

Il trattamento dell'ostruzione cervico-uretrale con laser a diodi: esperienza clinica iniziale

Paolo Beltrami¹, Andrea Guttilla¹, Lorenzo Ruggera³ Giuseppe Fumo¹, Fabio Zattoni¹, Fabio Vianello¹, Walter Cecchetti², Filiberto Zattoni¹

¹Department of Oncological and Surgical Sciences, Urology Clinic, University of Padua, Padua - Italy

²Department of Physics, University Ca' Foscari, Venice - Italy

³Department of Urology, Santa Maria degli Angeli Hospital, Pordenone - Italy

Treating cervico-urethral obstructions with laser diode: initial clinical experience

BACKGROUND: *The first laser employment for the treatment of the cervico-urethral obstructions (CUO) dates back to the early '90s. This study begins with the analysis of laser basics in Medicine and has the purpose to weigh pros and cons (and limits as well) of laser use in CUO due to Benign Prostatic Hyperplasia (BPH). That is an ageing man's typical disease and there is a huge need of minimally invasive treatments, because people affected by this kind of illness suffer very often from comorbidities, and that could make traditional surgery quite risky.*

AIM OF THE STUDY: *The target of this study is the in vivo experimentation of a brand new laser diode, crated to be specifically used in BPH, and to verify its efficacy and safety.*

MATERIALS AND METHODS: *The subject of the study is the whole laser diode supply, with its double-band laser source (980 nm + 1470 nm), which gains a 140 W-power and is equipped with Water-Free optical fibers of different kinds of tip. We have tested a conical tip fiber on a standard 24-26 F-resectoscope instead of a standard diathermic loop. The conic fiber optimizes the energy on the treated tissue.*

We recruited 14 patients with CUO caused by BPH, 56 to 70 years old, with a prostatic volume between 33 and 53 cc, and we treated them with laser surgery using the power of 100-110 W.

We considered the operative time, the intra-surgery complications and the specific side effects such as hematuria, pain, catheter removal time and the presence or not of acute urinary retention, in order to evaluate the efficacy and safety of this new technique.

RESULTS: *The possibility of using the same resectoscope as the one used in transurethral resection of prostate (TURP) made everything more comfortable and easy because of the immediate feeling with the new instrument and the actual time of Light Vaporization between 30 and 40 minutes, which is more or less the same time of a standard TURP procedure.*

CONCLUSIONS: *The idea of a double-band-emitting laser used with conical tip fibers appears to be a great solution in the BPH treatment: it uses the principle of low power density plasma in order to treat bigger prostatic tissue areas but never going in depth. In our clinical results, the efficacy of the double-band-emitting laser source (1470 nm + 980 nm) appears to be similar, but even potentially greater, to the actual surgical laser options (such as HoLEP with Ho:YAG laser and PVP with KTP laser), and it is also similar to traditional TURP.*

KEY WORDS: *Laser, Prostate, Hyperplasia, Obstruction*

PAROLE CHIAVE: *Laser, Prostata, Iperplasia, Ostruzione*

Accepted: April 15, 2012

INTRODUZIONE

L'ostruzione cervico-uretrale è una delle alterazioni anatomico-funzionali della regione del collo vescicale e del primo tratto dell'uretra, in grado di determinare disturbi del basso apparato urinario denominati LUTS (Lower Urinary Tract Symptoms). La causa più frequente di ostruzione cervico-uretrale è rappresentata dall'ipertrofia Prostatica Benigna (IPB), patologia tipica dell'uomo che invecchia, risultandone affetti il 70% degli uomini oltre i 60 anni e oltre il 90% degli uomini di 80 anni (1).

Attualmente si considera che la sintomatologia non sia semplicemente determinata dall'aumento delle resistenze uretrali causate dalla compressione della ghiandola a livello della regione cervico-uretrale, ma che una parte significativa dei LUTS sia dovuta alla disfunzione che si viene a determinare a livello del detrusore vescicale (2).

Le metodiche di trattamento laser sono le più recenti ed alcune ancora in fase di sperimentazione. Si avvalgono di strumenti endoscopici e vengono pertanto effettuate per via trans-uretrale. La motivazione di cercare e sperimentare queste nuove metodiche di trattamento deriva dalla ricerca di tecniche sempre meno invasive.

SCOPO DELLO STUDIO

Lo scopo dello studio è stato la valutazione clinica di un laser a diodi di nuova concezione per il trattamento dell'ostruzione cervico-uretrale da IPB. Già in passato era stata effettuata una sperimentazione in 3 fasi successive che consisteva nella sperimentazione clinica di un laser a diodi a 980 nm denominato "sistema LIFE" (Biolitec), nella sperimentazione *in vitro* di un laser a diodi a 1470 nm e della ideazione prima, e della sperimentazione *in vitro* poi, di una nuova sorgente laser a diodi a doppia banda di emissione, 980 + 1470 nm.

L'obiettivo attuale è stato la sperimentazione *in vivo* di questa nuova sorgente a diodi con emissione a doppia lunghezza d'onda (980 + 1470 nm) nel trattamento dell'IPB.

MATERIALI E METODI

Il diodo laser a doppia banda di emissione consta di una sorgente a diodi da 100 W con emissione a 980 nm, una sorgente a diodi da 40 W con emissione a 1470 nm ed una

sorgente a diodi con funzione di luce guida a 635 nm (frequenza dello spettro visibile) con potenza inferiore a 4 mW. Il laser, della potenza massima di 140 W, lavora in modalità continua utilizzando fibre ottiche WF (Water-Free) con terminazioni di varia geometria: piana, conica, side-firing. Si tratta di un'apparecchiatura compatta di facile collocazione, caratterizzata da estrema semplicità operativa grazie alla sua maneggevolezza.

Per eseguire le misure sulla potenza è stato utilizzato uno strumento particolare, chiamato "beam-splitter" (Fig. 1), che permette di "splittare" cioè di separare il fascio in uscita dalla fibra ottica nelle due lunghezze d'onda che lo compongono. Le proprietà ottiche intrinseche dello splitter fanno sì che la componente a 980 nm venga riflessa e che la componente a 1470 nm venga trasmessa subendo una perdita di potenza di solo l'8%.

I risultati riportati nella Tabella I mostrano che la potenza emessa dal diodo laser a doppia banda di emissione è così composta: il 30% a 1470 nm, il restante 70% è il contributo da 980 nm.

La scelta della tipologia di fibra da utilizzare è un aspetto da considerare attentamente valutando il contesto anatomico in cui si lavora, la posizione del tessuto target, il tipo di intervento e il grado di collimazione del fascio richiesto per l'esecuzione dello stesso e, aspetto fondamentale, l'efficienza ablativa della radiazione che si deve utilizzare. Benché la lunghezza d'onda e i parametri di emissione (la potenza in primo luogo e poi il tipo di erogazione: continua/a impulsi/temporizzata) incidano direttamente sul tipo e la dimensione del danno biologico che si produce sul tessuto, la tipologia di fibra ottica determina come la luce venga veicolata sulla superficie del tessuto stesso e la cosa può influire fortemente sul grado di efficacia del trattamento laser (3).

La fibra ottica che viene maggiormente utilizzata nel trattamento della IPB è la side-firing (Fig. 2) che è stata ideata per l'impiego specifico in Urologia: la sua emissione ortogonale permette di irradiare le pareti delle vie urinarie come l'uretra, altrimenti impossibili da colpire con le normali fibre piane che lavorano parallelamente all'asse.

Prendendo invece in considerazione la fibra di conformazione conica e analizzando le caratteristiche del fascio in uscita, si può notare una sostanziale differenza rispetto alle emissioni fornite dalla fibra piana e ortogonale. Queste ultime infatti, considerate congiuntamente, hanno una distribuzione dell'energia che è collimata in un punto, mentre la distribuzione spaziale della luce emessa da una fibra con-

ca corrisponde ad un'emissione ad anello della radiazione, fatto evidenziabile avvicinando la fibra ad una superficie piana dove appare la forma arcuata larga realizzata dalla luce guida, caratteristica che ricorda l'impronta dell'ansa diatermica utilizzata nella TURP.

La rappresentazione della Figura 3 mostra il perché dell'emissione ad anello, che è la somma di due lobi di energia laterali con una bassa intensità centrale.

Quindi, tutta la zona attorno alla punta conica della fibra ottica avrebbe un anello di plasma largo circa 5-6 mm ed efficace sui tessuti molli come la bolla di plasma larga 2 mm prodotta dalla side-firing (Fig. 4). La bolla di plasma della side-firing è sicuramente più calda ed energetica dell'anello di plasma della fibra conica ma, visto che il tessuto prostatico vaporizza a 100°C, ogni passaggio eseguito con la conica otterrà l'ablazione di un volume di tessuto prostatico 3 volte maggiore che con la fibra side-firing. La forma ad ansa è particolarmente adatta ad incidere il tessuto eseguendo movimenti retrogradi lungo le pareti dell'adenoma prostatico. L'ampia zona di ablazione permette di trattare superfici di tessuto più larghe rispetto alla side-firing, con potenziale riduzione dei tempi di intervento. Deve essere inoltre sottolineato che la fibra conica è più facile ed economica da produrre e dal punto di vista operativo è più robusta ed affidabile.

Nel nostro studio, sono stati trattati 14 pazienti selezionati (Tab. II), di età compresa tra 56 e 70 anni. Il volume dell'adenoma prostatico è risultato in media di 41,3 cc (range 33-53 cc). Gli interventi sono stati eseguiti in anestesia generale o spinale, utilizzando un manipolo laser per resetto-re da 24/26 Fr (Fig. 5).

I primi sei pazienti sono stati trattati utilizzando una potenza laser in erogazione in continua di 100 W, corrispondenti a 70 W + 30 W rispettivamente delle componenti a 980 nm e 1470 nm. Per il trattamento dei successivi otto pazienti è stata selezionata una potenza di 110 W (77 W a 980 nm e 33 W a 1470 nm) sempre in emissione continua.

La scelta di operare con questi valori di potenza è dovuta al fatto che a 30-33 W l'effetto termo-ablativo della radiazione a 1470 nm dovrebbe essere idonea per raggiungere lo scopo del trattamento, mentre il contributo fornito dalla componente a 980 nm a 70-77 W è minimale dal punto di vista della vaporizzazione con una elevata capacità emostatica. L'elevato assorbimento in acqua della radiazione a 1470 nm permette di ottenere plasma anche con basse densità di potenza; la maggior estensione dello spot di illuminazione emesso dalla fibra conica quindi si dimostra

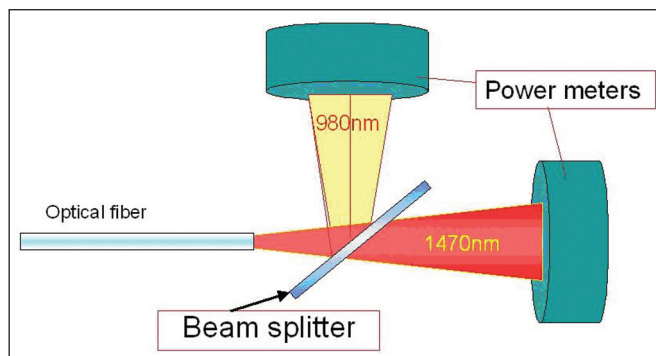


Fig. 1 - Beam-splitter: spara un fascio in uscita della fibra ottica nelle due lunghezze d'onda.

TABELLA I - MISURE DI POTENZA. L'ERRORE DI MISURA INTRODOTTI DAL POWERMETER È DEL +3%. TUTTI VALORI SONO ESPRESSI IN WATT

Potenza laser emessa	Potenza misurata per la radiazione a 1470 nm	Potenza misurata per la radiazione a 980 nm
10	3	7
20	6	14
30	9	21
40	12	28
50	15	36
60	18	43
70	20	50
80	23	57
90	26	64
100	30	70
110	33	77
120	35	85
130	37	93
140	41	102

essere effettivamente in grado di aggredire porzioni di tessuto più estese riducendo i tempi di intervento.

Perché sia efficiente nell'esecuzione di un'ablazione, la fibra deve essere utilizzata "a contatto" o "quasi contatto" con il tessuto target.

La procedura è stata completata in tutti i casi con una re-

sezione endoscopica del tessuto prostatico residuo con ansa diatermica, allo scopo di ottenere materiale prostatico idoneo ai fini di un esame istologico.

RISULTATI

La sorgente laser a doppia banda di emissione, piccola e di facile collocazione, ha sempre lavorato in modo ottimale, dimostrando un'eccellente semplicità operativa. L'utilizzo del medesimo resettore utilizzato per la TURP ha permesso una rapida acquisizione di manualità e di dimestichezza con la nuova strumentazione. Le modalità operative sono infatti sovrapponibili a quelle della TURP, con la sola differenza che all'estremità del manipolo è presente la terminazione della fibra laser conica invece dell'ansa diatermica e che si lavora con liquido di irrigazione costituito da semplice soluzione fisiologica invece di soluzioni contenenti mannitolo o glicina necessarie per la TURP.

La scelta della fibra di tipo conico in luogo delle side-firing ha permesso di sfruttare al meglio l'elevata capacità spaziale termoablattiva della componente a 1470 nm. Ad ogni passaggio della fibra, il solco di fotovaporizzazione prodotto sul tessuto è risultato ampio e preciso (Fig. 6).

L'efficienza nell'ablazione è stata accompagnata da un'ottima azione di emostasi, cosa che ha contribuito alla buona riuscita degli interventi da un lato limitando i possibili problemi di visibilità endoscopica legati ai sanguinamenti, dall'altro all'assenza di ematurie macroscopiche significative nel post-operatorio.

Per i 6 interventi eseguiti con potenza in continua di 100 W, i tempi di irraggiamento richiesti per la sola fotovaporizzazione dell'adenoma sono stati in media di 22 minuti (range 18-30 minuti), mentre negli 8 casi trattati con erogazione in continua a 110 W i tempi medi si sono ridotti a 20 minuti (range 18-28 minuti). A queste rilevazioni deve essere sommato un plus operatorio di 9 minuti di media per la rifinitura con ansa diatermica al fine di rimuovere i frustoli rimasti in sede dopo il trattamento laser oppure per l'acquisizione di materiale per l'esame istologico ed inoltre alcuni minuti di pausa tra una procedura e l'altra inevitabili e necessari per la sostituzione della strumentazione (laser, ansa diatermica) o per effettuare la rimozione dei frustoli con il lavaggio vescicale.

Complessivamente, utilizzando il sistema laser a diodi a doppia lunghezza d'onda, i tempi totali di esecuzione di un intervento di fotovaporizzazione di adenomi prostatici

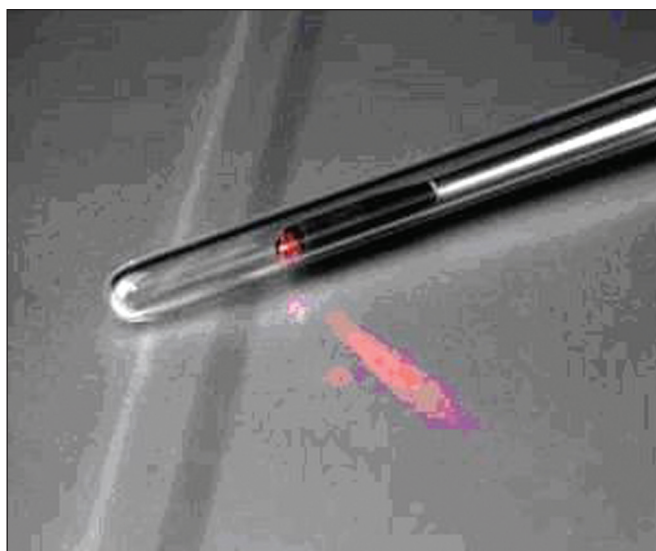


Fig. 2 - Fibra Side-firing: emette il fascio in maniera ortogonale.

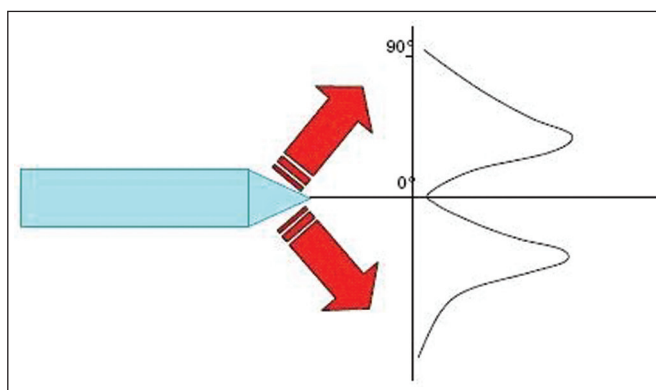


Fig. 3 - Emissione ad anello.

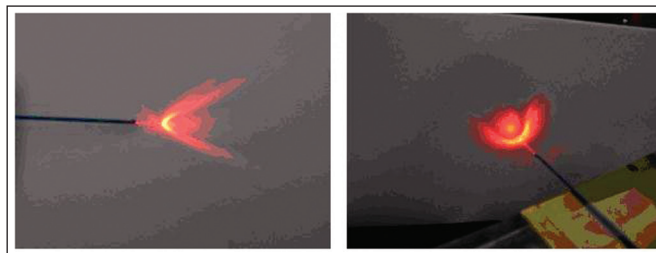


Fig. 4 - Aspetto dell'emissione ad anello della fibra conica.

ci di circa 40-50 gr oscillano, in mani esperte, tra i 30 e i 40 min, valori sovrapponibili alla resezione endoscopica della prostata con tecnica tradizionale. L'eccellente emostasi eseguita, ci permette di affermare che le tempistiche indicate non sono soggette alla variabile dei sanguinamen-

TABELLA II - CARATTERISTICHE DEI PAZIENTI E DEGLI INTERVENTI

Età media	65 anni (range 56-70 anni)
Volume dell'adenoma	41.3 cc (range 33-53 cc)
Tempo operatorio laser	1° gruppo: 22 min (range 18-30 min) 2° gruppo: 20 min (range 16-24 min)

ti intraoperatori, come accade sovente nella TURP. L'elevata velocità di vaporizzazione permessa dalla notevole efficacia ablativa della lunghezza d'onda di 1470 nm, erogata con fibra conica a largo irraggiamento, ha determinato interazioni di breve durata tra la radiazione a 980 nm ed il tessuto target, sufficienti però a garantire un'adeguata emostasi con ridotto stress termico a carico dei tessuti sani circostanti.

L'impiego del resettore standard a fine trattamento ha avuto il doppio scopo di rimuovere i frustoli residui e di ottenere materiale idoneo ai fini di un'adeguata analisi istopatologica.

Il decorso post-operatorio infine è stato regolare, caratterizzato dall'assenza di significativa macroematuria tanto da permettere la rimozione del catetere vescicale in I o II giornata post-operatoria. Alla rimozione del suddetto, nessun paziente ha presentato ritenzione acuta di urina né sintomi irritativi di rilevante entità.

DISCUSSIONE

Negli ultimi anni i laser a semiconduttore si stanno affermando prepotentemente in vari ambiti chirurgici. Ad oggi, sono disponibili sul mercato diverse sorgenti laser a diodi capaci di emettere un'ampia varietà di lunghezze d'onda che coprono tutto lo spettro del visibile e l'infrarosso e ormai le sperimentazioni *in vitro* ed *in vivo* effettuate con l'impiego del laser a diodi hanno permesso di trarre importanti conclusioni.

La sperimentazione effettuata con il "sistema LIFE" ha permesso una attenta valutazione delle caratteristiche tecniche e operative del laser a diodi a 980 nm. La lunghezza d'onda di 980 nm, caratterizzata da un elevato assorbimento sia da parte dell'acqua che del sangue, permette infatti di ottenere un elevato ed efficace effetto emostatico ed una buona ablazione tissutale (4-5). Il laser a diodi a 980 nm pertanto è stato di recente introdotto nel tratta-

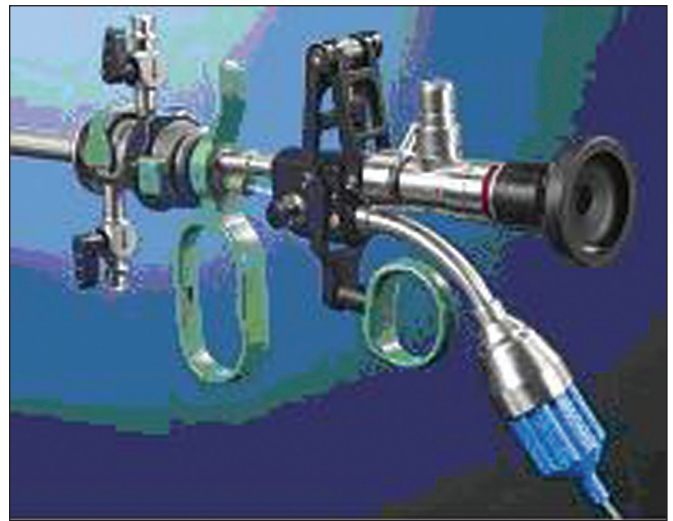


Fig. 5 - Manipolo laser per resettore.

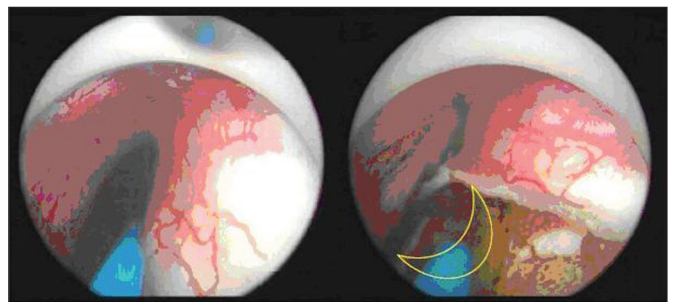


Fig. 6 - Risultato della foto-vaporizzazione sul tessuto con la fibra conica.

mento dell'IPB realizzando la cosiddetta vaporizzazione luminosa selettiva (acronimo inglese SLV) (6).

Di contro, il laser KTP, lavorando in modalità continua alla lunghezza d'onda di 532 nm, è caratterizzato da un elevato assorbimento selettivo da parte del sangue ma risulta trasparente all'acqua (7, 8). In questo modo, anche i tessuti poco vascularizzati risultano trasparenti alla radiazione, con conseguente rischio di lesioni a carico dei tessuti sottostanti o, in caso di rottura della terminazione della fibra side-firing, di perforazioni uretrali o vescicali.

Il laser Ho:YAG, invece, operando ad una lunghezza d'onda di 2100 nm, che corrisponde al picco d'assorbimento dell'acqua, è in grado di formare una bolla di plasma all'estremità della fibra laser, ma la capacità emostatica di tale laser appare comunque inferiore a quella del laser a diodi, altamente selettivo per l'assorbimento da parte dal sangue. (9-10, 11-13, 14).

Un'altra sorgente particolarmente interessante per il trat-

tamento della IPB è il diodo laser a 1470 nm (15). Questa sorgente laser è stata oggetto di studio approfondito con una preliminare sperimentazione *in vitro* per poterne verificare caratteristiche e potenzialità operative.

È stato messo in evidenza infatti che, con emissione in continuo a 1470 nm a bassissime potenze, si determina la formazione di una bolla di plasma all'estremità della fibra, cosa resa possibile grazie all'elevato assorbimento che questa radiazione subisce in acqua. L'energia termica connaturata nella bolla di plasma è tale da provocare l'immediata distruzione (ablazione) di quasi tutti i materiali che si trovino nel suo volume di espansione.

Il passo successivo è stato la realizzazione di un nuovo laser a doppia banda di emissione ad elevata potenza, che unisce le proprietà termoablative della radiazione a 1470 nm con le capacità emostatiche della lunghezza d'onda a 980 nm. A differenza delle precedenti apparecchiature, l'idea alla base della nuova sorgente a doppia banda è quella di poter erogare da un'unica fibra ottica le due lunghezze d'onda contemporaneamente. Si tratta perciò di un laser a diodi che emette simultaneamente le due lunghezze d'onda (a 980 nm e 1470 nm) e che quindi può essere impiegato sia nel trattamento dell'ostruzione cervico-uretrale, in litotrissia e nell'ablazione di altri tessuti molli grazie proprio alle peculiarità della radiazione a 1470 nm che possiede un limitato rischio di penetrazione tissutale (Fig. 7).

Lavorando a 1470 nm la penetrazione della radiazione nel tessuto sarebbe già molto bassa, ma con la fibra ottica immersa in acqua, il liquido assorbe completamente l'energia formando la già citata bolla di plasma. L'effetto di coagulazione che si può pertanto ottenere con tale radiazione è imputabile solo alla bolla di vapore e acqua calda che si forma attorno alla bolla di plasma. Il rationale quindi di aggiungere la radiazione a 980 nm si basa sul fatto che questa dovrebbe consentire una maggior penetrazione nel tessuto e, grazie all'elevato assorbimento nel sangue, dovrebbe realizzarsi una coagulazione più profonda e quindi una miglior efficienza emostatica (Fig. 8).

Inoltre, con il diodo a 980 nm, si realizza la vaporizzazione selettiva e controllata, riuscendo a combinare la vaporizzazione con la coagulazione grazie all'assorbimento sia nei tessuti (caratterizzati da una elevata componente d'acqua) che nel sangue (4, 6). Infine, le peculiari caratteristiche della radiazione alla lunghezza d'onda di 980 nm permettono al laser di operare sia in modalità "a contatto" che "non contatto", consentendo di contenere il danno termico gra-

zie al controllo temporizzato dell'erogazione e riducendo quindi al minimo gli edemi e il danno ai tessuti sani.

Il KTP con la sua vaporizzazione rapida in modalità "non contatto", garantisce un efficace effetto emostatico ma il suo utilizzo si limita esclusivamente ai tessuti molto vascolarizzati (8, 16). Su quelli poco vascolarizzati invece, la penetrazione della radiazione laser può essere di diversi centimetri in modo incontrollato, aumentando perciò il rischio di danni.

Il laser Ho:YAG lavorando in modalità "a contatto" produce il taglio dei tessuti molli con modalità ablative, mentre se lavora in modalità "non contatto" determina unicamente uno sbiancamento dei tessuti molli (coagulazione tissutale), provocato dalla bolla di vapore che si forma intorno alla bolla di plasma. La penetrazione tissutale del laser ad olmio è limitata a meno di 500 micron, in quanto l'acqua, utilizzata come liquido di lavaggio, è responsabile del completo assorbimento della radiazione con produzione di plasma. La profondità del danno termico è dunque direttamente correlata al tempo in cui la fibra rimane ferma in una determinata posizione ed il tessuto è colpito dalla bolla di vapore (17-18). Per quanto riguarda lo sviluppo e la sperimentazione del nuovo laser a diodi a doppia lunghezza d'onda, questa sorgente si è rilevata idonea per il trattamento di patologie dei tessuti molli.

Come ampiamente descritto, alla base dell'efficacia di questo sistema c'è l'effetto combinato delle lunghezze d'onda a 1470 nm e a 980 nm che garantiscono, rispettivamente, un'ablazione efficiente e veloce del tessuto prostatico ed un'emostasi sufficientemente profonda, senza rischi di necrosi incontrollate o edemi ai tessuti sani. Dagli esami istologici ottenuti *in vitro*, infatti, si evidenzia come le due radiazioni provochino un'ablazione omogenea e precisa delimitata da un sottile spessore di necrosi/coagulazione tissutale, in assenza di ulteriori lesioni ai tessuti sottostanti (Fig. 9).

Le eccellenti proprietà termoablative sono dovute all'elevato assorbimento della radiazione a 1470 nm nell'acqua, presente in abbondanza in tutti i tipi di tessuti molli ed utilizzata come liquido di irrigazione durante gli interventi endoscopici; questo comporta il fatto che i tessuti che distano più di 5 mm dalla fibra siano schermati dall'acqua e non possano essere investiti né dalla forza lesiva della bolla di plasma né dal termospray di vapore e acqua calda prodotti dal plasma. Ciò consente, contrariamente al laser KTP, un maggior controllo dell'intero processo di irraggiamento, con conseguentemente minori rischi di lesioni

accidentali ai tessuti sani lontani dalla zona d'intervento o non visibili per via endoscopica. La componente a 980 nm è caratterizzata da un buon assorbimento nell'acqua, sebbene inferiore rispetto alla radiazione a 1470 nm, e da un ottimo assorbimento nel sangue. Tali proprietà consentono un grado di penetrazione nel tessuto sufficiente a garantire un efficace effetto coagulativo pur rimanendo in condizioni di sicurezza operativa.

Infine, l'accoppiamento del laser a doppia lunghezza d'onda con fibre coniche rappresenta una scelta vincente, che sfrutta il fenomeno della formazione di plasma anche a basse densità di potenza per irradiare aree di tessuto più estese. Nel nostro studio tali caratteristiche si sono verificate in tutti i pazienti: in nessun caso sono comparse emorragie intraoperatorie e macroematurie postoperatorie degne di nota. Anche i disturbi legati all'edema e al potenziale danno ai tessuti profondi sono stati trascurabili consentendo di rimuovere il catetere in I o II giornata postoperatoria e non riscontrando in nessun caso la comparsa di successiva ritenzione d'urina.

CONCLUSIONI

In questo studio è stata effettuata una sperimentazione clinica sulla efficacia e sicurezza del laser a diodi a doppia banda di emissione 1470 + 980 nm nel trattamento dell'ostruzione cervico-ureterale da IPB.

I nostri risultati testimoniano che tale metodica di trattamento risulta applicabile come intervento mini-invasivo al trattamento dell'ostruzione cervico-uretrale da IPB, affiancandosi al tradizionale intervento di resezione endoscopica della prostata.

La facilità della tecnica per operatori già in grado di eseguire una resezione endoscopica di prostata, i ridotti tempi operatori, la precisione e la accuratezza della metodica, in grado di garantire interventi chirurgici pressoché privi di sanguinamento intraoperatorio rende questa opzione sovrapponibile, se non potenzialmente superiore, alle altre tecniche laser attualmente più diffusamente utilizzate, come la HoLEP (Ho-YAG) e la PVP (KTP) e paragonabile alla resezione endoscopica tradizionale.

BACKGROUND: L'uso del laser per il trattamento dell'ostruzione cervico-uretrale (OCU) da ipertrofia prostatica benigna (IPB) risale ai primi anni '90. L'OCU da IPB, appannaggio dell'uomo anziano, necessita di metodiche mini-invasive, in ragione del fatto che colpisce soggetti che frequente-

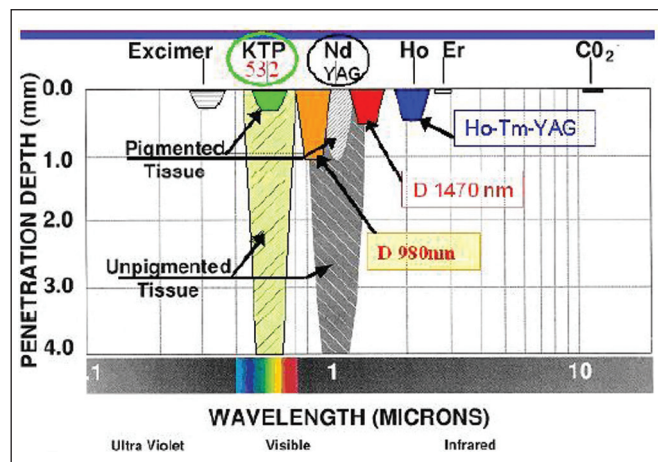


Fig. 7 - Lunghezze d'onda e capacità penetrativa dei vari tipi di laser.

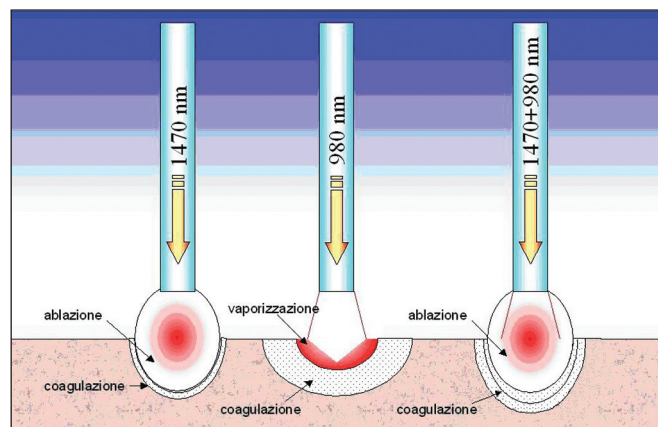


Fig. 8 - Effetto sul tessuto del laser a diverse lunghezze d'onda.

mente sono affetti da altre malattie che possono rendere un intervento chirurgico a rischio e pertanto l'impiego del laser nel trattamento di questa patologia potrebbe rappresentare un reale vantaggio.

SCOPO DELLO STUDIO: L'obiettivo di questo studio è la sperimentazione in vivo di un laser a diodi di nuova concezione da utilizzarsi nel trattamento dell'IPB e di verificarne la validità, efficacia e sicurezza.

MATERIALI E METODI: Si tratta di un'apparecchiatura laser costituita da una sorgente diodi laser a doppia banda di emissione (980 nm + 1470 nm) che raggiunge potenze di 140 W e dotato di fibre ottiche "water free" con punte di varia geometria. Su un classico resettoscopio da 24/26 Ch è stata montata una fibra a punta conica al posto dell'ansa diatermica tradizionale. La geometria di tale fibra consente di ottimizzare l'emissione di energia con la conformazione

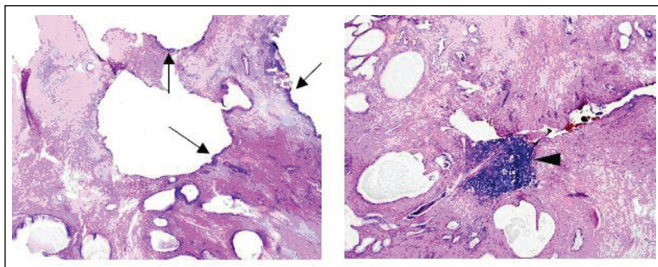


Fig. 9 - Effetto del laser a diodi sui tessuti (prostata).

del tessuto da trattare.

14 pazienti affetti da IPB con ostruzione cervico-uretrale, di età compresa tra 56-70 aa, con un volume prostatico compreso tra 33 e 53 cc sono stati sottoposti a trattamento laser con una potenza erogata di 100-110 W.

Per valutarne l'efficacia e la sicurezza sono stati valutati: i tempi operatori, le complicanze intraoperatorie, elementi specifici del post-operatorio quali ematuria, sintomatologia dolorosa, precocità della rimozione del catetere vescicale ed eventuale comparsa di ritenzione acuta di urina dopo la rimozione del catetere.

RISULTATI: L'utilizzo del medesimo resettoscopio impiegato per la TURP ha permesso immediata dimissione con la nuova strumentazione con tempi totali di fotovaporizzazione tra i 30 e i 40 min, valori sovrapponibili alla resezione endoscopica della prostata con tecnica tradizionale.

Il decorso post-operatorio è stato regolare, caratterizzato dall'assenza di significativa macroematuria e ciò ha per-

messo la rimozione del catetere vescicale in I o II giornata post-operatoria. Nessun paziente ha presentato ritenzione acuta di urina dopo rimozione del catetere, né sintomi irritativi di rilevante entità.

CONCLUSIONI: L'accoppiamento del laser a doppia lunghezza d'onda con fibre coniche rappresenta una scelta ottimale nel trattamento dell'IPB perché sfrutta il fenomeno della formazione di plasma a basse densità di potenza al fine di irradiare estese aree di tessuto, ma limitata penetrazione in profondità.

Alla luce dei risultati ottenuti, il sistema laser a doppia banda di emissione 1470 + 980 nm risulta quantomeno sovrapponibile, se non potenzialmente superiore, alle altre tecniche laser attualmente utilizzate, come la HoLEP (Ho-YAG) e la PVP (KTP) e paragonabile alla resezione endoscopica tradizionale con elettrocauterizzazione.

Disclaimers

The authors have no proprietary interest with regard to this article.

Indirizzo degli Autori:

Andrea Guttilla, MD

Department of Oncological and Surgical Sciences, Urology Clinic, University of Padua

Via Giustiniani 2, 35100 – Padua, Italy

andrea.guttilla@gmail.com

BIBLIOGRAFIA

1. Roehrborn CG, McConnell JD: Benign Prostatic Hyperplasia: Etiology, Pathophysiology, Epidemiology, and Natural History. In: Campbell-Walsh urology (9 ed). Wein AJ, Kavoussi LR, Novick AC, Partin AW, Peters CA eds, Saunders Elsevier Publ, Philadelphia, 2007; pp 2727-2765.
2. Tanagho EA: Urinary Obstruction & Stasis. In: Smith's General Urology (17 ed). Tanagho EA, McAninch JW eds, The McGraw Hill Companies Inc Publ, New York, 2008; pp 166-177.
3. Niemz MH: Laser-Tissue Interaction. Fundamentals and Applications (Third Revised Edition). Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 2004, Germany.
4. Cecchetti W, Guazzieri S, Tasca A, et al. 980 nm Diode Laser and Fiber Optic Resectoscope in Endourological Surgery. European Biomedical Optics Week, BiOS Europe '96.
5. Guazzieri S, Bertoldin R, D'Inca G, et al. 980-nm Diode Laser Treatment for Recurrent Urethral Strictures. Eur Urol. 2001;39:19-22.
6. Wendt-Nordahl G, Huckele S, Honeck P, et al. 980-nm Diode Laser: A Novel Laser Technology for Vaporization of the Prostate. Eur Urol. 2007;52:1723-1728.
7. Tan AHH, Gilling PJ: Free-beam and contact laser soft-tissue ablation in urology. J Endourol. 2003;17:587-593.
8. Reich O, Bachmann A, Schneede P, et al. Experimental comparison of high power (80 W) potassium titanyl phosphate laser vaporization and transurethral resection of the prostate. J Urol. 2004;171:2502-2504.
9. Pierre SA, Albala DM: The future of lasers in urology. World J of Urol. 2007;25:275-283.
10. Fried NM: Therapeutic applications of lasers in urology: an

- update. *Expert Rev Med Devices*. 2006;3:81-94.
11. Cecchetti W, Zattoni F, Nigro F, et al. Plasma bubble formation induced by Holmium laser: an *in vitro* study. *Urology*. 2004;63:586-590.
 12. Marks AJ, Teichman JMH: Lasers in clinical urology: state of the art and new horizons. *World J Urol*. 2007;25:227-233.
 13. Teichmann HO, Herrmann TR, Bach T: Technical aspects of lasers in urology. *World J Urol*. 2007;25:221-225.
 14. Cecchetti W, Tasca A, Zattoni F: The plasma bubbles phenomenon of the holmium in Endourology. *Urology*. 2004;63: 586-590.
 15. Seitz M, Reich O, Karl A, et al. Diode laser treatment of human prostates – Clinical 6-month experience. *Medical Laser Application*. 2008;22:232-237.
 16. Bachmann A, Schürch L, Ruszat R, et al. Photoselective vaporization (PVP) versus transurethral resection of the prostate (TURP): a prospective bi-centre study of perioperative morbidity and early functional outcome. *Eur Urol*. 2005;48:965-972.
 17. Tan AH, Gillling PJ, Kennett KM, et al. Long-term results of highpower holmium laser vaporization (ablation) of the prostate. *BJU Int*. 2003;92:707-709.
 18. Mottet N, Anidjar M, Bourdon O, et al. Randomized comparison of transurethral electroresection and holmium: YAG laser vaporization.