

INTRACORPOREAL HOLMIUM:YAG LASER LITHOTRIPSY - CURRENT STAGE

TENNYSON R. SILVA, MARCELO MARÍNGOLO

Kidney Stone Treatment Unit, São José do Rio Pardo, SP, Brazil

ABSTRACT

Since Mulvany and Beck first description of Ruby laser for lithotripsy, urologists have been exploiting every possible application of this technology. Relevant to urology is the recently developed Holmium:YAG laser with both soft tissue and lithotripsy applications. The Holmium:YAG laser can effectively fragment calculi of all compositions mainly through a photothermal mechanism. This mechanism result in fewer migrated and smaller stone fragments, compared to electrohydraulic lithotripsy, mechanical lithotripsy or pulsed dye lasers. Because the Holmium:YAG laser can be carried through small flexible quartz fibers, it is ideally suited for the use through small-diameter flexible ureteroscopes in the upper urinary tract. We here provide a comprehensive revision of basic concepts as wavelength, absorption coefficient, chromophores, pulsed laser and the photothermal mechanism of the Holmium:YAG laser lithotripsy. Security concerns, the impact of energy and frequency settings, as well as the influence of different fiber types and its diameters on stone fragmentation are analyzed. The clinical Holmium: YAG laser lithotripsy applications and the series reporting their use are reviewed.

Key words: laser; holmium:YAG; lithotripsy
Braz J Urol, 26: 584-590, 2000

CONCEITOS BÁSICOS EM LASER RELACIONADOS À LITOTRIPSIA

Comprimento de Onda

O laser é um feixe de luz intenso. A luz, por sua vez, é uma radiação eletromagnética. Essa radiação exibe as características de uma onda. O comprimento dessa onda é definido pela distância medida entre duas cristas consecutivas. O comprimento de onda define basicamente as características de interação de um laser com as diversas substâncias e tecidos. Como todas as ondas que compõe um feixe de laser possuem o mesmo comprimento de onda (luz monocromática), a interação do laser com as diversas substâncias e tecidos se dá de forma altamente específica (1).

Coefficiente de Absorção

Cada laser, dado o seu comprimento de onda, tem a sua energia absorvida de forma diferente por cada diferente substância ou tecido. Existem alguns

tipos de laser que são fortemente absorvidos pela água. Esta interação é importante uma vez que a água predomina na grande maioria dos tecidos. Um laser que seja altamente absorvido pela água apresentará como característica uma baixa penetração nos tecidos em geral produzindo ablação (corte e vaporização) dos tecidos de excelente qualidade sem a ocorrência de lesões térmicas causadas aos tecidos vizinhos. Outros tipos de laser são altamente absorvidos por certos pigmentos ou proteínas teciduais. Essas substâncias são ditas cromóforos desse laser. São exemplos de cromóforos a hemoglobina e a melanina. Um laser que possua como cromóforo a hemoglobina, produzirá coagulação de excelente qualidade (1).

Laser Pulsado

Os lasers podem funcionar em modo contínuo ou pulsado. No modo contínuo pode ocorrer um excessivo aquecimento da região tratada resultando em lesões térmicas indesejáveis. No modo pulsado, o feixe de luz é transmitido de forma não contínua, pro-

duzindo uma seqüência de “flashes” separados por curtíssimos intervalos de tempo. Nessa forma de uso do laser, uma energia dezenas de vezes maior que a utilizada na forma contínua pode ser aplicada. Paradoxalmente não ocorre lesão térmica porque a elevada energia transmitida por esse pulso provoca ablação instantânea do tecido. A ablação instantânea remove os restos de tecido antes que eles possam transmitir, por condução térmica, o calor aos tecidos vizinhos (1).

O LASER HOLMIUM:YAG

O laser Holmium:YAG (Ho:YAG) representa o mais recente avanço em litotripsia intracorpórea. Em 1992, Johnson constatou pela primeira vez a eficácia do laser Holmium:YAG na fragmentação de cálculos de diferentes tamanhos e composições (2). O laser Ho: YAG (Holmium:Yttrium Aluminum Garnet) é um laser com comprimento de onda de 2100 nanômetros (nm). O laser Ho: YAG opera em modo pulsado. Funciona com duração de pulso longa, de 350 a 700 microsegundos (μ s). Ele pode fornecer energias de pulso variando entre 0.2 a 3 Joules (J) e

freqüências entre 5 a 20 Hertz (Hz). É fortemente absorvido pela água, tornando-o efetivo e seguro para a realização de ablação na grande maioria dos tecidos com mínima lesão térmica causada aos tecidos vizinhos. Pode ainda ser efetivamente utilizado em ambientes submersos por qualquer tipo de líquido incluindo a urina. O laser Ho: YAG é efetivo para todos os tipos de cálculo, incluindo-se os cálculos de cistina, bruchita e de oxalato de cálcio monohidratado.

O Mecanismo Fototérmico de Litotripsia do Laser Ho: YAG

A fragmentação de cálculos pelo laser Ho: YAG se dá de forma semelhante a uma “perfuração por broca”. Os cálculos são reduzidos a poeira fina, areia e pequenos fragmentos (3). Através do uso de fotografia de alta velocidade e medida de pressão acústica junto ao cálculo durante a litotripsia, foi demonstrado que o laser Ho: YAG é altamente absorvido pela água e também por todos os materiais constituintes dos cálculos, sem exceção (4). Por causa de sua alta absorção pela água, imediatamente após a sua emissão, o feixe de laser vaporiza a mesma, pro-

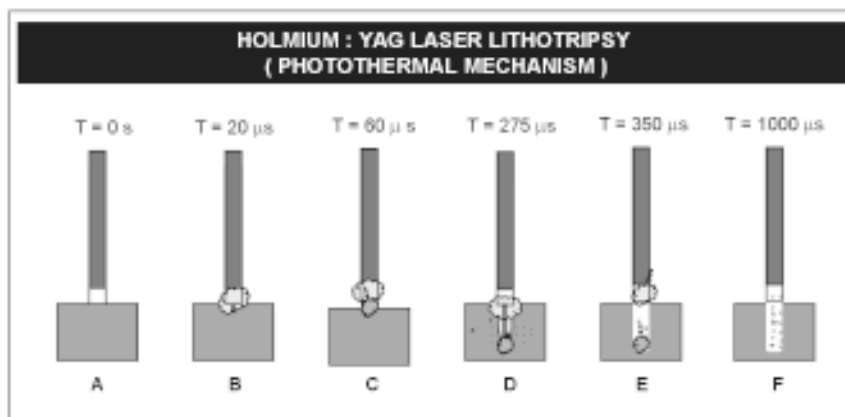


Figure 1 - Ho:YAG laser lithotripsy (lithotripsy at normal incidence). A)- the output end of the optical fiber is placed in contact with the stone surface; B)- vapor bubble begins at 20 ms; C)- lithotripsy begins at 60 ms (gray area near stone surface); D)- fragment ejection and vapor bubble continue at 275 ms; E)- pulse ends, stone ejection continues and vapor bubble is asymmetric; F)- gas bubbles are floating up from stone surface.

Esquema ilustrativo de litotripsia com laser de Holmium:YAG (incidência do feixe normal à superfície do cálculo). A)- a fibra do laser é posicionada em contato com a superfície do cálculo; B)- inicia-se a formação de uma pequena bolha de cavitação assimétrica junto à ponta da fibra (cinza claro); C)- formação de um “canal de vapor” que serve de meio de condução ao laser até à superfície do cálculo (“Efeito Moses”) e início da litotripsia (área cinza escura junto à superfície do cálculo); D)- ejeção de fragmentos finos (“efeito de broca”) e a bolha de cavitação presente; E)- aos 350 ms termina o pulso do laser, mas a ejeção de fragmentos ainda continua; F)- bolhas de gás flutuam a partir da superfície do cálculo.

duzindo uma pequena bolha de cavitação (Figura-1). Esse mesmo vapor e a longa duração do pulso desse laser dão origem a um segundo fenômeno, conhecido como “Efeito Moses” (5). O vapor d’água absorve 10.000 vezes menos a energia do laser Ho: YAG do que a água em estado líquido. Como a energia do laser em meio ao vapor não é prontamente absorvida, o feixe de luz avança formando um “canal de vapor” que serve de meio de condução ao laser até sua chegada à superfície do cálculo. A energia assim conduzida e o vapor gerado ao redor do feixe dão um aspecto alongado e assimétrico à bolha de cavitação. A expansão e subsequente colapso dessa bolha resulta em uma onda de choque acústica de baixa intensidade que não é suficiente para produzir a fragmentação ou mesmo provocar a migração do cálculo. Através da fotografia de alta velocidade também se verificou que a litotripsia ocorre já com 60 μ s, muito antes do colapso da bolha de cavitação. A exposição do cálculo à energia do laser Ho: YAG é tanto maior quanto menor é a distância da ponta da fibra à superfície do cálculo. Por esse motivo, a litotripsia com laser Ho: YAG é realizada posicionando-se a fibra em contato (“laser de contato”) com a superfície do cálculo (5). Demonstrou-se uma perda de massa significativamente maior nos cálculos (de todas as composições) submetidos à litotripsia em condições normais de temperatura do que em cálculos congelados submetidos à litotripsia. Também se verificou maior perda de massa em cálculos submetidos à litotripsia na presença de ar do que em cálculos submetidos à litotripsia em meio líquido (resfriados pela irrigação). Os produtos recuperados de cada cálculo após a litotripsia, em todos os casos, corresponderam a produtos de degradação térmica dos materiais inicialmente constituintes do cálculo.

Foi ainda demonstrado que, em geral, o efeito de vaporização do cálculo dado pelo laser Ho: YAG é tanto maior quanto mais baixa é a temperatura de fusão dos materiais constituintes desse cálculo (6).

Devido ao mecanismo de ação fototérmico do laser Ho: YAG o problema da retropulsão durante a litotripsia não ocorre. Foi demonstrado em estudo experimental que a retropulsão do cálculo pelo uso do laser Ho: YAG só ocorre quando são utilizadas baixas densidades de energia (baixos níveis de ener-

gia de pulso em associação com fibras de maior diâmetro). Essa situação não se reproduz na prática uma vez que nessas condições a litotripsia com o laser Ho: YAG não ocorre (7).

Fibras de Quartzo, Níveis de Energia e Frequência de Pulso

Comprimentos curtos de onda, compondo o espectro de luz visível e próximo ao infravermelho (de 300 a 2100 nm) permitem ao laser ser transmitido através de fibras. As fibras utilizadas em associação com o laser Ho: YAG são fibras de quartzo de baixo teor de água especialmente revestidas, para evitar a absorção da energia do laser pela água.

A seleção apropriada da fibra, nível de energia e frequência do pulso otimizam o resultado da litotripsia e minimizam despesas com material. Fibras de menor diâmetro, de 200 ou 365 micrômetros (μ m), em combinação com ureteroscópios semi-rígidos e flexíveis devem ser usados no tratamento de cálculos do trato urinário alto.

As fibras de 365 μ m devem ser usadas no tratamento dos cálculos ureterais onde mínimas deflexões do ureteroscópio são necessárias para a litotripsia nessas condições. Como as fibras de 200 μ m são mais caras, seu uso deve ser reservado para a fragmentação do cálculo intra-renal, especialmente para o cálculo de cálice inferior, onde se requer a máxima deflexão do ureteroscópio flexível. As energias ideais para as fibras pequenas (200 e 365 μ m) são sempre inferiores a 1.0 J com frequência variando de 5 a 10 Hz (8).

As fibras maiores (550 e 1000 μ m) podem ser usadas no tratamento de cálculos renais (por via percutânea) ou vesicais, onde não há necessidade de grandes deflexões das mesmas. A fibra de 550 μ m deve ser a preferida nessas condições por ser comparável em eficácia à fibra de 1000 μ m e por ser mais barata. A energia empregada pode ser de até 2.0 J com frequências de até 15 Hz sem ocorrência de dano à fibra. Deve-se notar que durante o emprego de altas frequências a visibilidade do procedimento pode ser afetada.

A emissão do laser na extremidade distal da fibra pode se dar lateralmente (“side firing”) ou em continuação ao eixo longitudinal da fibra (“end firing”). O ângulo de incidência do feixe de laser Ho:

YAG sobre a superfície do cálculo interfere na eficiência da litotripsia (Figura-2). Foi verificado que o uso de fibras “side firing” produz velocidade de fragmentação maior do que as fibras “end firing” para tratamento de cálculos renais por via percutânea e para tratamento de cálculos vesicais por via transuretral (9 e 10). Essa constatação prática deriva do comportamento do laser Ho: YAG expresso pela fórmula $E = \Phi \cos(\alpha) / \pi r^2$, onde “E” representa a exposição do cálculo à energia do laser (medida em Joules / cm²), “Φ” representa a energia do pulso do laser (medida em Joules), “α” é o ângulo de incidência do feixe de laser em relação à superfície do cálculo e “r” representa o raio da área de contato gerada pelo feixe de laser sobre a superfície do cálculo. Disso resulta que para um ângulo α igual a 0° (incidência do feixe normal à superfície do cálculo) obtém-se efeito de fragmentação máxima (cos 0° = 1) e para um ângulo de 60°, obtém-se uma perda de efeito de fragmentação de 50% (cos 60° = 1/2) quando comparado à condição anterior (Figura-2). Foi observado

que no tratamento de cálculos vesicais, a fibra “end firing” tende a orientar o feixe de forma a atingir mais tangencialmente a superfície do cálculo. Na via retrógrada e para o reduzido espaço intra-renal isso também ocorre. Com base nessas observações demonstrou-se clinicamente que o uso de uma fibra do tipo “side firing” de 70° oferece maior liberdade e controle no posicionamento do feixe em incidência mais normal à superfície do cálculo levando a velocidades de fragmentação significativamente maiores (10).

O Uso de Guias Durante a Litotripsia com o Laser Ho:YAG

Nenhum guia é imune a ação do laser Ho: YAG quando ocorre contato do feixe de laser com o mesmo. A integridade do guia deve ser sempre observada evitando-se o abandono de fragmentos do mesmo no interior do sistema coletor após a conclusão do procedimento. Em geral, a energia requerida para induzir um defeito ou corte ao guia é superior àquela necessária para a realização da litotripsia

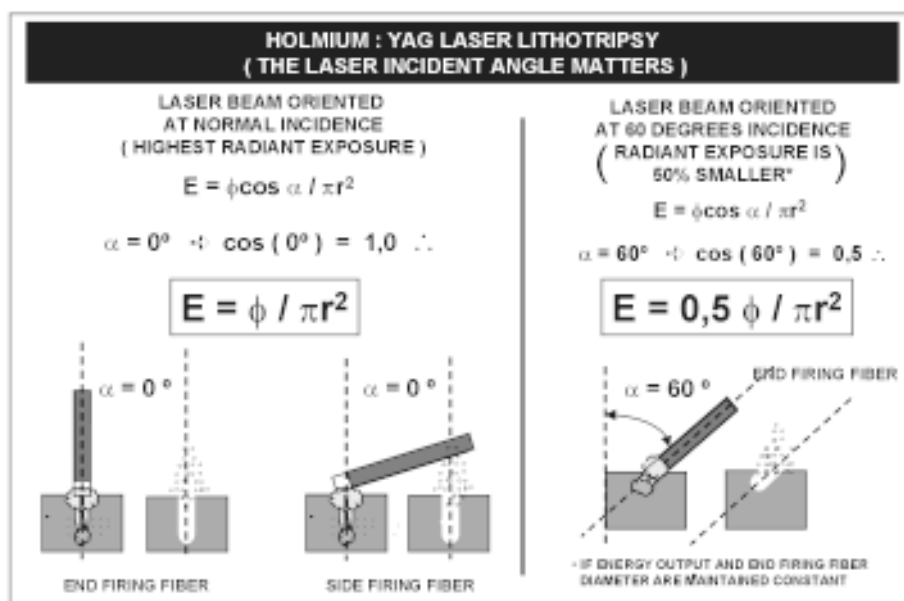


Figure 2 - Ho:YAG laser lithotripsy. Laser fiber is oriented at normal incidence ($\alpha = 0^\circ$) yielding the highest energy density and maximum lithotripsy. When the incident angle is 60 degrees, laser energy is spread over large surface resulting in low energy density and reduction of lithotripsy in 50% (if energy output and fiber diameter are maintained constant).

Litotripsia com laser de Holmium:YAG. Feixe de laser incidindo em posição normal à superfície do cálculo obtém-se o efeito máximo de litotripsia (tanto para as fibras “end firing” como para as “side firing”). Para uma inclinação do feixe de laser de 60° em relação à superfície do cálculo ($\alpha = 60^\circ$), ocorre uma redução do efeito de litotripsia de 50% (se mantidos constantes o nível de energia do pulso e o diâmetro da fibra).

(quando se observa a distância mínima de 1 mm entre a fibra e o guia). Guias revestidos de “PTFE” ou outros materiais parecem não oferecer maior proteção aos efeitos do laser (11).

Questões de Segurança

Para evitar-se lesões às paredes do urotélio, dois cuidados básicos devem ser tomados: o posicionamento acurado da fibra e um campo de visão livre (12). Por causa do “efeito de broca” do laser, muito cuidado deve ser tomado para que não ocorra a transfixação do cálculo pela fibra com lesão de estruturas localizadas posteriormente ao mesmo (3). A fibra também deve ser mantida 5 mm à frente da ótica do aparelho para evitar danos à lente do mesmo. A distância de 1 mm da mucosa já é suficiente para evitar a ocorrência de lesões à mesma (4). A luz do laser Ho: YAG apresenta afinidade por cromóforos presentes na córnea e retina do olho humano que suscitam a necessidade do emprego de óculos de proteção. Os óculos de proteção do laser de Ho: YAG filtram simultaneamente comprimentos de onda inferiores a 310 nm e superiores a 825 nm (abaixo e acima do espectro de cores visível ao olho humano). Dessa forma, os óculos de proteção do laser de Ho: YAG não interferem na percepção das cores pelo cirurgião (13).

Outra questão de segurança envolvendo o laser Ho: YAG diz respeito ao tratamento dos cálculos de ácido úrico. Sabe-se que o cianeto pode ser produzido a partir do aquecimento de ácido úrico. Estudando-se experimentalmente a litotripsia do cálculo de ácido úrico pelo laser Ho: YAG foi demonstrada a produção, entre outras substâncias, de cianeto e de ácido cianúrico (5,14). A dose letal de cianeto por via oral é de 50 mg. Para obter-se essa quantidade a partir do aquecimento de ácido úrico seria necessário empregar mais de 100 KJ de energia com um laser de Ho: YAG, circunstância que provavelmente não se verifica na prática. Mesmo assim, é recomendado ter em mente a possibilidade dessa complicação durante o tratamento de cálculos de ácido úrico mantendo-se os devidos cuidados em relação ao paciente, pessoal médico e recursos de tratamento frente a uma eventual intoxicação por cianeto.

Complicações pelo Emprego do Laser Ho: YAG

Complicações com o uso do laser Ho:YAG tem sido poucas e principalmente devidas ao uso inapropriado do ureteroscópio, dilatadores e guias ou a incapacidade de acessar o cálice inferior através da ureteroscopia flexível (3,15-17).

Litotripsia Intracorpórea com Laser Ho:YAG - Resultados Clínicos

Foi demonstrado que a litotripsia com laser Ho:YAG resulta em fragmentos menores que aqueles obtidos com o uso dos litotritores balístico, eletrohidráulico ou laser “pulsed dye”, não importando o tamanho ou a composição do cálculo (9).

Os resultados de litotripsia com o laser Ho:YAG para cálculos ureterais são excelentes sendo que alguns autores chegam a apontá-lo como tratamento de primeira escolha para os cálculos de ureter distal. Quando considerado o tratamento de cálculos de qualquer localização, tamanho ou composição, as taxas de sucesso superam os 90% (3). Os casos não resolvidos, em geral, são devidos a problemas não relacionados ao laser, mas antes relacionados à localização do cálculo ou a dificuldade em acessá-lo (estenose ureteral e alterações anatômicas).

Na via retrógrada, a ureteroscopia associada ao uso da fibra de 200 μ m demonstrou ter enorme utilidade e eficácia (3,18).

Utilizando-se exclusivamente ureteroscópio flexível e laser Ho:YAG por via retrógrada em 303 pacientes, obteve-se sucesso no tratamento de 97% dos casos de cálculo ureteral e de 79% dos casos de cálculo intra-renal. Quando o tratamento do cálculo de trato urinário superior foi realizado em 2 tempos cirúrgicos, a taxa de sucesso aumentou para 91% (17).

Quando considerada a aplicação do laser Ho:YAG ao tratamento de cálculos urinários em geral (por via retrógrada ou anterógrada) os resultados demonstraram ser altamente satisfatórios. Numa série de 210 pacientes, foram tratados cálculos de todos os tipos de composição. De 109 cálculos ureterais, 106 foram tratados por via retrógrada com sucesso em 97% dos casos após um único procedimento. De 113 cálculos renais, 99 foram tratados por via retrógrada e destes, 79 (80%) foram tratados em uma úni-

ca sessão. A combinação com a ureteroscopia flexível (com deflexão ativa) permitiu o tratamento de 38 cálculos de cálice inferior (de um total de 45 casos) resultando em taxa de sucesso de 84%. O sucesso para tratamento de cálculos intra-renais independentemente de seu tamanho, formato ou posição, foi de 90%. Todos os 28 pacientes com cálculos vesicais foram tratados com um único procedimento (19).

Em outra série de 160 pacientes (127 com cálculo ureteral, 18 com cálculo renal e 15 com cálculo de bexiga) resultados semelhantes foram alcançados. Dos 18 pacientes com cálculo renal, 16 foram abordados por via percutânea, sendo que 5 destes (com cálculos de tamanho médio de 3.5 cm) resultaram livres de cálculo após um único procedimento. Os 2 restantes foram tratados por via retrógrada (um cálculo de JUP e um de cálice inferior) também em uma única sessão. Nos 127 pacientes com cálculo ureteral, uma taxa de sucesso de (97%) foi obtida. Todos os 15 pacientes com cálculos vesicais foram tratados em uma única sessão. O autor termina concluindo que o laser Ho:YAG é eficiente, seguro e versátil (12).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento da endourologia abriu espaço à utilização do laser. O laser Ho: YAG veio ocupar esse espaço facultando ao urologista o seu emprego no tratamento de afecções cutâneas, estenoses, tumores uroteliais, HPB e litíase urinária. Duas restrições podem ser feitas ao uso do laser Ho:YAG. A primeira, relativa ao custo do equipamento. Se considerado esse equipamento para fins exclusivos de litotripsia, ele pode não se mostrar atraente do ponto de vista de investimento (10). A segunda restrição ao laser holmium:YAG consiste na verificação prática de uma menor velocidade de litotripsia desse equipamento quando comparado aos outros métodos disponíveis. Essa segunda restrição vem sendo superada através da correta utilização das diferentes fibras, bem como do correto ajuste do nível de energia e frequência de pulso a serem utilizados em cada diferente procedimento.

Do ponto de vista do paciente, o uso do laser Ho:YAG faculta ao urologista o tratamento de casos

clínicos complicados onde a anestesia geral e o sangramento precisam ser evitados. De todos os lasers utilizados em litotripsia, o laser Ho: YAG apresenta as melhores características e resultados.

REFERÊNCIAS

1. Trost D, Zacherl A, Smith MFW: Surgical Laser Properties and Their Tissue Interaction. In: Mansfield FW, McElveen JT (eds.): Neurological Surgery of the Ear. Philadelphia, Mosby, pp. 131-161, 1992.
2. Johnson DE, Cromeens DM, Price RE: Use of the Holmium:YAG laser in urology. *Lasers Surg Med*, 12: 353-363, 1992.
3. Wollin TA, Denstedt JD: The holmium laser in urology. *J Clin Laser Med Surg*, 16: 13-20, 1998.
4. Zhong P, Tong H, Cocks FH, Pearle MS, Preminger GM: Transient cavitation and acoustic emission produced by different laser lithotripters. *J Endourol*, 12: 371-378, 1998.
5. Vassar GJ, Chan KF, Teichman JMH, Glickman RD, Weintraub ST, Pfefer TJ, Welch AJ: Holmium: YAG lithotripsy: photothermal mechanism. *J Endourol*, 13: 181-190, 1999.
6. Teichman JMH, Vassar GJ, Glickman RD: Holmium: YAG lithotripsy efficiency varies with stone composition. *Urology*, 52: 392-397, 1998.
7. Calvano CJ, Moran ME, White MD, Borhen-Manesh A, Mahlhaft BA: Experimental utilization of the ureteroscopic lithotripsy: energy analysis. *J Endourol*, 13: 113-115, 1999.
8. Kuo RL, Aslan P, Zhong P, Glenn MP: Impact of holmium laser settings and fiber diameter on stone fragmentation and endoscope deflection. *J Endourol*, 12: 523-527, 1998.
9. Teichman JMH, Vassar GJ, Bishoff JT, Bellman GC: Holmium:YAG lithotripsy yields smaller fragments than lithoclast, pulsed dye laser or electrohydraulic lithotripsy. *J Urol*, 159: 17-23, 1998.
10. Teichman JMH, Rao RD, Glickman RD, Harris JM: Holmium:YAG percutaneous nephrolithotomy: the laser incident angle matters. *J Urol*, 159: 690-694, 1998.
11. Freiha GS, Glickman RD, Teichman JMH: Holmium:YAG laser induced damage to

- guidewires: experimental study. *J Endourol* 11: 331-336, 1997.
12. Gould DL: Holmium: YAG laser and its use in the treatment of urolithiasis: our first 160 cases. *J Endourol*, 12: 23-26, 1998.
 13. Teichman JMH, Johnson AJ, Yates JT, Angle BN, Dirks MS, Muirhead JT, Thompson IM, Pearle MS: Color vision deficits during laser lithotripsy using safety goggles for coumarin green or alexandrite but not with holmium:YAG laser safety goggles. *J Urol*, 159: 683-689, 1998.
 14. Teichman JMH, Vassar GJ, Glickman RD, Beserra CM, Cina SJ, Thompson IM. Holmium:YAG lithotripsy: photothermal mechanism converts uric acid calculi to cyanide. *J Urol*, 160: 320-324, 1998.
 15. Beaghtler M, Poon M, Ruckle H, Stewart S, Weil D: Complications employing the holmium:YAG laser. *J Endourol*, 12: 533-535, 1998.
 16. Bercowsky E, Shalhav AL, Elbahnasy AM, Owens E, Clayman RV: The effect of patient position on intrarenal anatomy. *J Endourol*, 13: 257-260, 1999.
 17. Grasso M, Bagley D: Small diameter, actively deflectable, flexible ureteropyeloscopy. *J Urol*, 160: 1648-1654, 1998.
 18. Maríngolo M, Claro JFA, Srougi M: Flexible ureteroscopy for treatment of residual calculi in the kidney after extra corporeal shockwave lithotripsy. *Braz J Urol*, 26: 156-162, 2000.
 19. Grasso M, Chalik Y: Principles and applications of laser lithotripsy: experience with the holmium laser lithotrite. *J Clin Laser Med Surg*, 16: 3-7, 1998.

Received: July 17, 2000

Accepted after revision: October 31, 2000

Correspondence address:

Dr. Tennyson René Silva
 Rua Dr. Martinico Prado, 361/74
 São Paulo, SP, 01224-010, Brazil
 Fax: + 55 (11) 3661-0475