レーザー碎石装置の特性とその使用経験

東京医科大学泌尿器科学教室

松本 哲夫 三木 誠 間宮 良美 平田 亨
清水 弘文 栃本 真人 伊藤 貴章 秋鹿 唯男

PECULIARITY OF PULSED DYE LASER LITHOTRIPTOR AND ITS CLINICAL APPLICATION

Tetsuo Matsumoto, Makoto Miki, Yoshimi Mamiya, Touru Hirata, Hirobumi Shimizu,

Masato Tochimoto, Takaaki Ito and Tadao Aika

Department of Urology, Tokyo Medical College

Ultrasound lithotriptors (USL) and electrohydraulic lithotriptors (EHL) are representative lithotriptors for endoscopic elimination of upper urinary tract stones. However, they have some disadvantages. For example, USL can not be used with flexible scopes and EHL can cause unexpected tissue injury. To overcome these problems, the pulsed dye laser lithotripter (MDL-1, Candera Co.) was developed. The characteristics of this laser lithotripter and its direct effects on tissue was investigated.

This pulsed dye laser lithotripter generates a 504 nm wavelength green light beam by using a combination of a xenon flash lamp and the greenish dye composed of coumarin solution. The maximum output energy is 60 mJ/pulse and the pulse duration is 1.5 microsecond. The pulse rate can be varied from 1 to 20 Hz.

First, the intensity of the shock wave was measured by using a combination of a piezoelectric element and an oscilloscope, and then, the results were compared with those obtained by a similar experiment with an EHL. The average intensity of the shock wave was 54.4 mW under the conditions of 40 mJ/pulse of output energy and 10 Hz of pulse duration. On the other hand, the EHL generated an average of 54.7 W under the conditions of 400 mJ/pulse output energy. Then, fragmentation of various kinds of urinary stones in saline solution was performed. The results showed that this lithotripter could fragment almost all kinds of stones except cystine stones. Then, hen's eggs were used to observe the effect if laser beam influenced on the organism immediately behind the photoradiated object. Only the egg shell was demolished but the egg membrane below the eggshell did not undergo any change. After these experiments, skin, liver, kidney and urinary bladder of nude mice and human prostatic urethral mucosa in case of TUR-P were irradiated by this laser. The results showed that laser energy caused slight penetration and localized hemorrhage from the surface of epithelium to subcutaneous tissue. It was confirmed that these effects were generated when the tip of the quartz fiber was in direct contact with the object.

After these investigations, fragmentation using this laser lithotripter was attempted in thirty cases of upper urinary tract calculi. These 30 cases involved five cases of renal calculi and 25 cases of ureteral calculi. Percutaneous nephrolithotomy (PNL) was performed in 22 cases and transurethral ureterolithotomy (TUL) was performed in 8 cases. Twenty-four stones (80%) were fragmented successfully. However, in six cases, stones which were smooth surfaced, hard and large could not be fragmented. The side effects of laser lithotripter, slight hemorrhage from the ureteral mucosa, was observed in 2 cases.

We think that this laser lithotripter is one of the most effective instruments for fragmenting urinary stones by TUL, especially TUL with a flexible scope, because this lithotripter uses a very thin flexible quartz fiber and it does not require protection of tissue from injuring while fragmenting calculi.

Key words: pulsed dye laser, urinary tract calculi, lithotripter

要旨：内視鏡による上部尿路結石摘出術（PNL，TUL）に使用する碎石装置としては，超音波碎石装置（USL）や電気水圧碎石装置（EHL）が一般的である。最近，それらの碎石装置にない特徴を有するパルス波色素レーザー碎石装置（MDL-1，Candela 社製）が開発された。本装置の特性，生体への影響について検討した上で，それを上部尿路結石症30例に用いたのでその成績を報告する。

導光ファイバー先端に発生する衝撃力を圧電素子とオシロスコープを組合せて測定した結果， $20\text{mJ}\cdot 1\text{Hz}$ で平均 23.4mW ， $40\text{mJ}\cdot 10\text{Hz}$ で 54.4mW であり，EHL の衝撃力に比し極めて弱いものであった。また生体を与える影響も EHL に比べて軽微で，直接導光ファイバー先端に接触した状態でレーザー光が照射されたときのみ，上皮ないし上皮下組織までの小穿孔と軽度の出血が認められた。シスチン結石以外の結石は破碎可能であったが，この碎石効果も導光ファイバー先端が直接接触したときだけであった。

臨床例では腎結石 5 例，尿管結石 25 例に対し，PNL を 22 例に，TUL を 8 例に実施した。24 例，80% で良好な碎石効果が認められたが，表面平滑な硬い結石では碎石が困難であった。副作用として 2 例で尿管粘膜の軽度出血を認めた。本装置は，細く柔軟な導光ファイバー（ $\phi 0.25\text{mm}$ ）を用い，生体を与える影響が少ないという点で優れた碎石装置である。今後，TUL 用の碎石装置として普及するであろう。

キーワード：パルス波色素レーザー，尿路結石症，碎石装置

緒 言

近年，尿路結石症の治療法はめざましい進歩発展をとげ，体外衝撃波碎石装置（以下 ESWL と略）による非観血的治療法と経皮的腎尿管結石摘出術（以下 PNL と略），経尿道的腎尿管結石摘出術（以下 TUL と略）に代表される内視鏡的治療法が主流となっている。PNL や TUL に際しては，結石を碎石し摘出するための各種装置，器具が必要であり，超音波碎石装置（以下 USL と略）や，電気水圧碎石装置（以下 EHL と略），バスケットカテーテルなどが一般的に使用されている。普通の USL は，碎石能力の他，吸引能力も有し有用な碎石具であるが¹⁾先端部分に長い金属パイプを用いるため硬性鏡でのみ使用可能であり，軟性鏡には使用できない。また，EHL は碎石能力が強く，最近細いプローブが開発され細径の軟性鏡での使用も可能となったが，誤って腎盂・尿管粘膜に接触させて作動させると生体組織に大きな損傷を与える危険性がある²⁾。そこに登場したのが，屈曲自在の細いファイバーを持ち生体組織に大きな損傷を与えず，十分な碎石能力を有するというパルス波色素レーザー碎石装置（MDL-1，Candela 社製）である。

このたび，この第 3 の碎石装置ともいべきパルス波色素レーザー碎石装置について，碎石能力，生体に及ぼす影響などの基礎的問題を検討した上で，それを臨床例に応用したのでその成績を報告する。

パルス波色素レーザー碎石装置の概略

本装置の外形を図 1 に示す。利用するレーザーはキセノンフラッシュランプを光源とし，緑色の色素コーマリンググリーンを用いて 504nm の緑色光を発振させ

図 1

上：パルス波色素レーザー碎石装置，下：細く柔軟な導光ファイバー

るパルス波色素レーザーである。パルス幅は 1.5micro sec. ，パルス数は $1\sim 20\text{Hz}$ の間で可変である。先端出力

は20～60mJで、10mJの調節が可能となっている。電源は3相200Vで、冷却水として1.4kg/cm²の水圧を有する流水を必要とする。この装置から発振されたパルス波色素レーザーは、コア径0.2mm、外形0.25mmの細く柔軟なクォーツ導光ファイバーにより目的とする部位に送られる。

砕石能力に関する検討

1. 方法

クォーツ導光ファイバー先端に発生する衝撃力を測定するため、図2のごとく圧電素子、オシロスコープを組み合わせた装置を作製した。圧電素子を生理食塩水に入れ、その表面から10mm離れた所にファイバーの先端を固定し、レーザーを発振させて衝撃力を電気的に変換し、オシロスコープ上で測定した。また、対照としてEHL（オリンパス Lithostor EL-21）のプローブ先端出力を同様の方法で測定した。

なお、導光ファイバー先端を圧電素子の表面に接触させた状態で衝撃力を測定する方が正しい測定法であると考えたが、この方法ではオシロスコープ上では衝撃力はほとんど測定できなかったため、ファイバー先端を10mm離して測定を行った。

次に実際の砕石能力を観察するため、これまで我々が観血的手術により摘出した尿路結石や胆石を対象に砕石実験を行った。尿路結石は蔞酸カルシウム、磷酸カルシウム、尿酸、磷酸マグネシウムアンモニウム、シスチンの5種類、胆石はビリルビン結石のみについ

て実施した。これらの結石を生理食塩水を満たしたビーカーに入れ、導光ファイバー先端を結石の表面に接触させてレーザーを発振した。照射条件は先端出力30mJ、パルス数は10Hzとした。

2. 結果

導光ファイバー先端に発生する衝撃力の測定結果は表1に示すごとくである。先端出力20mJ・1Hzでは、10回測定の平均値が23.4mW、40mJ、1Hzのそれは37.7mWであった。また20mJ・10Hでは35.5mW、40mJ・10Hzでは54.4mWであり、エネルギーとパルスを上げれば当然のことながら衝撃力も上昇すると考え

表1 電圧素子、オシロスコープを用いた衝撃力の測定

1 Hz (単位：mW)												
レーザー砕石装置	サンプル エネルギー (mJ)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	x
	20	23.5	22.5	21.5	23.0	23.5	23.0	24.5	23.0	26.0	23.0	23.4
	40	57.0	33.5	35.0	34.0	37.0	36.5	39.0	33.5	37.5	37.5	37.7
	10 Hz (単位：mW)											
	サンプル エネルギー (mJ)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	x
	20	36.5	35.5	34.5	36.5	35.0	34.5	35.5	36.0	37.0	33.5	35.5
	40	56.5	56.5	55.0	55.5	53.5	54.5	52.5	52.5	53.0	54.0	54.4
10 Hz (単位：W)												
EHL	サンプル エネルギー (mJ)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	x
	200	48.6	50.6	44.0	39.4	30.0	25.8	55.2	29.2	48.6	48.2	42.0
	400	58.4	63.0	64.6	38.0	36.0	30.8	31.4	41.4	66.8	76.8	54.7

られた。

一方、対照とした EHL では先端出力200mJ(使用装置の最低出力)で作動させた場合、10回測定の前平均が42.0W、400mJで作動させた場合のそれは54.7Wであった。すなわちレーザー碎石装置の発生させる衝撃波は、EHLのそれに比較し、前述の条件で測定した場合約100分の1という弱いものであることが判った。

実際の結石に対する碎石効果では、シスチン結石以外の結石はすべて碎石可能であった。とくに長径8mm以下の表面が不整で粗な結石はいずれも50~1,000発の接触照射が破碎された。さらにビリルビン結石は碎石が容易であり、10発以下の照射で小片となった。しかしシスチン結石はどのような大きさ、形の結石でも何等影響を受けず、碎石不能であった。また、シスチン以外の結石でも、表面が平滑な古く大きい結石では碎石効果が認められるまでには3,000発以上の照射を要するものもみられた。

3. 小括

一連の実験により、パルス波レーザー碎石装置の先端出力は、EHLの先端出力に比べ約100分の1という弱いものであるにもかかわらず、シスチン以外の結石は碎石が可能であることが判明した。このことが組織への影響は少ないが碎石は可能という本装置の特徴にも関係しているのかも知れない。また、碎石様式は結

石片を周囲に飛び散らすことが少なく、臨床的に使用した場合、自然排石不能な結石片が残存する可能性は低いと考えられた。一方、大きな結石では碎石に時間がかかり、臨床的には、小結石に対して用いるのに適した碎石装置と思われた。

尚、本実験で用いた EHL のグロブ先端出力は、あくまで電気的な計測値である。

生体に及ぼす影響

1. 実験方法

エーテル麻酔下でヌードマウスの首から下を生理食塩水中に固定し、皮膚・肝・腎・膀胱粘膜にレーザーを接触照射した。実験終了後屠殺し照射部位を摘出、ホルマリン固定後薄切し H.E 染色を行い病理組織学的に観察した。レーザー照射条件は30mJ、10Hzとした。

また、前立腺肥大症で経尿道的前立腺切除術(TUR-P)施行直前の前立腺部尿道粘膜に内視鏡下でレーザーを接触照射した。照射部位を切除鏡にて切除し、病理組織学的に検討した。照射条件はヌードマウスと同様である。

さらに、カルシウムを含む無機物質を介した場合の生体への影響を観察するため、鶏卵を生理食塩水中に入れ、その表面にレーザーを接触照射した。照射条件は30mJ、10Hzである。

図3 パルス波色素レーザー接触照射によるマウス諸組織の変化

左：肝…被膜の穿孔、実質細胞の構造破壊、核の濃縮を認める。中：腎…被膜の穿孔、尿管上皮細胞の変性を認める。右：皮膚…表皮、真皮の穿孔、皮下組織の軽度の浮腫、出血を認める。

2. 結果

ヌードマウスの肝・腎の漿膜面への照射では、5発以上で被膜に穿孔をきたし出血を認めた。病理組織学的には漿膜の穿孔・直下の実質細胞の核の濃縮、細胞質の均質化がみられ、間質には軽度の浮腫、出血を認めた。また皮膚への照射では20発以上の照射ではじめて皮膚の穿孔、出血がみられた。しかし膀胱粘膜への照射では50発照射しても肉眼的には明らかな変化がみられず、組織学的にも照射部位を同定できなかった。肝・腎・皮膚の変化はいずれも衝撃力による影響と考えられ、熱によると思われる変化はみられなかった。導光ファイバー先端を肝、腎、皮膚などの対象から1 mm 以上離して照射した場合は、長時間の照射でも肉眼的、組織学的に何等変化はみられなかった。

ヒト前立腺部尿道粘膜に対する接触照射では5～10発で粘膜に小孔が生じ出血をみた。組織学的検索でも、

同部の粘膜の消失、粘膜下の軽度の出血が認められた。

鶏卵の卵殻に接触照射した場合、卵殻は細かい破片となって脱落したが、その直下の卵膜にはなんの影響もみられなかった。

3. 小括

実験結果より、ファイバー先端が対象組織に接触していないかぎり、レーザー光が当たっても組織に何等影響がないことが確認された。接触照射された場合でもその作用はあくまで衝撃力によるものであり、熱による作用はないものと考えられた。我々はかつて犬を用いてEHLが生体に及ぼす直接作用について観察したが³⁾、その結果と比較するとレーザー砕石装置の影響は著しく軽微であった。臨床的に用いた際に誤って粘膜面に接触照射しても尿管、腎盂への影響は軽度であろうと想像された。

表 2 対象症例

No.	氏 名	年 齢	性 別	診 断 名	結石の大きさ (mm)	結石の存在部位	手術方法	効果判定
1	S. N.	69	F	左 腎 結 石	10× 9	腎 盂	PNL	有効
2	D. H.	79	M	右 腎 結 石	サンゴ状結石 右. 20×15, 15×10 左. 10× 5, 10× 7	腎 盂	PNL	無効
3	T. H.	58	M	両 腎 結 石		腎 盂	PNL	無効
4	K. S.	64	M	左尿管結石	13×13	上 部 尿 管	TUL	著効
5	U. N.	25	F	左尿管結石	7× 6	下 部 尿 管	TUL	有効
6	M. M.	67	M	右尿管結石	9× 6	中 部 尿 管	PNL	有効
7	K. I.	46	M	右尿管結石	11× 6	中 部 尿 管	PNL	有効
8	S. E.	53	M	左尿管結石	13× 6	下 部 尿 管	PNL	有効
9	M. K.	25	M	左 腎 結 石	14× 8	腎 盂	PNL	無効
10	H. I.	50	F	右尿管結石	7× 6	中 部 尿 管	PNL	有効
11	K. N.	57	M	左尿管結石	9× 9	上 部 尿 管	PNL	無効
12	J. H.	24	M	左尿管結石	12×10	上 部 尿 管	PNL	無効
13	H. N.	43	M	左尿管結石	18× 9	上 部 尿 管	PNL	有効
14	M. Y.	62	M	右尿管結石	7× 5	上 部 尿 管	PNL	有効
15	E. N.	55	M	右尿管結石	16× 7	上 部 尿 管	PNL	著効
16	Y. S.	29	M	左尿管結石	9× 5	上 部 尿 管	PNL	有効
17	K. N.	45	M	左尿管結石	9× 6	上 部 尿 管	PNL	有効
18	S. K.	55	F	左尿管結石	15× 9	上 部 尿 管	PNL	著効
19	M. N.	32	M	左尿管結石	9× 4	中 部 尿 管	PNL	著効
20	T. M.	57	M	左尿管結石	17×6.5	下 部 尿 管	TUL	著効
21	W. K.	47	M	左尿管結石	レ線陰性	上 部 尿 管	PNL	著効
22	K. T.	26	M	左尿管結石	13×10	中 部 尿 管	PNL	著効
23	N. S.	48	M	右尿管結石	19× 7	下 部 尿 管	TUL	無効
24	T. Y.	20	M	右尿管結石	9× 4	中 部 尿 管	PNL	有効
25	Y. O.	57	F	右尿管結石	8× 5	下 部 尿 管	TUL	有効
26	T. Y.	19	M	左尿管結石	12× 7	上 部 尿 管	PNL	有効
27	T. Y.	53	F	左 腎 結 石	サンゴ状結石	腎 盂	PNL	有効
28	H. A.	27	M	右尿管結石	13× 6	下 部 尿 管	TUL	有効
29	I. Y.	40	F	左尿管結石	5× 4	上 部 尿 管	TUL	著効
30	T. I.	45	M	左尿管結石	18× 9	下 部 尿 管	TUL	有効

臨床的検討

1. 対象と方法

対象は昭和62年2月より63年8月までに当科に入院した上部尿路結石症患者で男性23例、女性7例の計30例である。原則として自然排石の期待できない結石、水腎症が強く、または憎悪傾向にある結石、3カ月以上尿管の同一部位にある結石を対象とした。症例の平均年齢は45.9歳で、最年少19歳、最年長79歳であった。30症例中、腎結石5例（サンゴ状結石2例、多発結石1例、単発結石2例）、尿管結石25例（上部尿管結石12例、中部尿管結石6例、下部尿管結石7例）であった。

手術方法は5例の腎結石症例は全例PNL、尿管結石25例中、PNL17例、TUL8例である。使用した内視鏡は腎結石の5例中4例はオリンパス硬性腎盂鏡、1例はオリンパス2チャンネル軟性腎盂鏡、尿管結石症例中17例のPNL施行例は全て軟性鏡、8例のTUL施行例中7例はオリンパス硬性尿管腎盂鏡、1例は軟性鏡を用いた。全例に硬膜外麻酔または腰椎麻酔を施行した。

レーザー出力は30mJ・10Hzで碎石を行ったもの21例、40mJ・10Hz 2例、50mJ・10Hz 1例50mJ・5Hz 6例であった。

レーザー碎石装置の効果判断基準として、著効（目的とする結石を全て十分に碎石）、有効（目的とする結石を大部分碎石）、無効（ほとんど碎石不能）とした。しかし、レーザー碎石装置は碎石のみであり、やや大きな碎石片はバスケットカテーテルなどを用いて摘出する必要があった。したがって碎石できたが他の手段を用いて結石片を除去したものも有効とした。

安全性については、腎盂・尿管粘膜の穿孔の有無、

内視鏡の視野をおおうような出血の有無について判定した。

2. 結果

レーザー碎石装置で満足のゆく碎石ができなかった無効例は、腎結石3例（症例2、3、9）及び尿管結石3例（症例11、12、23）の計6例であり、他の24例では著効または有効で、碎石有効率としては80%と満足のゆく結果を得た。retrospectiveに考えると、碎石できなかった6例のうち4例は初期のものでレーザー照射条件が不十分であったと思われる、2例は古い大きな結石であり、本来レーザー碎石装置の適応外のものであったと思われる。

結石成分についてみると、術後成分分析を行った28例では碳酸カルシウムと磷酸カルシウムの混合結石が22例と最も多く、その他、碳酸カルシウム結石、碳酸カルシウムと炭酸カルシウム、磷酸カルシウムと炭酸カルシウム、磷酸マグネシウムアンモニウムを主体とし各種成分を含む混合結石であった。しかし、結石成分と碎石効果の間には明らかな関連性はみられなかった。

レーザー碎石装置の先端出力についてみると表3のごとくで、先端出力が大きい方が短時間で碎石された。

表3 レーザー照射条件と碎石成績

出力 (mJ/Pulse)	Hz	碎石成功例		碎石不成功例	
		症例数	平均照射回数	症例数	平均照射回数
30	10	17	1530	4	2190
40	10	1	245	1	800
50	10	0		1	803
50	5	6	450	0	

図4 パルス波色素レーザーによる粘膜出血

左：碎石前の結石、中：ファイバー先端の接触による出血、右：碎石後（2時方向の棒がファイバー先端）

レーザー碎石装置による直接的副作用としては、PNL, TUL 各1例(症例4, 22)で粘膜に直接導光ファイバー先端が接触したための軽度の出血がみられたのみであった。その他導光ファイバーを内視鏡の working channel に挿入する際に、これを折ってしまうという事故が一度みられた。

我々は、碎石後は積極的に碎石片の除去につとめ3～4mm以上の結石片はバスケットカテーテルで摘出するようところがけた(有効例)が、充分碎石できたと判断し何ら摘出操作を行わなかった8例(著効例)では、碎石片は軸度の stone street を作りながら1～3週間で自然排石された。

3. 小括

30例の上部尿路結石症例に対しパルス波色素レーザー碎石装置を用いた碎石をころみ、80%に著効ないし有効の結果を得た。PNL, TUL いずれの術式を用いた群でも、結石の大きさ、存在部位、成分による碎石効果の差はみられなかった。しかし、碎石不能であった結石は、その多くが表面が平滑なものであった。

考 察

尿路結石の破碎にレーザーを用いようとするころみは、1968年、Mulvaney と Beck ら⁴⁾によるルビーレーザー及び炭酸ガスレーザーを用いた碎石実験が最初である。本邦でも、東北大学の棚橋ら⁵⁾⁶⁾が前述のレーザーの他に Nd:YAG レーザーも用いた実験を行っている。これらの実験では結石の一部または全部が破壊されたものの、その作用は炭酸ガスレーザー、Nd:YAG レーザーでは熱によるものであり、ルビーレーザーでも熱作用が無視できなかった。最近、これら連続波レーザーの熱作用より、パルス波レーザーによる衝撃波が結石の破壊により効果的であることが判明し、パルス波の Nd:YAG レーザーを用いた碎石もころみられている。しかし、パルス波 Nd:YAG レーザーも熱による作用があり、腎盂・尿管粘膜に直接照射した場合には穿孔をきたす可能性も否定できない。一方、我々の用いたパルス波色素レーザー碎石装置は、熱作用はほとんど伴わない衝撃波による碎石装置である。今回の一連の実験で示されているごとく、レーザーを用いているにもかかわらず、導光ファイバー先端が対象に接触した状態で照射されてはじめて効果が出現するという特徴がある。この特徴は、一面ではファイバーが届かなければ碎石できないという欠点にもなるが、安全性の面からは特筆すべき点である。本装置の碎石原理について、Watson 等⁷⁾⁸⁾、Dretler

等⁹⁾は、レーザーエネルギーが結石表面に吸収され、その結果、導光ファイバー先端と結石との間にプラズマが発生し、その衝撃波により碎石が行われると述べている。プラズマ発生に伴う発熱は、発生時間が短く実際のエネルギーも少ないため周囲の水に容易に吸収されてしまい、熱による作用は出現しないとしている。我々の実験においても、碎石の過程で特有の白色光と音の発生を認めた。碎石様式はこのレーザーのパルス幅、パワー密度からその作用が photoablation であろうと想像されたとおりであった。すなわち、大きな碎石片を周囲にまき散らすことなく少しずつ削り取るように碎石した。このため碎石終了後に大きな碎石片の残存する可能性が少ないという利点が生じた。しかし、実験結果でも述べたごとく、小結石の破碎にも数百発というレーザー発振を要するため、EHL による碎石に慣れた者にとっては碎石効果が弱いという印象を与えることも事実である。

一方、生体に直接接触照射した場合の影響について、Watson 等は504nmの波長の光はヘモグロビンに吸収されてしまい生体に影響を与えないと述べている。また、ブタの尿管を用いた碎石実験では、レーザー碎石装置による副作用はなく、使用する内視鏡の太さに起因する尿管損傷がより重大であるとしている¹⁰⁾。我々の実験結果からも、生体への影響は著しく軽微で、長期的な副作用を残す可能性はないといえよう。しかし、我々は、生体に影響を与えない理由がヘモグロビンによるエネルギーの吸収によるものだけではなく、組織表面の透明度や色調にも関係するという印象を受けた。この点は他の結石に比べ透明度の高いシステイン結石が破碎されないことも関連するのではないかとと思われるが、さらに検討が必要である。

臨床例30例の経験では、80%の症例で満足のゆく碎石効果を得、副作用としては2例で軽度の粘膜出血をみとめたのみであった。十分な碎石効果を得られた症例の多くは、表面が不整な比較的小さな結石であり、この点から本装置は主に尿管結石に適すると考えられる。

今回の経験からレーザー碎石装置の長所をあげると、第一に細く柔軟な導光ファイバーを使用できる点である。これにより細径の軟性鏡を用いても十分な灌流が可能となり、尿管に無理な拡張を強いることもなくなる。第二に生体への影響が著しく少ない点である。このため安心して碎石操作に専念することができる。一方、短所としてはすべてのレーザー装置に共通であ

るレーザー光から眼を保護する必要がある点に加え、導光ファイバーが細すぎるといふ点があげられる。すなわち、内視鏡下でファイバー先端が見にくく、結石表面に確実に接触しているか否かの判断が難しい。しかしこれらは馴れにより、あるいはすぐれたビデオカメラを接続させることで克服可能である。何といっても0.25mmという細く柔軟なファイバーで生体に大きな影響を与えることなく選択的に結石を破壊できる点は大きな魅力である。今後、内視鏡を中心とする周辺機器の開発に伴いTULの際の最も有用な碎石装置としてその位置を占める可能性を持つと思われる。

結 語

パルス波色素レーザー碎石装置の特性、生体に及ぼす影響について実験的に検討した。この結果、生体には大きな影響を与えない安全な碎石装置であり、システチン以外の尿路結石は碎石可能であることが判明した。また、30症例の上部尿路結石症に臨床的に使用し80%の症例で有効な碎石効果を得た。今後は、TULの際の最も有用な碎石装置となろう。

本論文の要旨は、第449回日本泌尿器科学会東京地方会、第52回日本泌尿器科学会東部連合総会、第8回日本レーザー医学会総会、第76回日本泌尿器科学会総会において報告した。

文 献

- 1) 秋鹿唯男, 三木 誠, 間宮良美, 松本哲夫, 平田 亨, 清水弘文, 栃本真人, 伊藤貴章: 新しく開発された超音波碎石装置の使用経験. 泌尿器科紀要, 33, 2010—2015, 1987.
- 2) 間宮良美, 三木 誠, 松本哲夫, 秋鹿唯男, 平田 亨, 清水弘文: 改良型電気水圧碎石器の使用経験. 泌尿器科紀要, 33, 2032—2037, 1987.
- 3) 清水弘文, 松本哲夫, 間宮良美, 秋鹿唯男, 平田 亨, 栃本真人, 伊藤貴章, 三木 誠: USL と EHL の安全性の再検討とその使用手技について. 第51回日本泌尿器科学会東部総会, 1986, 10, 4.
- 4) Mulvaney, W.P. and Beck, C.W.: The laser beam in urology. Urol. Res., 4, 49—54, 1976.
- 5) 棚橋善克, 折笠誠一, 千葉隆一, 田平憲一郎, 深津勉, 宮川 決: レーザー光線の泌尿器科領域への応用, 第1報. 日泌尿会誌, 70, 1—6, 1979.
- 6) 棚橋善克, 折笠誠一, 沼田 功, 宮川 決, 田平憲一郎, 佐藤勝彦, 山本 肇: レーザー光線の泌尿器科領域への応用, 第2報. 日泌尿会誌, 71, 28—32, 1980.
- 7) Watson, G.M. and Wickham, J.E.A.: Initial experience with a pulsed dye laser for ureteric calculi. Lancet, 14, 1357—1358, 1986.
- 8) Watson, G., Murray, S., Dretler, S.P. and Parrish, J.A.: The pulsed dye laser for fragmenting urinary calculi. J. Urol., 138, 195—198, 1987.
- 9) Dretler, S.P., Watson, G., Parrish J.A. and Murray, S.: Pulsed dye laser fragmentation of ureteral calculi: Initial clinical experience. J. Urol., 137, 386—389, 1987.
- 10) Watson, G., Murray, S., Dretler, S.P. and Parrish, J.A.: An assessment of the pulsed dye laser for fragmenting calculi in the pig ureter. J. Urol., 138, 199—202, 1987.

(1989年5月26日受理, 特別掲載)