modo è possibile creare⁽³⁾ una lamella, un tunnel, un taglio e combinazioni di questi, con una precisione ed una ripetibilità elevatissima.

Il laser intrastromale ha ricevuto l'approvazione dall'FDA (*Food&Drug Administration*, l'organo di controllo federale degli Stati Uniti) nel dicembre 1999 ed è stato presentato per la prima volta all'*American Academy of Ophthalmology* nel *meeting* annuale dell'ottobre 2000.

1.1 Storia

Già nel 1992 furono compiuti studi⁽⁴⁾ per appurare gli effetti prodotti da un

Nd:YAG laser pulsato a nanosecondi (10^9 sec) e picosecondi (10^{12} sec). La soglia di *Optical Breakdown*, cioè la capacità di indurre la formazione di microplasma per impulsi di durata nell'ordine di nanosecondi era 200 microJoule, mentre era notevolmente più bassa e pari a 80 microJoule per impulsi di picosecondi. A una energia pulsata pari ad 1 microJoule, il diametro del microplasma formato era pari a 80 micron per impulsi di nanosecondi e di 250 micron per impulsi di picosecondi.

In sintesi: a parità di energia pulsata, per impulsi più lunghi (nanosecondi) la soglia di *Optical Breakdown* è più alta e porta a formare una minore quantità di microplasma; per impulsi più brevi (picosecondi) la soglia di *Optical Breakdown* è più bassa e porta a formare una maggiore quantità di microplasma.

La diminuzione della soglia di *Optical Breakdown* ottenuta riducendo la durata degli impulsi si traduce in una *photodisruption* raggiunta con meno energia, con evidenti effetti positivi sulla riduzione degli effetti collaterali sui tessuti circostanti.

L'uso di impulsi nell'ambito dei picosecondi si dimostrò in grado di aumentare la precisione della chirurgia intraoculare^(5,6) con Nd:YAG aumentando così i possibili campi di applicazione. Tra questi, la chirurgia corneale refrattiva, la frammentazione della cataratta, la resezione delle membrane e la vitreolisi in prossimità della retina.

Tali osservazioni furono confermate successivamente: nel 1997⁽⁷⁾ fu dimostrato

che la scelta di impulsi di breve durata (picosecondi) con energia vicino alla soglia di *Optical Breakdown* possono essere estremamente precisi ed efficaci, proprio come richiesto dalla chirurgia refrattiva corneale.

1.2 Descrizione del sistema

Il laser a femtosecondi funziona con impulsi a frequenza di femtosecondi e lunghezza d'onda nel campo degli infrarossi.

Le principali componenti (Fig. 1.1) dello strumento sono:

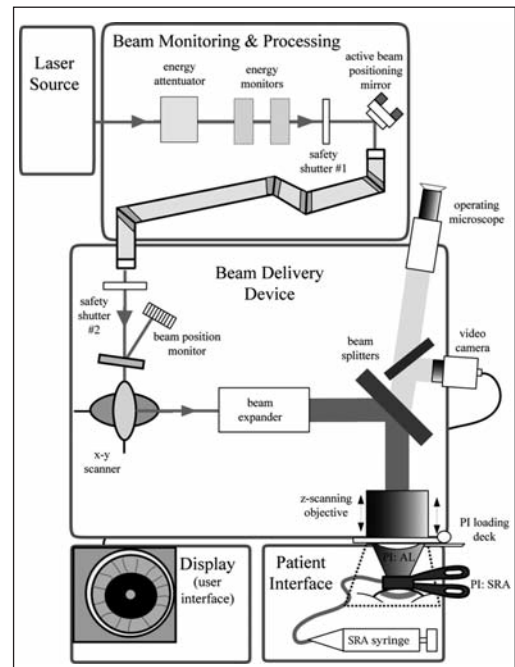


Fig. 1.1

Laser a femtosecondi: schema dei principali componenti.

- *Laser Source* - Una sorgente laser allo stato solido produce un treno di impulsi con frequenza elevatissima, nell'ambito dei femtosecondi. Il treno di impulsi amplificati viene inviato alla seconda unità.
- *Beam Monitoring and Processing Module* - Convoglia il raggio laser attraverso un attenuatore di energia, un doppio dispositivo di controllo dell'energia e ad un primo otturatore di sicurezza. Un braccio articolato convoglia il *beam* verso la terza unità denominata *Beam Delivery Device* (BDD).
- *Beam Delivery Device* - Il BDD ha la possibilità di muoversi secondo tre piani (x, y, z). Un secondo otturatore di sicurezza è posto prima dell'unità che permette il movimento x-y (*x-y scanning unit*); tale movimento è controllato, attraverso un monitor, dal computer. A questo punto, il *beam* attraversa un *beam expander* e una lente che focalizza il raggio a una distanza predeterminata nello stroma corneale. Tale distanza può essere variata da una seconda unità (*z scanning unit*) che sposta tale lente verticalmente.
- Il raggio viene quindi convogliato e focalizzato attraverso la lente di appianazione (*Patient Interface*) come uno spot di dimensioni estremamente ridotte (2-3 micron). La possibilità di movimento di questo spot sono consentiti dalle *scanning unit* descritte precedentemente, nelle tre direzioni spaziali. La superficie della lente di appianazione (*Fig. 1.2*) si comporta come piano di riferimento per la z

scanning unit, mentre l'anello di suzione che, come vedremo in seguito, fa corpo unico con la lente di appianazione, fa in modo che la distanza tra BDD e cornea si mantenga costante. L'operatore può seguire la procedura su un monitor, che ha sostituito il microscopio operatorio, mentre l'assistente può seguire l'intervento sul monitor del computer.

- Naturalmente è possibile inviare le immagini a un monitor esterno. La procedura di resezione lamellare può essere iniziata con la pressione del pedale. Può essere interrotta in qualsiasi momento dall'operatore semplicemente rilasciando la pressione sul pedale.

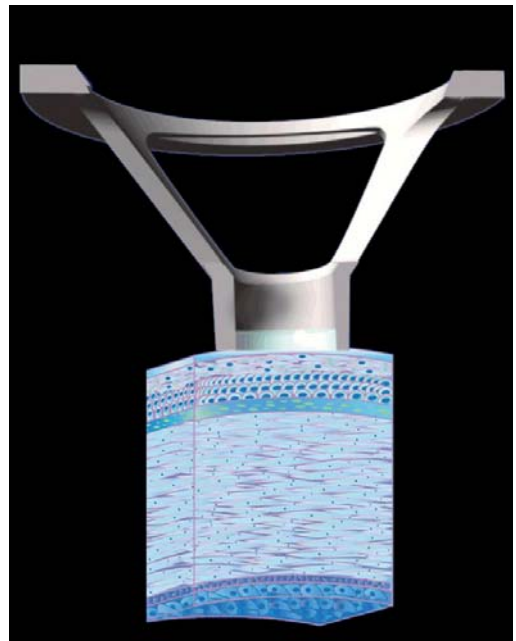


Fig. 1.2

Esempio di Lente di appianazione corneale.

1.3 Principi di funzionamento

Come descritto più sopra, il raggio laser, di lunghezza d'onda nell'infrarosso, è in grado di sezionare il tessuto mediante un'azione nota come *photodisruption* a livello molecolare (Fig. 1.3). Nel punto dello stroma corneale raggiunto dallo spot si genera un microplasma che va-

porizza circa 1 micron di tessuto. Vengono così generate microscopiche bolle di acqua e anidride carbonica che, espandendosi, sono in grado di separare le lamelle corneali. Infine, i prodotti della *photodisruption*, acqua e anidride carbonica, vengono riassorbiti grazie al meccanismo di pompa endoteliale, lasciando così un piano di taglio nello

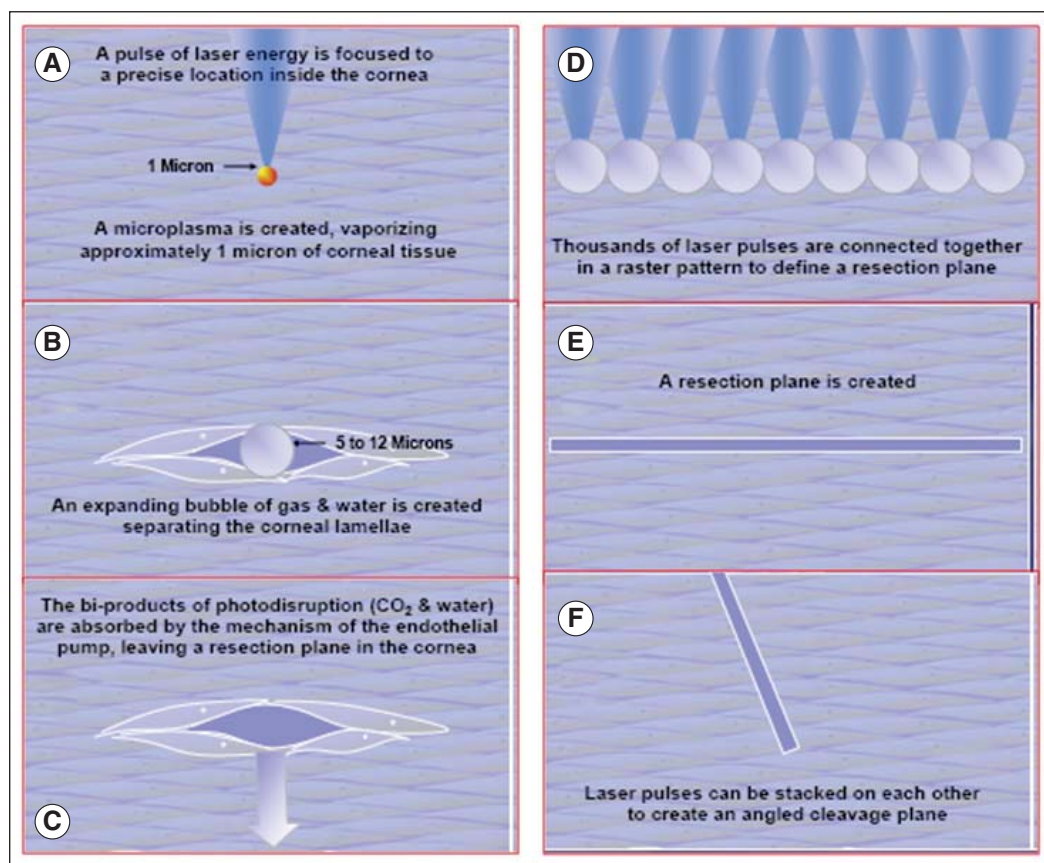


Fig. 1.3

Principio della “fotodistruzione” del tessuto mediante impulsi di laser a femtosecondi sul tessuto corneale. A: un impulso del laser viene focalizzato all'interno dello stroma corneale. B: si genera l'espansione di una bolla di cavitazione contenente materiale gassoso. C: la bolla viene riassorbita dai meccanismi di pompa endoteliale e residua una superficie di separazione. D-F: migliaia di spot laser configurati possono quindi creare un piano di resezione, orientato in qualsiasi modo.

stroma corneale. Gli spot possono essere portati sulla cornea secondo strategie e disegni programmati e controllati da un computer in modo da creare precise geometrie di taglio. In questo modo è possibile creare una lamella, un tunnel, un taglio e combinazioni di questi con una precisione e una ripetibilità elevatissime. Anche la distanza (*Fig. 1.4*) tra gli spot può essere variata; infatti, se gli spot sono molto distanti tra loro, può accadere che rimangano ponti tessutali che ostacolano la separazione; il chirurgo avverte, così, “l’effetto velcro” nel separare la lamella dallo stroma profondo. In questo caso, è possibile ridurre la distanza di separazione degli spot, anche se questo provoca un aumento del tempo necessario per completare il taglio.

E’ dunque possibile pensare al laser a femtosecondi come a un’alternativa alle procedure che impiegano una lama, quali il bisturi, il trapano, il microche-

ratomo. Ad esempio, nel caso di una LASIK, il laser intrastromale si sostituisce al microcheratomo, nel caso dell’impianto di INTACS al delaminatore corneale, nel caso della cheratoplastica perforante o lamellare, si sostituisce al trapano corneale, al punch o al tagliente utilizzato per slamellare la cornea.

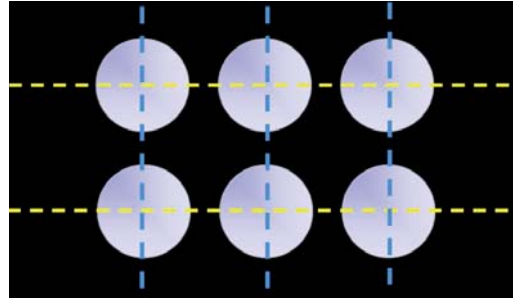


Fig. 1.4

Esempio schematico di distanza tra gli spot e le linee. E’ possibile variare la distanza e la configurazione dei singoli spot.

Bibliografia

1. Soong HK, Malta JB. Femtosecond lasers in ophthalmology. *Am J Ophthalmol* 2009;147(2):189-197
2. Perone G. Laser a Femtosecondi. *La Voce AICCCER* 2007;1:36-42.
3. Juhasz T, Loesel F, Kurtz RM, Horvath C, Mourou G. Femtosecond laser refractive corneal surgery. *IEEE Journal of Special Topics in Quantum Electronics* 1999; 5:902-910.
4. Jungnickel K, Rein S, Vogel A. Plasma formation in Nd:YAG laser surgery. *Ophthalmologie* 1992 Aug;89 (4):283-287.
5. Vogel A, Bunsh S, Jungnickel K, Birngruber R. Mechanisms of intraocular photodisruption with picosecond and nanosecond laser pulses. *Lasers Surg Med* 1994;15(1):32-43.
6. Vogel A, Capon MR, Asivo-Vogel MN, Birngruber R. Intraocular photodisruption with picosecond and nanosecond laser pulses: tissue effects in cornea, lens, and retina. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994;35(7):3032-3044.
7. Kurtz RM, Liu X, Elner VM, Squier JA, Du D, Mourou GA. Photodisruption in the human cornea as a function of laser pulse width. *J Refract Surg* 1997; 13:653-658.