

HERBERT SAUER

**Tratamento transureteroscópico do
cálculo ureteral com
HOLMIUM: YAG laser**

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção de Título de Mestre em Ciências.*

Área de Concentração: Urologia

Orientador: Prof. Dr. Artur Henrique Brito

São Paulo
2004

HERBERT SAUER

**Tratamento transureteroscópico do
cálculo ureteral com
HOLMIUM: YAG laser**

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção de Título de Mestre em Ciências.*

Área de Concentração: Urologia

Orientador: Prof. Dr. Artur Henrique Brito

São Paulo
2004

Ficha Catalográfica

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Sauer, Herbert

**Tratamento transureteroscópico do cálculo ureteral com Holmium
: Yag laser** / Herbert Sauer. -- São Paulo, 2004.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de
São Paulo.

Departamento de Cirurgia.

Área de concentração: Urologia.

Orientador: Artur Henrique Brito.

Descritores: 1.CÁLCULOS URETERAIS/cirurgia
2.URETEROSCOPIA/métodos 3.LASERS/uso terapêutico
4.LITOTRIPSIA A LASER/efeitos adversos 5.RESULTADO DE
TRATAMENTO

USP/FM/SBD-047/04

*Para **Maria Teresa**, pela capacidade de superação, pela compreensão e pelo exemplo de vida.*

*Para **Lorenzo** e **Augusto**, pelo sentido especial que dão à minha vida.*

*Para meus pais, **Elmar** e **Renei** (in memoriam), pelo amor e perseverança.*

Agradecimentos

- Ao Prof. Dr. **Sami Arap**, Professor Titular da Disciplina da Urologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de freqüentar seu serviço e de realizar esse trabalho, meus agradecimentos.
- Ao Prof. Dr. **Artur Henrique Brito**, meu orientador, meu especial agradecimento pelo conhecimento, paciência, compreensão e disponibilidade.
- À **Clair Azevedo**, pela dedicação e paciência na formatação desse trabalho.
- À Prof. **Clarice Bohn Knies**, pela correção da escrita e preciosa ajuda na construção desse texto.
- Ao Prof. Dr. **Mário Bernardes Wagner**, pela análise epidemiológica dessa série.
- Aos **docentes, assistentes, pós-graduandos, residentes e funcionários** da Divisão de Clínica Urológica do HCFMUSP, pela colaboração indispensável para que esse trabalho se realizasse.
- À Sra. **Elisa Cruz Arruda e Silva**, secretária da pós-graduação, pela atenção e pelo carinho dispensados a todos os pós-graduandos.
- Ao acadêmico **Daniel VonSpritzenberger**, pela colaboração na coleta de dados.
- Aos **funcionários** e à **direção** do Hospital Mão de Deus de Porto Alegre, pela indispensável colaboração na realização dos procedimentos dessa série, e pelo estímulo à produção científica.
- À **área de marketing** e **área médica** do Hospital Mãe de Deus, pela disponibilidade e interesse.
- À minha **família**, pela dedicação, compreensão e desprendimento com que suportaram os momentos difíceis e as ausências freqüentes.
- À **Ida Coffferri**, pela incansável dedicação.

Sumário

Lista de Abreviaturas

Lista de Tabelas

Lista de Figuras

RESUMO

SUMMARY

1 INTRODUÇÃO	2
1.1 Epidemiologia da litíase urinária	2
1.2 Quadro clínico	3
1.3 Análise urinária	3
1.4 Diagnóstico por imagem	4
1.5 Tratamento clínico da litíase ureteral	7
1.6 Litotripsia extracorpórea por ondas de choque	11
1.7 Tratamento endoscópico da litíase ureteral	14
1.7.1 Histórico da endourologia	14
1.7.2 A ureterorenoscopia no tratamento da litíase ureteral	16
1.7.3 Litotripsia intracorpórea	18
1.7.3.1 Litotripsia intracorpórea eletrohidráulica (EHL).....	18
1.7.3.2 Litotripsia intracorpórea ultra-sônica (LU).....	21
1.7.3.3 Litotripsia intracorpórea pneumática (LP).....	23
1.7.3.4 Litotripsia intracorpórea a laser (LL).....	25
1.7.4 Litotripsia intracorpórea com Holmium:YAG laser	33
1.7.5 Outros sistemas de litotripsia intracorpórea	40
2 OBJETIVO	44
3 CASUÍSTICA E MÉTODOS	46
4 RESULTADOS	55
5 DISCUSSÃO	60
6 CONCLUSÃO	96
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	98
ANEXO	

Lista de Abreviaturas e Sinais

%	porcentagem
µm	micrômetro
µs	microsegundo
atm	atmosfera
cm	centímetro
DE	densidade de energia
EHL	litotripsia eletrodráulica
EKL	impactador eletromecânico
Er:YAG laser	<i>Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser</i>
<i>Et al.,</i>	e outros
Fr	<i>french</i>
He-Ne	hélio-neon
Holmium:YAG laser	<i>Holmium: Yttrium-Aluminum Garnet laser</i>
Hz	hertz
J	joule
KHz	kilo-hertz
LECO	litotripsia extracorpórea por ondas de choque
LL	litotripsia intracorpórea à laser
LP	litotripsia intracorpórea pneumática
LU	litotripsia intracorpórea ultra-sônica
m	metro
m/s	metros por segundo
mJ	milijoule
min	minutos
Nd:YAG laser	<i>Neodymium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser</i>
nm	nanômetro
ns	nanossegundos
p	página
TC	tomografia computadorizada
UGE	urografia excretora
URS	ureteroscopia
US	ultra-sonografia
v	volume
W	watt

Lista de Tabelas

Tabela 1	Especificações dos principais litotritores a laser.....	33
Tabela 2	Pacientes com cálculos ureterais tratados com Holmium:YAG laser	57
Tabela 3	Revisão da literatura: uso da EHL* em cálculos ureterais – 1983-1999	68
Tabela 4	Revisão da literatura: uso da LU* em cálculos ureterais – 1987-1998.....	69
Tabela 5	Revisão da literatura: uso da LP* em cálculos ureterais – 1994-2001.....	69
Tabela 6	Revisão da literatura: uso do Holmium:YAG laser em cálculos ureterais - 1996-2002.....	70
Tabela 7	Revisão da literatura: pulsed-dye laser em cálculos ureterais - 1990-1998	71
Tabela 8	Revisão da literatura: sistemas de litotripsia intracorpórea - 1983-2002.....	71
Tabela 9	Resultados com Holmium:YAG laser – diferentes autores – 1996-2002.....	75
Tabela 10	Comparação de custos entre os litotritores intracorpóreos.....	93

Lista de Figuras

Figura 1a e 1b	Equipamento de laser Dornier/Medilas H [®]	48
Figura 2	Fibra de quartzo para Holmium:YAG laser e material necessário para o corte da fibra.....	49
Figura 3a	Mesa cirúrgica montada: endoscópios.....	50
Figura 3b	Mesa cirúrgica montada: material descartável.....	51
Figura 4 (a-i)	Processo de fragmentação de cálculo ureteral com Holmium:YAG laser.....	58

RESUMO

RESUMO

Objetivo: O Holmium:YAG laser é o método de litotripsia intracorpórea para cálculos urinários mais recentemente introduzido em nosso meio. O objetivo deste estudo é analisar a eficácia e as complicações imediatas do tratamento de pacientes com cálculos ureterais com essa fonte de energia.

Casuística e Métodos: Foram tratados 16 pacientes, nove homens e sete mulheres, portadores de cálculos ureterais sintomáticos, maiores ou iguais a 6 mm, ou com evolução superior a 30 dias. A média de idade foi 42 anos (6-68 anos). Quatro cálculos estavam localizados no ureter superior, seis no ureter médio e seis no ureter inferior. A técnica empregada foi a de vaporização do cálculo com Holmium:YAG laser, através de ureteroscopia. Utilizou-se exclusivamente ureteroscópio semi-rígido de 7 Fr.

Resultados: A taxa de sucesso obtida foi de 87,5%, sem diferença estatisticamente significativa em relação ao relatado na literatura. Todos os cálculos foram fragmentados. Os dois insucessos da série ocorreram com cálculos localizados em ureter superior, em que fragmentos foram deslocados para o rim. As complicações observadas foram três perfurações ureterais e dois casos de febre.

Conclusão: O Holmium:YAG laser é eficaz no tratamento endoscópico do cálculo ureteral. Medidas destinadas a prevenir a migração retrógrada do cálculo ou de seus fragmentos devem ser tomadas, principalmente no tratamento dos cálculos localizados em ureter superior. A litotripsia com Holmium:YAG laser não é, entretanto, um método isento de complicações, particularmente no que se refere ao tratamento de cálculos impactados de ureter superior.

SUMMARY

SUMMARY

Objective: Holmium:YAG laser is the more recently method of intracorporeal lithotripsy of urinary calculi introduced in our area. The purpose of this study is to analyze the technique and to evaluate the immediate results and complications in the treatment of patients with ureteral calculi.

Casuistry and Methods: Sixteen patients were treated, nine men and seven women, carrying symptomatic ureteral stones, bigger than 6 mm or with evolution superior to 30 days. The average age was 42 years old (6-88 years old). Four stones were localized in upper ureter, six in middle ureter, and six in lower ureter. The technique employed was the vaporization of the stone with Holmium:YAG laser, through ureteroscopy. It was used exclusively 7-Fr semirigid ureteroscope.

Results: The rate of success attained was of 87.5%, with no statistically significant differences regarding the reports in literature. All the stones were fragmented. The two failures of the series occurred with stones localized in upper ureter, in which fragments were displaced to kidney. The complications observed were three ureteral perforations and two fever cases.

Conclusion: Holmium:YAG laser is effective in the endoscopic treatment of ureteral stones. Measures aimed at preventing retrograde migration of stones or fragments should be taken, mainly when the stone are located in the upper ureter. However, lithotripsy with Holmium:YAG laser may be associated with complications, particularly in what concerns the treatment of impacted stones.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1 Epidemiologia da litíase urinária

A litíase urinária é a terceira afecção mais comum do trato urinário, depois das infecções e das doenças da próstata¹⁷². Tem prevalência de 0,15% a 0,20% na população mundial²⁰¹ e incidência anual de 2,6% na população americana, sendo que cerca de 40% a 50% dos acometidos realizam alguma forma de intervenção terapêutica¹⁶⁰. O cálculo urinário é responsável por uma em cada 1.400 admissões pediátricas e atinge cerca de 0,026% a 0,053% das gestações nos Estados Unidos da América^{161, 200}. A prevalência do cálculo urinário é duas a três vezes mais comum em homens do que em mulheres, com exceção dos cálculos associados a infecção²⁰¹. Estima-se, a partir da literatura mundial, que a chance de uma pessoa formar um cálculo durante a sua vida é de 2% a 10%, havendo grande variação geográfica na distribuição desses índices²⁰².

Não existem estudos brasileiros abrangentes a respeito da prevalência ou incidência do cálculo ureteral. Alguns autores têm publicado estudos a respeito da incidência em determinadas localidades ou regiões, os quais, infelizmente, não servem de modelo para o restante do país, devido às

grandes diferenças raciais e nutricionais existentes em um país de dimensão continental como o Brasil³.

1.2 Quadro clínico

O sintoma mais comum do cálculo ureteral é a cólica renal. Trata-se de um complexo de sinais e sintomas que inclui dor súbita e intensa que inicia, em geral, pelo flanco e irradia para o abdômen ou testículo no homem ou para os grandes lábios na mulher. Não costuma existir uma posição que alivie a dor. Quando o cálculo se encontra próximo à bexiga, surgem sintomas de freqüência e urgência miccional. Náuseas e vômitos são comuns, assim como íleo adinâmico ou diarréia. Eventualmente, existe hipertensão arterial sistêmica como decorrência da dor. Habitualmente, durante o episódio da cólica renal, o paciente encontra-se bastante agitado. Febre é um sinal incomum, exceto na presença de infecção^{128, 152}.

1.3 Análise urinária

Não existem achados patognomônicos da litíase ureteral no exame de urina, mas a análise do sedimento urinário revela hematúria na maior parte dos casos. Piúria pode estar presente, mesmo na ausência de infecção. A cristalúria, se presente, pode ajudar na identificação dos constituintes do cálculo^{128, 152}.

1.4 Diagnóstico por imagem

Os exames habitualmente utilizados no diagnóstico do cálculo urinário e, conseqüentemente, na avaliação de suas medidas são a ultra-sonografia (US), o estudo radiológico simples do abdômen (raio X de abdômen), a urografia excretora (UGE) e a tomografia computadorizada helicoidal (TC). Eles possuem, entretanto, características próprias que lhes conferem sensibilidades e especificidades diferenciadas. Além disso, a medida de um cálculo por qualquer um desses exames pode não ser precisa.

Um cálculo diagnosticado pelo raio X de abdômen, por exemplo, costuma ter o tamanho superestimado, uma vez que tem sua imagem projetada. Cerca de 90% de todos os cálculos urinários são radiopacos e, portanto, visualizados ao raio X¹¹⁵.

Além da sua constituição, outros fatores, como o tamanho, a qualidade do equipamento disponível, o biótipo do paciente ou a eficiência do preparo intestinal, influenciam o diagnóstico radiológico de um cálculo urinário. Cálculos menores de 3 mm são mais difíceis de serem diagnosticados tanto ao raio X como à US⁶¹.

Embora, eventualmente, a US não identifique um cálculo ureteral, ela pode apontar evidências indiretas da sua existência, como a presença de dilatação ureteral acima de sua localização. Freqüentemente, entretanto, essa dilatação não é demonstrável nos momentos iniciais de uma cólica renal, o mesmo ocorrendo com os cálculos que não são obstrutivos. A associação do Doppler à US permite um aumento significativo da sensibilidade do método^{75, 152}.

Embora isoladamente o raio X simples de abdômen tenha sensibilidade de 45% a 77% e especificidade de 74% a 87%, em conjunto com a US sua

sensibilidade e especificidade aumentam para até 94% a 97% e 67% a 90%, respectivamente^{5, 75, 158, 182}.

Isoladamente, a US tem sensibilidade média de 53% a 78,3%, sendo de 67% a 83,2% para o ureter superior, 40% para o ureter médio e 56% a 68% para o ureter inferior, podendo atingir 98% na existência de hidronefrose significativa^{4, 158}.

A associação da US com o raio X simples do abdômen orientado para rins, ureteres e bexiga, quando diagnóstica, permite uma dupla avaliação da medida dos cálculos e tem sido o método inicial preferencial no diagnóstico por imagem do paciente com cólica renal em nosso meio, principalmente em função do menor custo, da ampla disponibilidade e da rapidez com que pode ser realizado^{5, 75, 152, 203}.

Quando da impossibilidade de diagnóstico com esses exames, pode-se utilizar a UGE ou a TC. A TC helicoidal do abdômen, preferencialmente com reconstrução coronal ou longitudinal, com cortes de 5 mm, possui maior sensibilidade e especificidade que qualquer outro método habitualmente empregado para o diagnóstico do cálculo ureteral, superior, inclusive, à UGE, sendo, por isso, considerada o padrão-ouro na investigação dessa condição^{56, 61, 87}. A TC pode demonstrar obstrução em cerca de 90% dos pacientes com cólica renal; alguns autores relatam de 94% a 100% de sensibilidade e de 96% a 100% de especificidade com esse exame^{4, 87, 180, 182}. Mesmo na eventualidade de a TC não demonstrar um cálculo, ela pode evidenciar sinais indiretos da sua presença, tais como coleções líquidas perirrenais, em geral discretas, e edema inflamatório periureteral^{4, 87}.

A TC helicoidal apresenta outras vantagens em relação à UGE. É mais rápida de ser realizada, o que é particularmente importante considerando que esse exame freqüentemente é solicitado em serviços de urgência médica. HOLMER *et al.*,⁸⁷ (2001) demonstraram sensibilidade e especificidade semelhantes entre a UGE e a TC, mas enquanto a TC consumiu, em média, 21,2 minutos para ser realizada, a UGE consumiu 92,2 minutos. Outras vantagens da TC helicoidal são a sua segurança, já que ela dispensa o uso de contraste e utiliza menos radiação, bem como a possibilidade de diagnosticar outras causas de dor abdominal^{4, 87}. Ela possibilita uma avaliação aproximada do grau de fragilidade de determinados cálculos e, em algumas situações, sua constituição. Tais informações podem auxiliar, ainda que eventualmente, na escolha da abordagem terapêutica mais adequada.

Além disso, ela sofre menos influência com relação ao tamanho ou localização dos cálculos, uma vez que pequenos cálculos, principalmente aqueles radiotransparentes, assim como cálculos sobrepostos sobre os ossos da pelve ou dificuldades em se obter preparo intestinal adequado costumam ser importantes fatores limitantes à UGE⁵⁶. Contudo, a UGE tem custo menor do que a TC e mais freqüentemente está disponível^{5, 182}.

Finalmente, a uroressonância nuclear magnética com gadolínio, embora eventualmente superior à UGE em pacientes com função renal reduzida, é inferior a este exame na maioria das situações⁵. Por ser isenta de radiação, ela pode ser útil em gestantes, embora, nessas pacientes, uma UGE limitada com apenas três filmes possa ser realizada com segurança¹⁰⁸.

1.5 Tratamento clínico da litíase ureteral

Embora a maioria dos cálculos ureterais seja eliminada espontaneamente, isso em geral não acontece sem desconforto ou custos. Cálculos ureterais de qualquer tamanho podem causar obstrução, com dano potencial à função renal⁹³.

Vários fatores devem ser pesados na escolha entre uma conduta expectante ou terapêutica. Os fatores que influenciam a decisão podem estar ligados ao cálculo, como localização, tamanho, composição, tempo e grau de obstrução. Podem também estar relacionados a fatores clínicos, como intensidade dos sintomas, presença de infecção, rim único, gestação, anatomia do ureter, alterações da coagulação sanguínea ou co-morbidades. Finalmente, podem estar ligados a fatores técnicos, como equipamentos disponíveis, experiência do cirurgião e custos, ou, ainda, à condição do paciente, como suas expectativas, sua profissão ou seu grau de tolerância aos sintomas^{13, 131, 132, 186, 227}.

Com o aumento da eficácia e a diminuição da morbidade das diversas opções disponíveis para o tratamento do cálculo urinário, bem como com o surgimento de alternativas cada vez mais seguras e efetivas para esse fim, tem aumentado a frequência com que alguma abordagem terapêutica invasiva é indicada^{13, 90, 129}.

Ainda assim, a maioria dos cálculos ureterais é eliminada espontaneamente. Na ausência de compressões ureterais extrínsecas ou de obstruções intrínsecas, o tamanho do cálculo é o principal fator isolado determinante de sua eliminação espontânea^{13, 90, 176}. SEGURA *et al.*,¹⁷¹ (1997), analisando dados de 327 publicações prévias, encontraram taxas de

eliminação espontânea variando de 29% a 98% para cálculos de até 5 mm localizados na metade proximal do ureter e de 71% a 98% quando na metade distal. Essas taxas caíram para 10% a 53% e para 25% a 53%, respectivamente, para os cálculos de 6 a 10 mm. Segundo essa publicação, que traduz a orientação da Sociedade Americana de Urologia (AUA) para o tratamento da litíase ureteral, cálculos de até 5 mm no maior diâmetro, principalmente quando localizados em ureter inferior, têm alta probabilidade de ser eliminados espontaneamente. Nessas situações, a conduta expectante é a preferencial.

A localização do cálculo no momento do diagnóstico também influencia a taxa de eliminação espontânea^{90, 129}. São três os pontos que mais freqüentemente determinam dificuldade à passagem de um cálculo ureteral, em função do menor diâmetro do ureter nesses segmentos: a junção pielo-ureteral (JUP), o cruzamento dos vasos ilíacos e a sua porção intramural¹⁸⁶. Enquanto cerca de 70% dos cálculos localizados em ureter inferior são eliminados espontaneamente, isso ocorre somente com 20% daqueles localizados em ureter superior^{131, 203}.

Alguns estudos tentam encontrar métodos que permitam uma previsão mais realista tanto da possibilidade de eliminação espontânea, como do tempo necessário para que isso ocorra. CUMMINGS *et al.*³⁶ (2000) sugerem que o tempo de duração dos sintomas e o grau de hidronefrose são os principais fatores prognósticos com relação à possibilidade de eliminação espontânea de um cálculo ureteral. Para MILLER; KANE¹²⁹ (1999), os principais fatores são o tamanho, a localização e o lado envolvido, já que cálculos em

ureter direito são eliminados até uma semana antes daqueles localizados à esquerda.

O risco associado a uma longa conduta expectante é a natureza silenciosa e progressiva com que eventualmente ocorre perda de função renal. Um rim completamente obstruído começa a ter sua função renal deteriorada em 18 a 24 horas, mas não terá perda irreversível da função antes de 2 semanas, podendo a evolução para perda total levar até 6 semanas^{152, 186}. Assim, quando a opção é por uma conduta conservadora em um paciente com evidências radiológicas ou ultra-sonográficas de obstrução, a função renal deve ser monitorada⁹³. Outros autores relatam uma maior taxa de complicações relacionada com um tempo maior de evolução⁹⁰.

Está demonstrado que o tipo de medicamento utilizado pode influenciar não somente a taxa de eliminação dos cálculos, como também o tempo para que isso ocorra. COOPER *et al.*³³ (2000), comparando dois grupos de pacientes, demonstraram que o grupo tratado com a associação de nifedipina e corticóides apresentou taxa de eliminação espontânea de 86%, contra 54% do grupo tratado apenas com analgésicos. Observaram também menor número de dias de trabalho perdidos, utilização de menor quantidade de analgésicos e menor número de visitas à emergência.

PORPIGLIA *et al.*¹⁴⁶ (2000) encontraram dados semelhantes, com eliminação espontânea em 79% dos casos tratados com essa associação e em somente 35% no grupo controle tratado apenas com antiinflamatórios não esteroidais. Além disso, enquanto no primeiro grupo a eliminação ocorreu, em uma média, em 7 dias, o mesmo se deu em cerca de 20 dias no grupo controle.

Com relação à analgesia no momento da cólica, enquanto a morfina parece causar espasmo ureteral, dificultando a passagem de um cálculo, a meperidina causa espasmo apenas transitório, seguido por relaxamento da musculatura ureteral. Assim, embora ambas possuam excelente efeito analgésico, a morfina pode dificultar a eliminação espontânea de um cálculo ureteral^{109, 152}. O uso indiscriminado de opiáceos nessa população deve, entretanto, ser evitado, em função da natureza eventualmente repetitiva com que ela apresenta crises, incorrendo no risco de dependência a essas drogas. Em função do efeito relaxante sobre a musculatura ureteral, teofilina, fentolamina e glucagon também podem aliviar a cólica renal e facilitar a eliminação de cálculos¹⁰⁹.

A hiperidratação parece não influenciar significativamente a taxa de eliminação espontânea. Ela pode, eventualmente, exacerbar os sintomas, sendo, por esse motivo, contra-indicada por muitos autores^{90, 152, 176}.

Enfim, frente às inúmeras formas hoje disponíveis de tratamento para a litíase ureteral, freqüentemente o urologista tem dificuldades em escolher a alternativa ideal. Com relação aos pacientes, os principais fatores que influenciarão essa escolha serão a taxa de sucesso dos vários métodos, as taxas de re-tratamento, o grau de dor ou desconforto durante e após o procedimento, a interferência em suas atividades profissionais e habituais, a permanência hospitalar, os custos e a necessidade de anestesia^{13, 227}. Com relação ao urologista, por sua vez, serão consideradas tanto características do paciente como características do próprio cálculo, a disponibilidade de equipamentos, sua experiência e, necessariamente, as expectativas de

seu paciente. Os principais métodos de tratamento do cálculo ureteral são descritos a seguir.

1.6 Litotripsia extracorpórea por ondas de choque (LECO)

A litotripsia extracorpórea por ondas de choque (LECO) é um sistema de litotripsia em que ondas de choque são geradas a partir de uma fonte externa de energia e propagadas no interior do corpo até atingirem o cálculo⁴⁷. É um método não invasivo de fragmentação de cálculos e as ondas produzidas serão mais potentes no ponto focal, também denominado de F₂¹¹⁵. O primeiro equipamento de LECO foi desenvolvido pela empresa alemã Dornier, denominado de HM3, distribuído a partir de 1983, três anos após o primeiro procedimento ter sido realizado¹¹⁵.

Os cálculos podem ser localizados com a fluoroscopia, com a ultrasonografia ou com ambas. Na primeira geração de equipamentos de LECO, o paciente era tratado imerso em água. A segunda geração eliminou a necessidade dessa imersão, substituindo-a por uma bolsa com água. A terceira geração permitiu a localização dos cálculos tanto pela fluoroscopia, como pela ultra-sonografia¹²⁰. Uma quarta geração de litotritores é caracterizada por máquinas extremamente compactas que podem facilmente ser transportadas para diferentes locais.

São três os principais sistemas de geração de ondas de choque: o eletrohidráulico, o eletromagnético e o piezoelétrico.

Nos geradores eletrohidráulicos, descargas elétricas em meio líquido produzem vaporização explosiva da água existente na ponta dos eletrodos e geram ondas esféricas. A grande vantagem desse sistema é a sua efetividade, enquanto suas principais desvantagens são a curta duração dos eletrodos e a irregularidade da pressão das ondas de choque produzidas¹¹⁵.

Nos geradores eletromagnéticos, um potente campo magnético é produzido, o qual desloca longitudinalmente uma membrana e produz ondas de choque inicialmente cilíndricas, que serão focadas e transformadas em ondas esféricas através de uma lente acústica. Em relação aos geradores eletrohidráulicos, as ondas produzidas por esse sistema são mais controladas. Outra vantagem é que essas ondas atingem o organismo através de uma área relativamente ampla, diminuindo o desconforto para o paciente¹¹⁵.

Os geradores piezoelétricos, por sua vez, produzem ondas de choque em função da rápida expansão sofrida pelos múltiplos elementos cerâmicos polarizados de que dispõem, quando esses são submetidos a uma descarga de alta voltagem. As grandes vantagens desse sistema incluem a facilidade de focar o cálculo e o menor desconforto decorrente de seu uso. Por outro lado, suas ondas costumam ser menos potentes do que aquelas produzidas pelos outros sistemas de LECO¹¹⁵.

As taxas de sucesso com a LECO no tratamento do cálculo ureteral variam de 77% a 100% com as máquinas de primeira geração e de 73% a 100% com as máquinas de segunda e terceira gerações¹⁴¹. Esses resultados sofrem influência da localização, constituição e tamanho do cálculo. Além disso, o tipo de equipamento utilizado também influencia os seus resultados^{67, 99, 103, 114, 176}.

HOCHREITER *et al.*⁸¹ (2003) relatam resultados superiores com a Dornier HM3, uma máquina de primeira geração, do que com as máquinas de segunda e terceira gerações, e comparáveis aos melhores resultados obtidos com a ureteroscopia (URS).

RODRIGUES NETTO *et al.*¹³⁵ (1991), entretanto, obtiveram taxas de sucesso de 70,6%, 81,8% e 71,4% para cálculos de ureter superior, médio e inferior, respectivamente, com a Dornier HM3. Utilizando uma máquina de segunda geração, entretanto, suas taxas de sucesso subiram para 96,6%, 81,2% e 86,2%, respectivamente.

1.7 Tratamento endoscópico da litíase ureteral

1.7.1 Histórico da endourologia

O termo endourologia refere-se à utilização de técnicas retrógradas ou anterógradas para manipulação endoscópica do trato urinário¹⁸⁶. A endourologia teve seu início nos primórdios do século XIX. O primeiro endoscópio foi idealizado por Buzzini, em 1805, que o utilizou para a inspeção da uretra. O procedimento, entretanto, foi censurado à época, já que causava dor e se mostrava ineficiente²²⁵.

No final do século XIX, Nitze, Benech e Leiter desenvolveram o primeiro cistoscópio, utilizando uma alça de platina incandescente como fonte de iluminação¹⁸⁶. Newman, em 1883, adaptou a lâmpada incandescente desenvolvida por Thomas Edison a um cistoscópio, utilizando-o na inspeção da bexiga feminina¹¹⁵. Du Rocher, em 1889, aprimorou o cistoscópio separando a óptica da fonte de luz¹¹⁵. Albarran, em 1897, desenvolveu uma alavanca adaptável ao cistoscópio que facilitava o cateterismo ureteral¹⁸⁶. Otis, em 1900, aprimorou o sistema óptico do cistoscópio, obtendo um ganho considerável na qualidade da imagem¹⁸⁶.

Young, em 1912, examinou o ureter dilatado de uma criança com válvula de uretra posterior, utilizando um cistoscópio pediátrico³². Hopkins, em 1960, desenvolveu e patenteou um sistema de lentes, denominado de “rod-lens”, que permitiu a confecção dos primeiros cistoscópios e, posteriormente, dos ureteroscópios rígidos. Embora esse sistema de lentes proporcionasse uma excelente qualidade de imagem, não tolerava adequadamente as deflexões³².

GOODMAN⁶⁵ (1977) descreveu três casos de URS em adultos, usando um cistoscópio pediátrico de 11 Fr. Da mesma forma, Lyon, em 1978, visualizou e fotografou os últimos centímetros de um ureter feminino e, em 1979, avançou pela porção distal de um ureter masculino com um cistoscópio pediátrico de 9,5 Fr. As grandes limitações desses procedimentos foram o pequeno comprimento do cistoscópio, bem como seu grande diâmetro^{32, 116}.

Além do surgimento de vários modelos de ureteroscópios, o surgimento da fluoroscopia com “arco em C” também impulsionou a URS ao estágio em que se encontra atualmente. A URS talvez tenha sido a primeira grande

revolução no tratamento do cálculo ureteral, seguida pelo surgimento da LECO e, finalmente, pelos vários equipamentos de litotripsia intracorpórea¹⁷⁶.

PÉREZ-CASTRO; MARTINEZ-PIÑEIRO¹⁴² (1980) desenvolveram, junto à empresa Karl Storz/Alemanha, um protótipo de ureteroscópio rígido que serviu de modelo para os aparelhos que se seguiram. Esse aparelho media 50 cm de comprimento, tinha diâmetro de 11 Fr ou 13 Fr, canal de trabalho de 4 Fr ou 5 Fr, e utilizava uma óptica Hopkins de 0°.

Posteriormente, a utilização de fibras ópticas, baseada na tecnologia desenvolvida a partir dos ureteroscópios flexíveis, permitiu a confecção de ureteroscópios rígidos mais finos, facilitando o acesso a praticamente qualquer segmento ureteral, mantendo canais de trabalho com um diâmetro considerável, com maior resistência à deflexão e sem perdas na qualidade da imagem^{9, 70, 184}. Essa capacidade de deflexão, ainda que limitada, fez esses ureteroscópios serem denominados de semi-rígidos⁹.

Em 1968, TAKAGI descreveu o uso de um ureteroscópio flexível, mas a falta de um canal adequado de irrigação ou de trabalho limitou seu uso¹¹⁵. Em 1971, entretanto, apresentou um ureteroscópio flexível de 2 mm de diâmetro, com 75 cm de comprimento e ponta distal angulável com 2,5 cm de comprimento, fabricado pela empresa Olympus/Japão¹¹⁵. Atualmente, esses aparelhos são dotados de mecanismos de deflexão passiva e ativa que pode chegar até a 270°, com canais de trabalho de 2,5 Fr a 4 Fr e comprimento de 90 cm a 180 cm⁹.

Ao mesmo tempo que os ureteroscópios evoluíram, também os métodos de litotripsia intracorpórea foram aprimorados. Os litotritores intracorpóreos podem ser classificados em litotritores mecânicos de contato direto (litotritores

ultra-sônicos e litotritores balísticos ou pneumáticos), litotritores que trabalham através de ondas de choque (litotritor eletrohidráulico) e litotritores a laser (Pulsed:YAG laser, Turnable Pulsed-dye laser, laser Alexandrita, Holmium:YAG laser, Nd:YAG laser e outros)²²⁶. Eventualmente, os litotritores também são classificados como rígidos (ultra-sônico e pneumático) e flexíveis (eletrohidráulico e laser)¹⁸⁶.

1.7.2 A ureterorenoscopia no tratamento da litíase ureteral

Com o acelerado desenvolvimento da URS, o número de cirurgias abertas para o tratamento dos cálculos ureterais tem diminuído significativamente, a ponto de hoje, via de regra, ter-se tornado um procedimento excepcional^{122, 123, 144}. KERBL *et al.*⁹⁹ (2002) relataram uma redução na realização de ureterolitotomias, de 12,5% dos casos em 1988 para 2% em 2000, concomitantemente ao aumento na realização de URS, de 9% para 22%.

MARBERGER *et al.*¹²⁰ (1994) relataram que somente 0,25% de 2.000 casos de cálculos ureterais foram tratados com ureterolitotomia em seu serviço. Além disso, enquanto, em 1989, somente 8% dos cálculos ureterais foram tratados com URS, em 1992 esse número subiu para 27%. No mesmo período, o percentual de litotripsias extracorpóreas por ondas de choque e nefrolitotripsias percutâneas permaneceu praticamente estável^{99, 144}.

Embora na maior parte dos serviços de urologia a LECO continue sendo a forma de tratamento mais freqüentemente utilizada para o cálculo ureteral, particularmente no que se refere aos cálculos localizados em ureter

superior, cada vez mais publicações têm sugerido a utilização da URS como alternativa, ou mesmo como primeira escolha nessa situação^{52, 120, 104, 135, 176}.

Os principais argumentos a favor da URS são a alta taxa de sucesso em um único procedimento, em geral superior a 90%, a baixa incidência de complicações graves, a curva de aprendizagem pequena, o acesso cada vez mais facilitado aos equipamentos necessários e uma relação custo/efetividade bastante favorável^{52, 76, 77, 156, 159, 168, 185}.

Existem, ainda, situações em que a endoscopia é preferida no tratamento do cálculo ureteral, tais como inexistência de máquinas de LECO na região, cálculos volumosos (em geral maiores do que 1 cm), principalmente quando associados com obstrução importante do trato urinário, cálculos de difícil fragmentação, como cistina ou oxalato monoidratado de cálcio (vevelita), cálculos de difícil localização, cálculos impactados, anomalias anatômicas, cálculos em gestantes, alterações da coagulação sanguínea ou obesidade excessiva^{1, 16, 69, 104, 130, 132, 190}.

Frente às inúmeras formas disponíveis para a fragmentação intracorpórea dos cálculos ureterais hoje existentes, eventualmente surgem dúvidas a respeito de qual seria o equipamento ideal. A seguir estão descritos os principais sistemas de litotripsia intracorpórea.

1.7.3 Litotripsia intracorpórea

1.7.3.1 Litotripsia intracorpórea eletrohidráulica (EHL)

A litotripsia eletrohidráulica (EHL) foi descrita pelo físico Yutkin, em 1955, tendo sido a primeira modalidade de litotripsia intracorpórea disponível para uso clínico²²⁶. REUTER; KERN¹⁵³ (1973) publicaram sua experiência com o EHL, mas a falta de um adequado controle endoscópico comprometeu seus resultados. RANEY¹⁴⁹ (1978) relatou a ocorrência de perfuração ureteral em 40% de seus casos tratados com EHL. GREEN; LYTTON⁷⁴ (1985) publicaram a primeira experiência com a EHL no tratamento de um cálculo ureteral sob visão direta, sem complicações importantes. Estabeleceram, com seu artigo, os critérios básicos para a utilização da EHL, assim como a necessidade do controle visual do procedimento. BEGUN *et al.*¹⁴ (1988), publicaram a primeira experiência com EHL com ureteroscópio flexível, utilizando uma fibra de 3 Fr.

A extremidade da fibra utilizada para essa forma de litotripsia possui dois eletrodos isolados entre si. Quando uma corrente elétrica passa entre os eletrodos, uma faísca é produzida, gerando superaquecimento do meio líquido existente, com conseqüente vaporização e criação de um plasma que se expande com grande velocidade. Esse fenômeno cria uma bolha de cavitação que sofre um movimento de expansão e colapso, gerando ondas de choque hidráulicas que, ao chocarem-se de forma repetida contra o cálculo, terminam por fragmentá-lo²¹⁰.

A necessidade de uma interface líquida entre o cálculo e a ponta da fibra determina não só que deva ser mantida uma certa distância entre ambos, mas também que haja uma adequada irrigação durante o procedimento, habitualmente com solução fisiológica, importante também na prevenção de dano térmico^{110, 195}. Quando essa distância é de cerca de 1 mm, as ondas de

choque produzidas são simétricas, mais eficazes e associadas com menor incidência de complicações do que quando essa distância é maior. Quando a distância se aproxima de 3 mm, ocorrem ondas de choque assimétricas, produzindo danos de forma mais extensa^{38, 186, 226}.

Existem fibras disponíveis de 1,6 Fr a 9 Fr, adequadas para diferentes tipos de uso. Embora a capacidade de fragmentação dessas fibras seja semelhante, as de maior diâmetro possuem durabilidade significativamente maior, embora não sejam adequadas aos ureteroscópios mais finos¹⁶⁹. A fibra de 1,9 Fr apresenta flexibilidade semelhante à de uma fibra de quartzo de 200 µm, habitualmente utilizada em URS flexível; a fibra de 1,6 Fr é ainda mais flexível¹⁸⁶.

A experiência inicial com a EHL foi comprometida pela falta do controle endoscópico, com inúmeras lesões ureterais, fragmentação irregular dos cálculos e, em estudos animais, complicações freqüentes, entre elas a estenose ureteral¹⁵³. No entanto, a EHL sob controle ureteroscópico tornou-se um procedimento mais seguro e efetivo^{34, 39, 209}.

A lesão tecidual associada à EHL pode ser conseqüência do efeito direto da ponta da fibra sobre a mucosa, dano que, em geral, não é maior do que o diâmetro da própria fibra e pode ser facilmente evitado mantendo-se a fibra afastada da parede ureteral. Ele habitualmente traz poucas conseqüências ao ureter. Além disso, a lesão ureteral pode ser conseqüência da ação dos fragmentos gerados pela explosão do cálculo e, principalmente, da ação não controlada das bolhas de cavitação sobre os tecidos^{64, 209, 210}.

O dano conseqüente à ação da EHL costuma ser maior num raio de 5 mm da ponta da fibra, podendo envolver tanto os tecidos vizinhos como o

próprio ureteroscópio, de forma que essa é a distância mínima a ser mantida entre a extremidade final da fibra e a ponta do ureteroscópio, a fim de garantir a sua integridade^{39, 82, 167, 226}.

Embora a EHL possua a menor margem de segurança entre os diversos litotritores intracorpóreos, os avanços nesse método de litotripsia intracorpórea, incluindo a diminuição do diâmetro das fibras de 9 Fr para até 1,6 Fr, o controle mais adequado do número de descargas elétricas, da energia e da duração do pulso e o uso de soro fisiológico como líquido de irrigação têm aumentado sua efetividade, facilitado sua utilização, diminuído consideravelmente as complicações decorrentes do uso e aumentado a vida útil de suas fibras^{39, 55, 82, 167, 218}.

As principais vantagens da EHL são a sua efetividade, a possibilidade de fragmentar cálculos de qualquer constituição, embora com alguma dificuldade quando se trata de cálculos mais duros, a possibilidade de uso em ureteroscópios semi-rígidos ou flexíveis de pequeno calibre e o baixo custo do equipamento^{209, 218}.

Suas principais desvantagens são a menor margem de segurança entre os litotritores intracorpóreos, o fato de produzir fragmentos de grande dimensão e a baixa durabilidade e alto custo de suas fibras^{70, 110}. Um fenômeno relativamente freqüente com a EHL é a retropropulsão do cálculo ou de seus fragmentos. Embora alguns autores tenham relatado a ocorrência desse fenômeno em 14,7% dos casos⁸², TEICHMAN *et al.*¹⁹⁵ (1997) relataram essa ocorrência em apenas 5% dos casos.

1.7.3.2 Litotripsia intracorpórea ultra-sônica (LU)

Mulvaney descreveu, em 1953, sua experiência com a destruição de cálculos urinários com ondas ultra-sônicas³⁸. GOODFRIEND⁶⁴ (1973) relatou a primeira experiência com esse equipamento como um litotritor endoscópico.

Nessa forma de litotripsia intracorpórea, ondas ultra-sônicas são produzidas quando uma corrente elétrica é aplicada a um cristal piezo-cerâmico, gerando energia vibratória que é transmitida ao longo de uma haste rígida, ou “probe”, com um efeito de broca em sua extremidade distal. A vibração na ponta dessa broca tem uma oscilação de cerca de 25 kHz (23.000 Hz a 27.000 Hz), amplitude de 40 µm e velocidade acima de 6 m/s. Existem brocas de 2,5 Fr a 12 Fr, mas as mais finas, por serem sólidas, não permitem uma irrigação, refrigeração ou aspiração eficiente dos fragmentos. Enquanto o dano tecidual pelo contato direto é desprezível, o dano térmico, resultante do superaquecimento da ponta da broca, é considerável, podendo atingir mais de 60 °C se não houver uma irrigação eficiente²⁰⁹.

As poucas séries publicadas de tratamento de cálculos ureterais com LU refletem as dificuldades do método com relação ao acesso ao ureter. A taxa de sucesso da LU encontra-se em torno de 87,6%^{6, 26, 58, 103}.

As grandes vantagens da LU são a segurança, quando usada adequadamente, e o baixo custo tanto do equipamento como de seu uso, uma vez que ele não utiliza elementos descartáveis, embora haja a recomendação de substituição periódica das brocas a fim de manter sua efetividade²²⁶.

As principais desvantagens da LU são a incompatibilidade com os ureteroscópios mais finos (o que dificulta seu uso para o tratamento de cálculos

de ureter superior ou médio), a impossibilidade de uso em ureteroscópios flexíveis (não só pelo diâmetro de suas brocas, mas também pela natureza rígida das mesmas), a ausência de canal de aspiração ou irrigação nas brocas mais finas e a produção de calor que, na ausência de irrigação adequada, pode levar a dano tecidual^{91, 144, 226}.

1.7.3.3 Litotripsia intracorpórea pneumática (LP)

A máxima de que a melhor solução freqüentemente é a mais simples fica mais do que evidente com esse sistema de litotripsia intracorpórea. A litotripsia pneumática (LP) é um sistema de fragmentação de cálculos de contato em que um projétil metálico é propelido contra a porção proximal de uma haste rígida ou “probe”, a partir de pressão gerada por ar comprimido proveniente de um compressor próprio ou do sistema de ar comprimido do hospital¹⁴⁴. Esses arremessos são repetidos com uma freqüência de 12 a 20 movimentos por segundo (12 Hz a 20 Hz), com pressão de 2,5 atm a 3 atm, gerando um movimento longitudinal curto, mas vigoroso e repetido, na ponta do “probe” à semelhança de uma pequena britadeira pneumática, produzindo impactos com energia de 30 mJ a 80 mJ⁸³. A repetição desses movimentos contra o cálculo acaba por fragmentá-lo.

O primeiro e mais conhecido litotritor pneumático é o Swiss Lithoclast[®], equipamento originalmente desenvolvido, há cerca de 15 anos, em Lausanne, na Suíça. Atualmente, o equipamento pode ser dotado de um sistema de aspiração que, além de facilitar sua atuação em cálculos maiores,

particularmente em cálculos renais tratados pela via percutânea, reduz a ocorrência de migração retrógrada do cálculo ou de seus fragmentos e mantém o campo visual mais limpo^{37, 118}. Esse sistema de aspiração, entretanto, ocupa espaço, o que limita seu uso em ureteroscópios de menor calibre. Além disso, freqüentemente fica obstruído pelos fragmentos aspirados^{8, 37, 44, 76}.

O sucesso da LP depende da possibilidade de se fixar o cálculo contra um obstáculo, como a parede ureteral, vesical ou renal, ou de prendê-lo de alguma forma, como com uma sonda de Dormia, pinças ou balões de dilatação, para que se possa explorar adequadamente esse mecanismo de fragmentação e diminuir a chance da retropropulsão^{44, 164}.

As principais vantagens da LP são o baixo custo de aquisição, utilização e manutenção, bem como sua confiabilidade e segurança. A LP talvez seja a forma mais segura de litotripsia intracorpórea; a incidência de perfurações ureterais é de 2% a 4% e de estenose ureteral, de 0% a 2%, em geral decorrentes da manipulação do ureteroscópio e, não, consequência direta do seu mecanismo de fragmentação^{41, 144, 156}. Além disso, desde que o cálculo seja acessível ao aparelho, a LP tem potencial para fragmentar qualquer que seja a sua constituição, com taxas de sucesso de 70% a 100%^{7, 22, 37, 45, 71, 82, 100, 103, 121, 127, 134, 138, 140, 143, 144, 147, 179, 187}.

Uma das maiores desvantagens dos litotritores pneumáticos é a incompatibilidade com ureteroscópios flexíveis, uma vez que mesmo os “probes” mais finos recentemente desenvolvidos, como os de 0,6 mm ou 0,8 mm, têm uma flexibilidade limitada. Ainda assim, esses “probes” podem ser utilizados em ureteroscópios semi-rígidos de pequeno calibre, os quais, em

geral, possibilitam acesso a praticamente qualquer segmento do ureter. O litotritor pneumático de Browne utiliza “probes” de nitinol, uma liga metálica de níquel e titânio que lhe permite uma certa flexibilidade. Ainda assim, esses “probes” são inadequados para utilização em ureteroscópios flexíveis, já que limitam a capacidade de deflexão desses aparelhos. Além disso, existe uma perda significativa da eficiência desse sistema de litotripsia quando seus “probes” são submetidos à deflexão²²⁸.

Outra desvantagem da LP é a frequência com que ocorre o fenômeno de migração retrógrada do cálculo ou de seus fragmentos^{45, 127, 156, 179}.

Há relatos a respeito de danos ao ureteroscópio em consequência do uso repetido desse sistema de litotripsia, provavelmente em consequência do efeito da vibração do “probe” sobre as lentes dispostas na porção distal deste aparelho^{98, 173}.

1.7.3.4 Litotripsia intracorpórea a laser (LL)

LASER é o acrônimo de “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ou luz amplificada pela emissão estimulada de radiação²¹³. A energia laser é produzida em uma câmara espelhada denominada de câmara de ressonância, ressonador ou tubo de laser¹⁵. Nesse local, um meio ativo sólido, líquido, gasoso ou semiconductor é estimulado por uma fonte de energia luminosa, química ou elétrica⁵⁹. A partir desse estímulo, os elétrons do meio ativo são excitados, ou seja, absorvem energia e são deslocados para uma órbita mais distante do núcleo, tornando-se instáveis. Devido a

essa instabilidade, tendem a liberar energia, o que ocorre sob a forma de fótons, retornando então ao estado de repouso¹⁵. A energia luminosa liberada nesse processo é refletida nas paredes espelhadas do tubo de laser, estimulando ainda mais o meio ativo, num processo de retroalimentação positiva, gerando a energia laser^{15, 80}.

Ao ser eliminada do ressonador, a energia laser assume suas características particulares. O laser possui três propriedades principais que o diferenciam da luz natural: é coerente (ou seja, todos os seus fótons estão na mesma fase), é colimado (todos os seus fótons transitam em paralelo uns com os outros) e é monocromático (todos os seus fótons têm o mesmo comprimento de onda)^{15, 59}.

Os lasers são nomeados de acordo com o meio ativo utilizado para sua geração¹⁵. O meio ativo pode ser sólido, como no Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet laser (Holmium:YAG laser), no Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet laser (Nd:YAG laser), no laser rubi, no laser alexandrita ou no potássio tatanil-fosfato duplo Nd:YAG laser (KTP). Pode ser líquido, como no Pulsed-Dye laser, ou pode ser gasoso, como no laser de argônio, no laser hélio-néon (He-Ne laser) ou no laser CO₂. Nos lasers em estado sólido, atualmente os mais utilizados na medicina, a fonte de energia é, em geral, uma lâmpada de xenônio que emite flashes, os quais estimulam o meio ativo, no interior da caixa de ressonância¹⁵.

Uma grande vantagem desse método de litotripsia é sua capacidade de transmitir grandes densidades de energia através de fibras relativamente finas, o que o torna particularmente útil para o uso endoscópico^{12, 186, 209}. Diversos tipos de fibras estão disponíveis para condução dessa forma de

energia, fabricadas, em geral, de vidro, plástico e sílica ou, mais recentemente, de safira. As fibras de plástico têm as vantagens da grande flexibilidade, durabilidade e capacidade de condução da luz, mas não permitem o transporte de grandes quantidades de energia; elas são mais utilizadas em telecomunicações. As fibras de vidro e sílica têm baixo teor de água e permitem a condução de grande quantidade de energia, com perda pequena, e apresentam flexibilidade e durabilidade bastante razoáveis¹⁵.

Certas características identificarão as ondas produzidas, sendo a frequência e o comprimento de onda (?) as mais importantes, já que ambas interferem diretamente nos efeitos que o laser tem sobre os tecidos¹⁵. A frequência é o número de ondas emitidas em cada segundo, sendo medida em Hertz (Hz), que é o número de pulsos por segundo. O comprimento de onda é a distância entre dois picos ou cristas sucessivas. Ele é mensurado em unidades de comprimento, habitualmente nanômetros (nm), sendo dependente do meio ativo utilizado. Os comprimentos de onda visíveis pelo olho humano variam de 310 nm a 825 nm¹⁷⁵.

Os lasers possuem diferentes comprimentos de onda. Os utilizados em medicina costumam localizar-se nas áreas ultravioleta e infravermelha do espectro eletromagnético. São justamente o seu comprimento de onda e as características dos tecidos expostos a essa forma de energia que determinam a forma como o laser interagirá com os mesmos. Os vários tipos de laser podem ser absorvidos pela água, por proteínas teciduais ou mesmo por pigmentos contidos nesses tecidos. Esses elementos são chamados de cromóforos de um determinado laser^{60, 175}. Um laser com grande comprimento de onda, como o Erbium:YAG ou o Holmium:YAG, é bem absorvido pela água

e, em função da pequena penetração de sua energia, apresenta um efeito superficial¹⁷⁵. Enquanto a penetração da energia do Erbium:YAG laser na água é de cerca de 1 μm , a energia do Holmium:YAG laser penetra cerca de 400 μm ¹⁵.

Os princípios da emissão da energia laser foram descritos por Einstein em 1917, mas, somente em 1954, Charles Townes e Arthur Schawlow conseguiram produzir experimentalmente e de forma controlada essa forma de energia¹¹⁵. Maiman, em 1960, utilizou o laser rubi em um procedimento oftalmológico¹¹⁵. Mulvaney e Beck, em 1968, foram os pioneiros na utilização da tecnologia laser na fragmentação dos cálculos urinários, inicialmente com o laser rubi²¹³. Posteriormente, surgiram outras formas de laser como o laser de dióxido de carbono e o Nd:YAG laser. Estas formas de laser, em onda contínua, não fragmentavam propriamente os cálculos, mas vaporizavam suas superfícies. Seu uso era clinicamente inviável em função de produzirem calor excessivo^{46, 47}.

Com a demonstração de que a energia laser em pulsos permite a transmissão de grande densidade de energia até a superfície dos cálculos, produzindo uma fragmentação mais eficiente e com menor efeito térmico, o desenvolvimento dessa modalidade de litotripsia sofreu um grande impulso²⁰⁹. De fato, com a utilização da energia laser em pulsos, uma quantidade de energia dezenas de vezes maior que a utilizada na forma contínua pode ser transmitida⁴⁷. Esta elevada quantidade de energia produz uma ablação instantânea do tecido, removendo-o antes que o calor possa ser transmitido aos tecidos vizinhos, ou seja, a velocidade de difusão térmica é menor do que

a velocidade com que ocorre a destruição do tecido irradiado²⁵. A partir daí, surgiram diversos tipos de laser adequados para a fragmentação de cálculos urinários.

O Pulsed Nd:YAG laser (ou Pulsed Q-Switched Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet laser ou Q-Switched Nd:YAG laser) possui comprimento de onda de 1.064 nm, duração de pulso de 8 nanosegundos (ns) e energia de 20 mJ a 80 mJ. Seu mecanismo de ação é mediado por ondas de choque resultantes da expansão de plasma e do colapso da bolha de cavitação²⁶. Inicialmente, a energia laser é absorvida pela superfície do cálculo ou pelo fluido ao seu redor, gerando calor e, conseqüentemente, vaporizando a matéria com liberação de elétrons livres e produção de plasma. Uma vez formado, o plasma expande-se rapidamente pela absorção de mais energia. As ondas de choque acústicas formadas pela expansão e posterior colapso desse plasma podem atingir pressões superiores a 100 bar, determinando a fragmentação dos cálculos^{24, 226}. Este mecanismo, denominado de fotoacústico, é o responsável pelo poder de fragmentação da maioria dos tipos de laser utilizados para litotripsia, embora não seja propriamente o mecanismo de ação do Holmium:YAG laser ou do Er:YAG laser, os quais, em função da maior duração de seus pulsos, atuam por um efeito fototérmico. WATSON *et al.*²¹³ (1983) demonstraram que os pulsos de 15 ns a 20 ns gerados pelo Pulsed Nd:YAG laser eram capazes de produzir ondas de choque de 1 Kbar a 20 Kbar, suficientes para fragmentar cálculos adequadamente, sem um efeito térmico significativo.

As fibras disponíveis para o Pulsed Nd:YAG laser são de 400 µm a 600 µm. Essas últimas são as preferidas em função da maior durabilidade,

uma vez que a duração de pulso extremamente curta dessa forma de laser gera altos picos de pressão, o que pode causar danos às fibras utilizadas. Esse laser é bastante seguro, mesmo em contato direto com o urotélio, como foi demonstrado em modelo animal⁶⁶.

Suas principais desvantagens são a incapacidade de fragmentar cálculos mais duros, como os de vevelita ou os de brushita (fosfato de cálcio diidratado), e a fragilidade das fibras que utiliza. Tal fragilidade implica no uso de fibras de maior diâmetro, o que inviabiliza seu emprego em ureteroscópios de pequeno calibre^{46, 47}. A experiência com o Nd:YAG laser pulsátil é muito reduzida, mas seu índice de fragmentação varia entre 55% e 83%²²⁶.

O Pulsed-dye laser foi o primeiro tipo de laser para litotripsia intracorpórea a ser utilizado de forma ampla^{11, 72}. Com ele, é possível emitir energia laser de diferentes comprimentos de onda, dependendo do tipo de corante utilizado. A partir dos trabalhos pioneiros de WATSON *et al.*²¹² (1987), ficou definida a combinação ideal de corante (o verde cumarínico, que gera um comprimento de onda absorvido pelos pigmentos coloridos dos cálculos, mas não pelos tecidos vizinhos, o que lhe confere uma ampla margem de segurança), de comprimento de onda (as diferenças entre as ondas de 445 nm e 504 nm, em termos de capacidade de fragmentação, não são significativas, embora a margem de segurança com a onda de 504 nm seja maior, em função da menor absorção de sua energia pelos tecidos), da duração ideal do pulso (1 μ s, já que durações menores, embora produzam uma fragmentação mais eficiente, têm um potencial maior de causar danos às fibras) e do diâmetro ideal da fibra de quartzo (200 μ m).

Essa forma de laser produz um aumento muito discreto da temperatura. Com cerca de 1.000 pulsos e com uma energia média de 30 mJ por pulso obtém-se 30 J de energia total ou 7 calorias, o que representa um aumento na temperatura local de apenas de 7 °C, facilmente dissipado pelo líquido de irrigação²¹². Em função da dificuldade de fragmentar cálculos mais duros e pela capacidade limitada de transportar energia através das fibras de 200 µm (limitada a cerca de 80 mJ, enquanto cálculos de vevelita, por exemplo, exigem energia de cerca de 140 mJ para uma fragmentação adequada), fibras de 320 µm ou 400 µm foram utilizadas, o que aumentou a efetividade do método⁷².

O mecanismo de fragmentação dessa forma de laser é um pouco diferente daquele descrito com o Nd:YAG laser. Com o pulsed-dye laser, em função da duração de seus pulsos, a energia é absorvida pelos pigmentos da superfície do cálculo, levando à formação de bolhas de cavitação esféricas e simétricas. É justamente a expansão e o colapso dessas bolhas de cavitação que resultam na geração de ondas de choque mais poderosas do que as observadas com o Nd:YAG laser, que são induzidas pela geração de plasma^{46, 155}. Suas taxas de fragmentação variam entre 77% e 99%^{73, 226}.

As maiores vantagens do pulsed-dye laser são a grande margem de segurança e a possibilidade de utilização com ureteroscópios flexíveis ou semi-rígidos de menor calibre^{39, 46, 47}. Além disso, esse laser não causa danos ao ureteroscópio ou às guias e sondas eventualmente utilizadas. DRETLEER; BATHA⁵⁰ (1989) observaram experimentalmente que foram necessários 70 pulsos de 140 mJ aplicados diretamente na bexiga de um coelho para causar uma perfuração.

Suas principais desvantagens são a dificuldade de fragmentar cálculos duros, como os de vevelita, ou cálculos pouco pigmentados, como os de cistina, o alto custo do equipamento e de sua manutenção e utilização, em vista da necessidade da freqüente e dispendiosa troca do corante verde cumarínico. Além disso, ele utiliza fibras de diâmetros maiores e freqüentemente produz fragmentos de dimensões consideráveis, que exigem métodos auxiliares para sua remoção^{45, 47, 70, 72}. Ele também exige o uso de óculos de proteção e necessita de cerca de 20 minutos para estar pronto para uso¹⁶⁹.

O Q-Switched Alexandrite laser, por sua vez, é um laser em estado sólido, cujo meio ativo é um monocristal de alexandrita. Opera com comprimento de onda de 755 nm, duração de pulso de 150 ns a 1.000 ns e energia de 30 mJ a 120 mJ por pulso. Uma vez que a duração de seu pulso gira entre as durações dos pulsos do Nd:YAG laser (8 ns) e do pulsed-dye laser (1 μ s a 3 μ s), ele atua tanto através da formação de plasma como pela produção de bolhas de cavitação¹⁶⁹.

Suas principais vantagens são a confiabilidade, a segurança e o baixo custo de manutenção¹⁶⁹. Ele não causa danos a sondas ou guias utilizadas concomitantemente. Vários estudos atestam sua segurança, com nenhuma complicação associada ao seu uso em curto ou longo prazo, embora o contato direto da fibra com a mucosa possa causar desde hematoma intramural até perfurações. Sua taxa de fragmentação varia entre 60% e 97%, e muitas de suas falhas são conseqüência da destruição precoce da fibra. Utilizam-se, habitualmente, fibras de 200 μ m a 300 μ m²²⁶.

Laser	Comprimento de onda (nm)	Fibra	Energia (mJ/pulso)	Duração de pulso	Potência (W)
Nd:YAG laser	1.064	SiO ₂	20-80	8 ns	100
Pulsed-dye laser	504	SiO ₂	140	1,2 μs	20
Laser Alexandrita	755	SiO ₂	30-120	150 ns-1μs	20-50
Holmium:YAG laser	2.100	SiO ₂	200-4000	250-350 μs	20-50
Er:YAG laser	2.940	ZrF ₄	...	250-275 μs	1-10

Fonte: BHATTA *et al*¹⁵, TEICHMAN *et al.*¹⁹³, ZHENG; DENSTEDT²²⁶.

infravermelha do espectro luminoso, invisível ao olho humano^{ou, 173}. Este comprimento de onda é altamente absorvido pela água, sendo este o seu

principal cromóforo. É isso que determina sua ação nos tecidos e materiais com água em sua superfície ou constituição⁶⁰. Como o vapor de água absorve cerca de 10.000 vezes menos energia do laser Holmium:YAG do que a água em estado líquido, o feixe de luz avança através da bolha de vapor como se fosse em um “canal de vapor”, provocando apenas turbilhonamento dos fragmentos resultantes da vaporização, com mínima absorção dessa energia, de forma a avançar cada vez mais para o interior do cálculo. É o chamado “efeito Moses”^{60, 62}.

Ainda existe alguma discussão sobre o exato mecanismo de ação dessa forma de laser²⁴. A teoria mais aceita atualmente é a de que seu efeito é decorrente da ação direta da energia sobre os constituintes do cálculo, com aumento da temperatura em sua superfície e conseqüente decomposição química da matéria^{24, 25}. Assim, a vaporização de um cálculo pelo Holmium:YAG será tanto mais rápida quanto mais baixa for a temperatura de fusão de seus constituintes. Como o fosfato-amônia-magnésiano (estruvita) desidrata aos 100 °C, é este o tipo de cálculo que fragmenta mais rapidamente, seguidos pelo de fosfato diidratado de cálcio (brushita), ácido úrico e vevelita, que vaporizam à temperatura de 204 °C, e pelo de cistina, que vaporiza a 264 °C. A fragmentação dos cálculos de cistina é, entretanto, facilitada pelo grande conteúdo de água em sua composição¹⁹⁹.

Outra teoria aceita para explicar o mecanismo de ação do Holmium:YAG laser é a absorção da energia laser pela água existente na superfície do cálculo, produzindo vaporização por um efeito térmico e gerando microbolhas de cavitação que se expandem e sofrem colapso de forma repetida, promovendo, assim, a fragmentação a partir da sua superfície²⁶. É a teoria

da vaporização explosiva e, ao que parece, está mais relacionada com o efeito cinético do cálculo, pela ejeção dos fragmentos resultantes da fragmentação, do que com a fragmentação em si²⁵.

Existem várias evidências sugerindo que o mecanismo de ação do Holmium:YAG laser é decorrente de uma ação térmica ao invés de consequência de ondas de choque¹⁹⁹. A longa duração de pulso do Holmium:YAG laser produz ondas de choque mais fracas do que as produzidas com os lasers que atuam por um mecanismo fotoacústico. Essas ondas de choque são incapazes de fragmentar a maior parte dos cálculos urinários. De fato, lasers com duração de pulso longo (maior do que 100 μ s), como o Holmium:YAG, produzem bolhas de vapor alongadas e assimétricas que geram ondas de choque incapazes de produzir fragmentação, enquanto que os lasers com curta duração de pulso (menor do que 10 μ s) superaquecem subitamente o meio, produzindo ondas de choque mais eficientes. Nenhuma fragmentação ocorre quando a ponta de fibra é posicionada paralelamente em relação ao cálculo, o que deveria ocorrer se esse processo fosse mediado por ondas de choque esféricas que se propagassem simetricamente em todas as direções, produzidas a partir da ponta da fibra. Outra evidência a favor dessa teoria é o achado de subprodutos térmicos dos constituintes dos cálculos tratados, como carbonato de cálcio produzido a partir do oxalato monohidratado de cálcio, enxofre a partir da cistina, pirofosfato de cálcio a partir do fosfato de cálcio, carbonato de magnésio a partir da estruvita e cianeto a partir do ácido úrico^{24, 25}.

O fato de a fragmentação ser mais eficiente com cálculos secos e em ambientes secos do que com cálculos hidratados, resfriados ou em

ambientes úmidos também sugere que o mecanismo de fragmentação dessa forma de laser seja fototérmico. Além disso, o seu processo de fragmentação se inicia antes que ocorra o colapso das bolhas de cavitação, ou seja, antes que a onda de choque seja produzida. Nesse sentido, estudos com fotografias em ultravelocidade durante o processo de fragmentação com o Holmium:YAG laser demonstraram que a bolha de vapor se inicia aos 20 μ s, demorando de 250 μ s a 450 μ s para atingir seu maior diâmetro e até 550 μ s para colapsar, dependendo da orientação dada à fibra. A fragmentação pelo Holmium:YAG, entretanto, se inicia ainda aos 60 μ s. Finalmente, a pressão das ondas de choque produzidas durante a litotripsia é desprezível, em geral menor do que 2 bar e não superior a 20 bar, insuficiente para uma adequada fragmentação^{24, 25}.

Sua utilização em pulsos limita o seu efeito térmico a alguns poucos milímetros da ponta da fibra. O uso de irrigação adequada, que pode ser com solução fisiológica, é suficiente para evitar o aumento excessivo da temperatura nos tecidos próximos^{72, 157}. Níveis mais baixos de temperatura resultam em coagulação da proteína tecidual com um efeito de corte, sem remoção tecidual, enquanto que níveis mais altos resultam em vaporização, com verdadeira ablação tecidual¹⁵.

O Holmium:YAG laser é considerado o mais efetivo equipamento de litotripsia disponível¹⁷⁹. A profundidade de seu efeito sobre os tecidos é limitada a cerca de 400 μ m (0,4 mm) de profundidade, o que lhe confere segurança, desde que adequadamente utilizado¹⁵. Mesmo o contato acidental com os tecidos próximos ao cálculo provoca pouco dano e com mínima

repercussão, graças a sua pequena profundidade de ação. Vários equipamentos de Holmium:YAG laser estão hoje disponíveis no mercado, funcionando com frequência de pulsos que variam de 3 Hz a 30 Hz, energia por pulso de 0,2 J a 4 J, duração do pulso de 250 μ s a 700 μ s e potência final, calculada pelo produto da energia pela frequência, de 15 Watts (W) até mais de 80 W^{18, 62, 182, 23}. A potência desse sistema pode ser controlada pela alteração da energia de cada pulso ou pela frequência dos pulsos. Um laser de hélio-néon (He-Ne), com comprimento de onda de 633 nm, visível ao olho humano e inofensivo aos tecidos, atua como luz piloto, identificando o ponto de ação do Holmium:YAG laser¹⁹⁶.

O Holmium:YAG laser destrói os cálculos urinários através de um efeito de vaporização mais do que pela simples fragmentação. Produz fragmentos menores do que qualquer outro método de litotripsia correntemente utilizado, em geral menores do que 3 mm, que são eliminados sem a necessidade de qualquer método auxiliar²⁰⁵. Vassar *et al.* (1998)²⁰⁷, observaram que os fragmentos gerados por esse processo de fragmentação medem entre 0,08 e 0,19 mm.

Experimentos em laboratório que avaliaram o poder de fragmentação de cálculos urinários dos diferentes métodos listaram, em ordem crescente, os seguintes: laser Alexandrita, EHL, Pulsed-dye laser e Holmium:YAG laser²³⁵.

A energia do Holmium:YAG laser é transportada através de fibras de quartzo de sílica, com baixa densidade de água, de forma eficiente e segura. Essas fibras estão disponíveis com diferentes diâmetros. As fibras de 200 μ m, com capacidade de deflexão de até 120°, são ideais para uso em ureteroscópios flexíveis, enquanto as de 365 μ m são consideradas as fibras ideais para uso

nos ureteroscópios semi-rígidos. As fibras de 550 μm e 1.000 μm , por sua vez, são mais adequadas para o tratamento de cálculos renais ou vesicais. Diferentes fibras possuem diferentes capacidades de condução de energia. As fibras de 550 μm ou 1.000 μm são adequadas para condução de maiores quantidades de energia, podendo conduzir uma energia média de 1,2 J/pulso (0,6 a 2,4 J/pulso), com freqüência média de 8 Hz (5 a 15 Hz). As fibras de 365 μm são apropriadas para conduzir uma energia média de 0,8 J/pulso (0,6 a 1,4 J/pulso), com freqüência média de 5 Hz. Já as fibras de 200 μm são adequadas para condução de energia média de 0,6 J/pulso (0,4 a 1,4 J/pulso), com freqüência média de 5 Hz⁷². Alguns autores não recomendam, entretanto, a utilização de energia superior a 1,0 J ou freqüência maior do que 10 Hz com as fibras de 200 μm ou 365 μm ¹⁸².

A densidade de energia (DE) é calculada pela fórmula $DE = \text{energia empregada} / (\text{duração do pulso} \times \text{diâmetro da fibra})$ ⁴⁷. VASSAR *et al.*²⁰⁷ (1998) demonstraram que a capacidade de fragmentação do Holmium:YAG laser está diretamente relacionada à densidade de energia transmitida e que o aumento da energia utilizada da mesma forma que aumenta a DE, aumenta o risco de causar danos aos tecidos e compromete a durabilidade das fibras. A par disso, uma diminuição do diâmetro da fibra, embora aumente a DE que conduz, também aumenta significativamente o seu desgaste, limitando a quantidade de energia transportada⁴⁷.

Além do diâmetro da fibra, a DE transmitida ao cálculo também é influenciada pelo ângulo de incidência do laser, um fator menos significativo

para os cálculos ureterais, já que nessa situação o ângulo ideal é 0° , com a fibra colocada no mesmo sentido do cálculo²⁰¹.

A energia necessária para fragmentar um cálculo urinário com o Holmium:YAG laser depende da sua constituição. Os cálculos mais duros, como os de oxalato monohidratado de cálcio, necessitam de mais energia, algo em torno de 6 J/mg de cálculo. A energia necessária é tanto menor quanto menor é a dureza do cálculo. Assim, cálculos de cistina necessitam de cerca de 5,8 J/mg, os de ácido úrico 4,8 J/mg, os de brushita 3,8 J/mg e os de estruvita 2,8 J/mg¹⁸¹. RAZVI *et al.*¹⁵⁰ (1996) sugeriram o uso de 0,6 J/pulso a 1,2 J/pulso, com frequência de 8 Hz a 10 Hz, para os cálculos mais duros. Para os cálculos mais moles, entretanto, como os de oxalato dihidratado de cálcio (vedelita) e estruvita, sugeriram o uso de 0,2 J/pulso a 0,6 J/pulso e frequência de 6 Hz a 8 Hz.

1.7.5 Outros sistemas de litotripsia intracorpórea

Novas formas de litotripsia intracorpórea têm sido desenvolvidas, mas não vêm obtendo popularidade em função do custo, da menor eficiência em relação aos métodos tradicionalmente utilizados ou simplesmente por motivos mercadológicos.

O impactador eletromecânico (EKL) foi originalmente descrito por DRETLEER *et al.*⁵¹ (1991), com o objetivo de produzir um sistema de litotripsia intracorpórea que dispensasse a visão direta, podendo ser guiado apenas pela fluoroscopia, o que não ocorreu. Trata-se de um eletrodo eletrodrúlico convencional de 3 Fr, contido em uma bainha de aço inoxidável, em cuja extremidade distal existe uma ponteira de titânio com mobilidade limitada por um sistema de molas. Esse sistema balístico utiliza energia eletromagnética para gerar uma onda de choque (pela produção de vapor conseqüente à faísca gerada pelo eletrodo eletrodrúlico) e propelir uma haste metálica rígida e, assim, fragmentar cálculos posicionados à sua frente^{53, 102}.

Enquanto DRETLEER *et al.*⁵¹ (1991) relataram taxas de fragmentação parcial ou completa em 15 de 18 cálculos (83%), KEELEY JUNIOR *et al.*⁹⁸ (1999) obtiveram fragmentação completa em 80% de 56 casos. MENEZES *et al.*¹²⁷ (2000) fizeram um estudo prospectivo randomizado comparando Litoclast e EKL e concluíram que não havia diferença estatisticamente significativa na proporção de pacientes livres de cálculos em ambos os grupos. Em função da utilização de “probes” rígidos, este método de litotripsia não pode ser usado em ureteroscópios flexíveis.

Outro sistema recentemente desenvolvido é o Swiss Lithoclast Master ou Lithoclast Ultra (EMS-Lyon/Suíça), uma combinação de litotritor pneumático e ultra-sônico, podendo ambos ser operados de forma simultânea ou separada^{143, 185}. HAUPT *et al.*⁷⁸ (2001) relataram 100% de fragmentação de cálculos com o Lithoclast Ultra, independentemente de sua constituição. AUGÉ *et al.*⁸ (2002) fragmentaram cálculos experimentalmente em 7,41 min

em média com o Lithoclast Ultra, contra 12,87 min com a LU e 23,76 min com a LP, produzindo fragmentos de, em média, 1,67 mm, contra 3,67 mm com a LU e 9,07 mm com a LP. Estudos clínicos demonstraram taxas de sucesso de 80% a 89,7% com o método¹¹⁴.

Um sistema de laser que tem se mostrado promissor é o Erbium:YAG laser (Er:YAG laser), um laser em estado sólido com comprimento de onda de 2.940 nm e duração de pulso de 275 μ s, com ação fototérmica e, à semelhança do Holmium:YAG laser, com mínimo efeito fotoacústico, em função da longa duração de seus pulsos. O sistema produz bolhas de vapor semelhantes às de um torpedo, com maior extensão longitudinal – ao invés da forma de pêra característica das bolhas produzidas pelo Holmium:YAG laser – tornando-o mais seguro e determinando maior absorção de sua energia pelo cálculo. Isso faz do Er:YAG laser um método de litotripsia intracorpórea mais eficiente e mais seguro do que o Holmium:YAG laser²⁴. TEICHMAN¹⁹³ *et al.* (2001) compararam sua ação com o Holmium:YAG laser, relatando sua maior eficiência na fragmentação de cálculos mais duros, como os de vevelita ou de cistina, além da maior rapidez nesse processo, não havendo, entretanto, diferença significativa entre o tamanho dos fragmentos produzidos por esses dois métodos de litotripsia intracorpórea.

A principal desvantagem do Er:YAG laser é a falta de um sistema adequado de fibras para condução de sua energia. Ele utiliza fibras de safira de 425 μ m, excessivamente caras (aproximadamente R\$ 2.100,00 por uma fibra de 1,5 m). As fibras de 150 μ m disponíveis, que poderiam ser utilizadas em ureteroscópios flexíveis, são muito frágeis e podem danificar esses

equipamentos. As fibras de 300 μm permitem a condução de uma potência limitada, cerca de 4,7 W a 10 Hz^{185, 198}.

2 OBJETIVO

2 OBJETIVO

O objetivo deste ensaio clínico é analisar a eficácia e as complicações do tratamento transureteroscópico do cálculo ureteral com Holmium:YAG laser.

3 CASUÍSTICA E MÉTODOS

3 CASUÍSTICA E MÉTODOS

Ensaio clínico não controlado realizado com 16 pacientes com cálculos ureterais submetidos a litotripsia transureteroscópica com Holmium:YAG laser, no período de abril a agosto de 2003, no Hospital Mãe de Deus de Porto Alegre/RS.

Os pacientes, nove homens e sete mulheres, tinham média de idade de 42 anos (6 a 68 anos).

Quatro cálculos estavam localizados no ureter superior, seis no ureter médio e seis no ureter inferior. Oito cálculos estavam localizados no ureter direito e 8 no ureter esquerdo.

Foram incluídos pacientes com cálculos sintomáticos maiores de 6 mm no seu maior diâmetro ou assintomáticos, quando evolução superior a 30 dias sem modificação na sua posição, em rim único ou associados à infecção urinária. Os casos dessa série foram tratados exclusivamente com URS e Holmium:YAG laser. O tamanho médio dos cálculos foi 1,10 cm (0,6 cm a 2 cm).

Enquanto apenas uma paciente com 6 anos de idade possuía um cálculo de 6 mm, 4 outros pacientes apresentavam-se com cálculos medindo entre 8 mm e 1 cm e os outros 11 pacientes eram portadores de cálculos ≥ 1 cm de diâmetro. Cinco cálculos eram impactados, três localizados em ureter superior (ABSF, IG e JLR), um localizado em ureter médio (ABF) e um localizado em ureter inferior (CLDNM).

Os métodos de tratamento disponibilizados aos pacientes foram a litotripsia extracorpórea por ondas de choque (LECO) e a ureteroscopia (URS). Todos os pacientes receberam informações a respeito dessas duas modalidades de tratamento, com ênfase às características de cada uma, como modo de ação, taxas de sucesso, necessidade de anestesia, duração do procedimento, necessidade de internação hospitalar, duração do procedimento, tempo necessário para a eliminação completa do cálculo ou de seus fragmentos e complicações. Com base nesses dados, os pacientes que optaram pela URS, assim como aqueles com contra-indicações à LECO, foram submetidos à litotripsia transureteroscópica com o Holmium:YAG laser. Todos os pacientes participantes do estudo assinaram um “termo de conhecimento e de consentimento”, o qual continha todas as informações consideradas necessárias a respeito do tratamento a que seriam submetidos.

A medida dos cálculos foi obtida pelo raio X simples de abdômen ou pela ultra-sonografia, considerando-se o seu maior diâmetro. Cálculos menores do que 6 mm foram retirados sem fragmentação, sob controle fluoroscópico e ureteroscópico.

Para o acesso ao cálculo foi usado o ureteroscópio semi-rígido da marca ACMI, modelo MRO 742A, com 7 Fr em sua extremidade distal, com 42 cm de comprimento e canal de trabalho único de 5,4 Fr. Para a litotripsia, fez-se uso do Holmium:YAG laser*. A energia foi conduzida através de fibras de quartzo** reutilizáveis de 365 µm. O equipamento de Holmium:YAG laser e a fibra utilizados podem ser vistos nas figuras 1 a 3.

* O equipamento gerador de Holmium:YAG laser utilizado foi o DORNIER MEDILAS H, com comprimento de onda de 2,1 µm, energia por pulso de 200 mJ a 1.800 mJ, frequência de pulsos de 3 Hz a 10 Hz, duração de pulso de 250 µs e potência final de até 15 W.

** As fibras utilizadas foram da marca DORNIER MEDTECH.

(1a)



(1b)



Fig. 1a e 1b - Equipamento de laser Dornier/Medilas H[®].

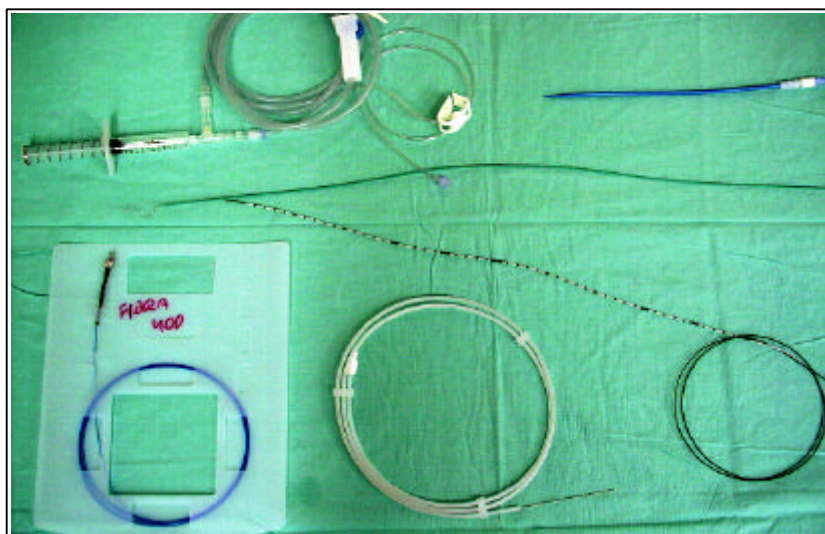


Fig. 2 - Fibra de quartzo para Holmium:YAG laser e material necessário para o corte da fibra.

O procedimento iniciou com a passagem de um fio-guia teflonado de segurança, de 0,035 ou 0,038 polegada através de um cateter ureteral de 6 Fr, sob visão endoscópica com um cistoscópio de 22 Fr e controle fluoroscópico com arco em C. Fio-guia hidrofílico* foi utilizado quando da impossibilidade da passagem do fio-guia convencional ou no tratamento de cálculos impactados. Cálculo impactado foi definido como aquele que não teve sua posição modificada nos últimos dois meses, ou cálculo que não é deslocado com as medidas habituais, e pelo qual não é possível a passagem de um fio-guia ou de um cateter ureteral, nas tentativas iniciais^{132, 157}.

Dilatação do meato ureteral com dilatadores faciais de 6 Fr a 12 Fr foi realizada quando havia dificuldade na passagem do ureteroscópio pelo mesmo ou quando o mesmo sugeria ser demasiadamente pequeno para o calibre do endoscópio.

* E-Z Glyder/ACMI-USA.

O passo seguinte foi a introdução do ureteroscópio sob controle visual, utilizando-se uma microcâmera, e controle fluoroscópico, ao lado e ao longo da guia de segurança. Sempre que ocorreram dificuldades na passagem do ureteroscópio pelo meato, um segundo fio-guia foi introduzido junto com um cateter de 6 Fr. O ureteroscópio, então, avançou sobre esse conjunto, como sugere STOLLER *et al.*¹⁸⁴ (1992). Da mesma forma, manobras como a rotação de 180° da ponta do ureteroscópio ou colocação de mais de um fio-guia foram utilizadas para esse fim^{9, 147, 162}. A irrigação foi feita com soro fisiológico, evitando-se pressão demasiadamente alta, para prevenir migração retrógrada do cálculo.

As figuras 3a e 3b apresentam os instrumentos habitualmente utilizados na URS com Holmium:YAG laser.

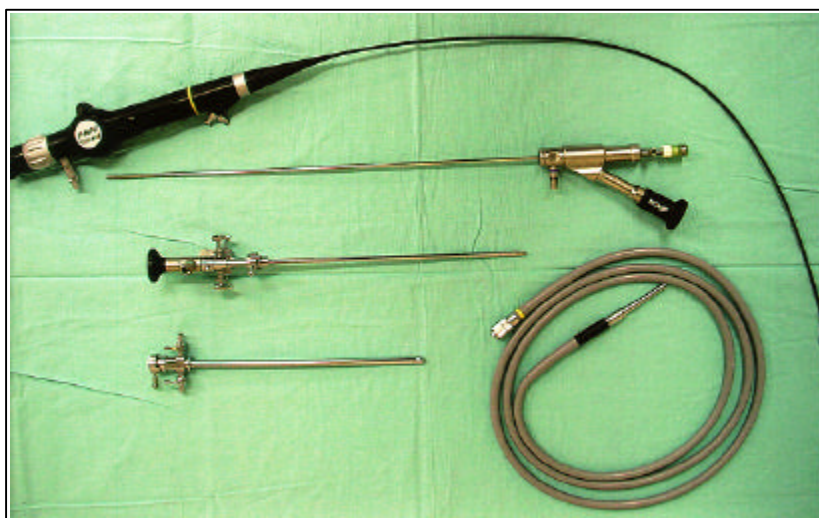


Fig. 3a - Mesa cirúrgica montada: endoscópios.



Fig. 3b - Mesa cirúrgica montada: material descartável.

Uma vez atingido o cálculo, o ureteroscópio foi posicionado para que uma visão adequada do mesmo fosse obtida. A litotripsia foi realizada com uma frequência inicial de 5 Hz e energia de 600 mJ. Sempre que necessário, a energia foi aumentada até 1.000 mJ e a frequência até 10 Hz. Somente em cálculos de difícil fragmentação a energia por pulso ultrapassou esse limite.

Foi considerado como sucesso a inexistência de fragmentos maiores do que 3 mm após a vaporização do cálculo. Essa medida foi adotada em função de que fragmentos menores do que esses costumam ser eliminados espontaneamente, não causando, habitualmente, grande desconforto. A maior parte das publicações adota essa medida como limite na definição da taxa de sucesso⁹. A medida aproximada dos fragmentos foi obtida pela sua comparação com o diâmetro do fio-guia de segurança. Fragmentos de

cálculos medindo até três vezes a medida do fio-guia de 0,038 polegada correspondem a cerca de 3 mm.

Taxa de sucesso foi definida como o percentual de pacientes sem fragmentos residuais maiores do que 3 mm visíveis à ureteroscopia ou ao raio X simples de abdômen realizado no dia seguinte ao procedimento^{90, 107}. Foi analisado o coeficiente de eficiência, como descrito por Clayman *et al.* em 1989 e, desde então, utilizado por muitos autores como um método adequado para comparação entre diferentes formas de tratamento de cálculos ureterais, sendo expresso pela fórmula¹³⁵:

$$\frac{\text{Pacientes livres de cálculos (\%)}}{\% \text{ sucesso} + \% \text{ retratamento} + \% \text{ procedimentos auxiliares}} \times 100$$

Eventuais fragmentos maiores do que 3 mm excessivamente móveis, dificultando sua fragmentação, ou com risco de migração retrógrada, foram removidos com pinças ou sondas do tipo cesta. Após a retirada do cálculo, foi realizada pielografia retrógrada, para avaliar a integridade da parede ureteral e a presença de fluxo ureteral adequado. Cateter de drenagem interna do tipo “duplo J” fixo a um fio de mononylon 3-0 exteriorizado pela uretra, de forma a permitir a sua retirada sem a necessidade de procedimentos adicionais, foi colocado rotineiramente e mantido por 48 horas. Existindo processo inflamatório ou edema importante, extravazamento do contraste ou perfuração da parede ureteral diagnosticados durante o procedimento, o cateter foi deixado por quatro semanas.

O controle após o procedimento foi feito com raio X simples do abdômen no dia seguinte e estudo ultra-sonográfico do abdômen em 30 dias. Em caso de dor persistente ou febre, a ultra-sonografia foi antecipada.

Todos os pacientes realizaram o procedimento com anestesia geral induzida com propofol (150 mg a 200 mg), fentanil (100 µg a 200 µg) e mantida de forma inalatória com halogenados (isoflurano ou sevorano), em geral com máscara laríngea. Todos os pacientes realizaram o procedimento internados por 24 h a quatro dias. Durante esse período, utilizaram analgesia, conforme a necessidade, com dipirona e meperidina e, de forma fixa, anti-inflamatórios do grupo dos não esteroidais (diclofenaco sódico a cada 12 h ou cetoprofeno a cada 8 h). Houve adequado controle da dor pós-operatória. Antibiótico profilático (cefazolina) foi utilizado cerca de 2 h antes do procedimento e mantido por até 48 h após. Os pacientes foram liberados do hospital mantendo analgesia com anti-inflamatórios pela via oral (meloxicam) e paracetamol/codeína quando necessário.

4 RESULTADOS

4 RESULTADOS

O tempo médio de procedimento, do início ao final da URS, sem considerar o tempo de indução e recuperação anestésica, foi de 28 minutos (17 min a 43 min). O número médio de pulsos foi 640 (190 a 1.098). O tempo médio de utilização do laser foi de 2 min 32 s (38 s a 6 min 24 s). A potência média utilizada foi de 5,3 W (2,4 W a 7,5 W). Dos 16 cálculos, 93,75% se fragmentaram com até 6 W de potência. A energia média utilizada foi de 622,1 J (179,6 J a 1.144 J).

Todos os 16 cálculos foram fragmentados. A taxa de sucesso imediato foi de 81,25% (13/16). Incluindo uma paciente (CLDNM) que eliminou um fragmento residual espontaneamente após a retirada do cateter “duplo J”, sem a necessidade de qualquer procedimento auxiliar e sem queixas importantes, a taxa de sucesso atingiu 87,5%. Obteve-se, assim, um coeficiente de eficiência¹³⁵ de 77,8%.

Houve dois casos de migração retrógrada de fragmentos de cálculo, ambos de cálculos maiores do que 1 cm no maior diâmetro e ambos de ureter superior. Nos dois casos, os fragmentos mediam em torno de 9 mm e foram tratados posteriormente com LECO, com resolução completa em um caso (ABSF) e eliminação espontânea, cerca de três meses após a sessão de LECO, no outro (IG). Em três casos, foram utilizadas sondas do tipo

“cesta” para retirada de fragmentos maiores do que 3 mm, com a finalidade de abreviar o procedimento.

Cateteres de drenagem interna do tipo “duplo J” foram utilizados em 12 pacientes (75%). Em 10 desses, o cateter foi retirado em até 72 h após o procedimento. Quatro pacientes não utilizaram qualquer tipo de dreno após o procedimento e evoluíram de forma semelhante ao observado nos pacientes cateterizados, e dois utilizaram drenos do tipo “duplo J” por 30 dias em função de complicações. Todos os pacientes foram acompanhados por um período mínimo de 90 dias (90 a 180 dias).

Dos 16 pacientes, uma era gestante de 28^a semana de gestação com um cálculo sintomático de 1,5 cm de diâmetro localizado em ureter inferior e uma era criança, com 6 anos de idade, com um cálculo, igualmente sintomático, em ureter médio de 6 mm e dois cálculos renais, todos à esquerda, com 1 cm e 1,2 cm de diâmetro.

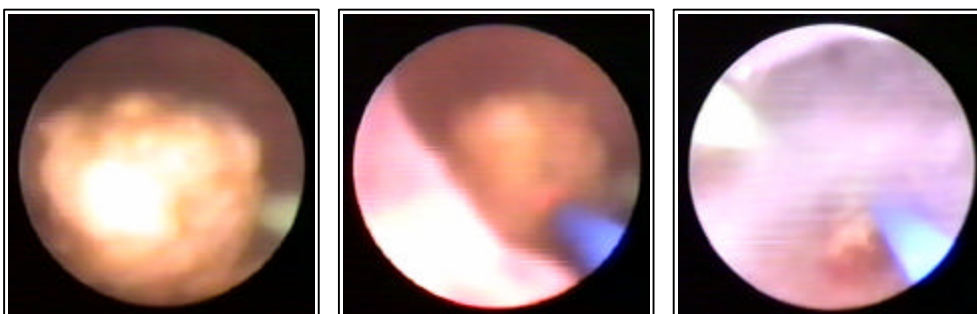
Houve três casos de perfuração ureteral, com incidência de 18,8%. Em dois desses casos ocorreu extravazamento de contraste à pielografia transoperatória. Ambos eram de cálculos maiores do que 1 cm, impactados e ambos em ureter superior (ABSF e IG). Cateter de drenagem interna do tipo “duplo J” foi deixado nos dois casos por 30 dias, com resolução do quadro sem seqüelas.

No terceiro caso ocorreu uma coleção líquida periureteral com cerca de 10 cm de diâmetro, diagnosticada à US realizada 7 dias após o procedimento, em função de dor em flanco e febre de até 38 °C (ABF). Houve resolução completa do quadro com antibioticoterapia e analgesia com acetaminofen 750 mg, três a quatro vezes ao dia. Ultra-sonografia realizada

Tabela 2 - Pacientes com cálculos ureterais tratados com Holmium:YAG laser: Resultados

	Idade (anos)	Medida (cm)	Duração ^(a) (min)	Tempo ^(b) (min:seg)	Pulsos (P)	Energia (J)	Potência (W)	Resultado ^(c)
Média	42	1,1	27,6	02:31	640,0	622.2	5,3	87,5 ^(d)
Desvio-padrão	–	0,3	7,2	01:21	237,1	271.0	1,2	–
Mínimo	6	0,6	17,0	00:38	190,0	179.6	3,0	–
Máximo	68	2,0	43,0	06:24	1.098	1.144	7,5	–

(a) duração total do procedimento do início ao término da endoscopia; (b) tempo total de uso do laser; (c) S: sucesso, I: insucesso; (d) taxa de sucesso em percentual (IC95%: 61,7 – 98,4).



4a

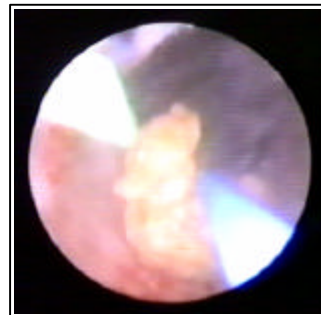
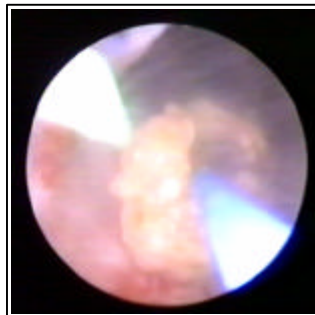
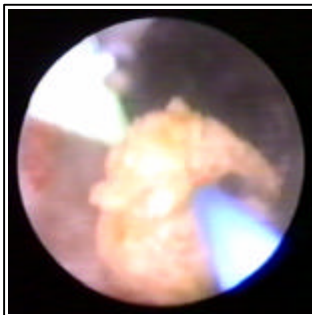
4b

4c

4d

4e

4f



4g

4h

4i

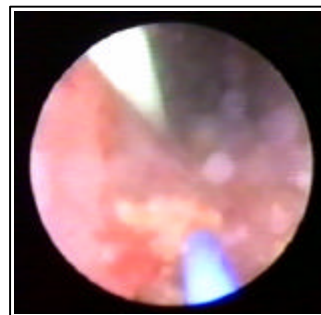
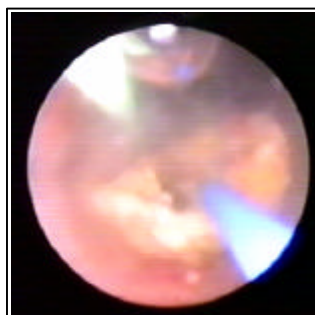


Fig. 4(a, b, c, d, e, f, g, h, i) – Processo de fragmentação de cálculo ureteral com Holmium:YAG laser.

5 DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

As indicações clássicas para intervir em um cálculo ureteral são sintomas intoleráveis ou intratáveis, infecção, obstrução importante, rim único, perda de função renal e improbabilidade de eliminação espontânea^{13, 29, 203}. Embora essas indicações não tenham mudado substancialmente, com o surgimento de alternativas terapêuticas mais efetivas e com menor morbidade elas têm-se tornado mais flexíveis^{13, 90}. Atualmente, deve-se considerar a possibilidade de uma intervenção terapêutica em qualquer paciente com cólica renal que exija atendimento hospitalar. Segundo BAGLEY¹² (2003), as antigas indicações de tratamento dos cálculos ureterais sofreram grandes modificações com a evolução dos endoscópios.

Apesar dessa evolução, em algumas situações a conduta expectante está indicada, já que a maior parte dos cálculos urinários é eliminada espontaneamente. Os principais fatores relacionados com a eliminação espontânea de um cálculo ureteral são o seu tamanho, a sua localização e o tempo de evolução⁹⁰.

Cálculos maiores que 6 mm no seu maior diâmetro são eliminados espontaneamente em apenas 15% dos casos¹²⁰. UENO *et al.*²⁰⁵ (1977) demonstraram que menos de 10% dos cálculos maiores ou iguais a 8 mm são eliminados espontaneamente. MORSE; RESNICK¹³¹ (1991) não relataram

nenhuma eliminação espontânea de cálculos maiores que 7 mm entre 328 pacientes com cálculos ureterais.

Cerca de 25% dos cálculos localizados em ureter superior, 45% em ureter médio e 70% em ureter inferior são eliminados espontaneamente^{131, 203}.

Muitos autores sugerem que um cálculo que não sofreu progressão nos últimos 30 dias tem poucas possibilidades de ser eliminado espontaneamente, independentemente do seu tamanho^{13, 25, 90, 129, 176}. MARBERGER *et al.*¹²⁰ (1994) sugerem que cálculos maiores que 5 mm não eliminados em até sete dias devem ser tratados.

Além disso a ocorrência de complicações cresce com o aumento do intervalo entre o diagnóstico e o tratamento. HÜBNER *et al.*⁹⁰ (1993) observaram que a incidência de complicações aumentou de 7% para os casos tratados em até quatro semanas para 20% com aqueles tratados após esse período. IRVING *et al.*⁹³ (2000) acompanharam 54 pacientes com cálculos maiores ou iguais a 5 mm. Em sua série, nenhum cálculo maior que 7 mm foi eliminado espontaneamente. Avaliando a perda de função renal associada à obstrução, eles concluíram que os cálculos pequenos também causam perda de função renal. Além disso, cerca de 28% dos pacientes com cálculos ureterais sintomáticos apresentaram perda de função renal, tendo a recuperação dessa função sido mais rápida e completa quando a desobstrução ocorreu em até sete dias de evolução.

Assim, em função da pequena possibilidade de eliminação espontânea e da chance maior de complicações, realizou-se, na presente amostra, tratamento precoce dos pacientes sintomáticos com cálculos maiores ou

iguais a 8 mm ou com período de evolução superior a 30 dias. Além disso, pacientes com quadros repetitivos de dor também foram tratados precocemente, independentemente da medida de seus cálculos.

Onze entre 16 dos pacientes possuíam cálculos maiores ou iguais a 1 cm no maior diâmetro e 10 apresentaram cálculos acima do cruzamento dos vasos ilíacos. O único paciente tratado com cálculo menor do que 8 mm foi uma criança de seis anos com um cálculo de 6 mm.

VAN SAVAGE *et al.*²⁰⁶ (2000) relatam que cálculos maiores do que 3 mm dificilmente são eliminados espontaneamente pela população pediátrica. SCHUSTER *et al.*¹⁶⁶ (2002) indicam tratamento de cálculos maiores que 4 mm em crianças, pela pequena probabilidade de eliminação espontânea desses cálculos nessa população.

Existem controvérsias a respeito de qual é a alternativa ideal de tratamento para o cálculo ureteral^{102, 103, 104}. Segundo a orientação da Associação Americana de Urologia (1997), os cálculos localizados na metade proximal do ureter devem ser tratados preferencialmente com a LECO, enquanto aqueles localizados na metade distal podem ser tratados tanto com a LECO como com a URS¹⁷¹. A orientação da Associação Européia de Urologia é semelhante²⁰³.

Entre as principais vantagens da LECO em relação à URS está o fato de ser um procedimento não invasivo, com menos complicações, e a possibilidade de ser realizada sem anestesia^{80, 115}. Entre as suas principais desvantagens, estão as menores taxas de sucesso em um só procedimento, já que necessita freqüentemente de procedimentos auxiliares ou de re-tratamentos, e um tempo maior para se atingir o status de “livre de cálculos”,

período em que o paciente não está livre de eventuais episódios de dor ou de outras complicações^{16, 102, 104}.

GRASSO *et al.*⁷¹ (1994), ao compararem os resultados da LECO e da URS para cálculos ureterais, relataram taxas de sucesso de 45% e 95% em 30 dias e de 62% e 97% em três meses, respectivamente, com a necessidade de procedimentos auxiliares em 31% dos casos de LECO e em somente 3% dos casos de URS. KÜPELI *et al.*¹⁰³ (1998) realizaram 1.580 litotripsias extracorpóreas para cálculos ureterais de diferentes tamanhos. Embora tenham obtido taxa de fragmentação de 71%, apenas 49,9% dos pacientes estavam livres de cálculos em três meses. YIP *et al.*²²² (1998) compararam LECO e URS com Holmium:YAG laser, com obtenção de taxas de sucesso de 78% e 100%, respectivamente, em ureter médio e de 77% e 95%, respectivamente, em ureter inferior. LAM *et al.*¹⁰⁴ (2002) relataram, em cálculos de ureter superior maiores de 1 cm, melhores resultados com Holmium:YAG laser do que com a LECO.

Os resultados da LECO são influenciados por uma série de variáveis, principalmente a localização, o grau de impactação, a constituição e o tamanho do cálculo^{102,103,104}. O tamanho e a constituição do cálculo não influenciam significativamente, entretanto, os resultados da URS com Holmium:YAG laser^{31,104}.

STROHMAIER *et al.*¹⁸⁵ (1999) realizaram estudo prospectivo comparando LECO e URS. Obtiveram taxas de sucesso, em uma única sessão, de 70,1% e 94,9%, respectivamente. Das 26 falhas da LECO, 23 foram com cálculos de oxalato monoidratado de cálcio.

PARK *et al.*¹⁴⁰ (1998) analisaram os resultados do tratamento de 442 pacientes com LECO e obtiveram taxa de sucesso de 74,7% em uma única sessão. Mas, enquanto a taxa de sucesso nos cálculos menores que 1 cm foi de 83,6%, nos cálculos maiores do que isso a taxa caiu para 42,1%. Cálculos localizados em ureter médio obtiveram menores taxas de fragmentação em função da dificuldade em localizá-los. Além disso, cálculos muito pequenos estão, eventualmente, associados com maus resultados com a LECO, em função das dificuldades de localização¹⁶.

Dois estudos comparando o grau de satisfação com o tratamento foram analisados. PESCHEL *et al.*¹⁴³ (1999) relataram que, entre os pacientes com cálculos de ureter inferior menores do que 5 mm, o grau de satisfação daqueles submetidos à LECO foi significativamente menor do que entre aqueles submetidos à URS, principalmente em razão do longo período necessário para ficarem completamente livres do cálculo. Não ocorreram diferenças no grupo com cálculos maiores do que 5 mm. PEARLE *et al.*¹⁴¹ (2001), entretanto, obtiveram graus de satisfação com o tratamento de 96% e 89% com a LECO e a URS, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa.

Além disso, ao mesmo tempo que a URS apresenta resultados melhores do que a LECO no tratamento dos cálculos ureterais, a incidência de complicações com este método diminuiu, mesmo no tratamento dos cálculos em ureter médio ou superior¹⁰. ERHARD *et al.*⁵⁷ (1996), que realizaram 80 URS para o tratamento de cálculos de ureter médio e superior, obtiveram taxa de sucesso de 94%, sem nenhuma complicação grave. Na revisão dos resultados do tratamento de 1.997 cálculos com Holmium:YAG laser por

diversos autores, encontrou-se relato de apenas 33 perfurações ureterais^{17, 35, 42, 45, 60, 72, 104, 150, 162, 174, 181, 187, 189, 195, 210}.

Os cálculos ureterais maiores de 1 cm impactados, os de difícil localização, os de composição mais dura ou os localizados no terço inferior têm maiores possibilidades de resolução com a URS do que com a LECO^{47, 103, 157, 185}. Além disso, nas falhas da LECO ou nos pacientes que, por preferência pessoal, razões clínicas ou motivos profissionais, necessitem estar livres de cálculos mais rapidamente, os resultados são melhores com a URS. PACE *et al.*¹³⁹ (2001), que demonstraram uma queda significativa na taxa de fragmentação dos re-tratamentos com a LECO, sugerem a utilização da URS após falha na primeira tentativa.

LOTAN *et al.*¹¹⁷ (2002) compararam os resultados do tratamento do cálculo ureteral de forma conservadora, com a URS e com a LECO. Observaram que o custo do tratamento com LECO foi superior ao custo com a URS. STROHMAIER *et al.*¹⁸⁵ (1999) consideram que a LECO tem maior custo-efetividade do que a URS no tratamento de cálculos de ureter distal.

Com o Holmium:YAG laser, em função da possibilidade de utilização em ureteroscópios flexíveis ou semi-rígidos de calibre muito pequeno, e por sua capacidade de fragmentar praticamente qualquer cálculo que possa ser atingido por esta forma de energia, a URS pode ser usada para o tratamento de cálculos em qualquer nível do ureter, com taxas de sucesso superiores às obtidas com a LECO e incidência de complicações comparável, independentemente do tamanho do cálculo ou da sua localização¹⁰⁴. Assim, a URS vem deixando de ser uma técnica complementar ou alternativa à LECO para tornar-se uma concorrente^{66, 176}.

A localização do cálculo exerceu, entretanto, uma influência importante sobre os resultados aqui obtidos. Os insucessos ocorreram em dois de quatro cálculos localizados no ureter superior, os quais, embora fragmentados, migraram para o rim. O ureteroscópio flexível disponível foi inutilizado, impossibilitando a completa fragmentação do cálculo no interior do rim no mesmo tempo cirúrgico. Se isso não tivesse ocorrido, a taxa de sucesso seria maior.

Para muitos autores, o principal determinante das taxas de sucesso dos diferentes litotritores habitualmente utilizados é a sua capacidade de acesso ao cálculo, e não propriamente a capacidade de fragmentação^{62, 77, 85, 159, 163}. HOLLENBECK *et al.*⁸⁵ (2001) relataram taxas de sucesso de 96% e 78% no tratamento de cálculos ureterais abaixo e acima do cruzamento do ureter com os vasos ilíacos, respectivamente. Atribuíram essa diferença à dificuldade de acesso ao cálculo com ureteroscópios rígidos. YINGHAO *et al.*²²⁰ (2000) trataram 145 cálculos ureterais com LP, com taxa de sucesso de 69,7%, tendo havido em 30% falha devido à dificuldade de visualização do cálculo.

Em todos os casos da presente série, o acesso ao cálculo foi possível utilizando exclusivamente um ureteroscópio semi-rígido de 7 Fr, tendo todos os cálculos sido fragmentados. Embora inúmeros autores não recomendem a utilização de ureteroscópios rígidos ou semi-rígidos acima do cruzamento dos vasos ilíacos^{9, 169}, outros sugerem que, quando possível, os ureteroscópios semi-rígidos de pequeno calibre possam ser utilizados acima deste limite^{11, 13, 126}.

CONLIN *et al.*³² (1997) relatam que as principais vantagens do ureteroscópio semi-rígido em relação ao flexível, no tratamento dos cálculos ureterais, são a introdução facilitada, a maior qualidade da imagem, a

facilidade no uso de instrumentos em função do canal de trabalho mais amplo, o menor custo e a maior durabilidade.

As grandes vantagens do ureteroscópio flexível são a maior facilidade de transitar por ureteres tortuosos e a possibilidade de tratamento concomitante de cálculos renais^{9, 32}. Em função de dificuldades técnicas com relação à introdução e controle, os ureteroscópios flexíveis não devem ser utilizados no ureter inferior⁹.

SHROFF *et al.*¹⁷⁴ (1996) realizaram 114 URS utilizando apenas ureteroscópio semi-rígido de 7,5 Fr, em 103 delas sem qualquer dificuldade de acesso. Outros autores relatam bons resultados utilizando apenas ureteroscópios semi-rígidos^{17, 31, 45, 66, 104, 125, 162, 189, 222, 223}.

BAGLEY; ERHARD¹¹ (1995) recomendam que o canal de trabalho do ureteroscópio deva ter pelo menos 2,2 Fr para acomodar uma fibra de quartzo de 200 µm. O ureteroscópio semi-rígido utilizado no presente trabalho possuía um canal único de trabalho e irrigação, embora com entradas separadas, com 5,4 Fr, possibilitando não somente uma adequada irrigação, mas também a utilização de inúmeros instrumentos auxiliares. Mostrou-se,

ureteral e a migração proximal. A tabela oito sumariza as taxas de sucesso dessas técnicas.

Tabela 3 - Revisão da literatura: uso da EHL* em cálculos ureterais – 1983-1999

Autor	Cálculos n	Taxa de sucesso % (n/n)	Migração retrógrada %	Perfurações % (n/n)
Anderson <i>et al.</i> (1994) ⁶	7	100	0	0
Basar <i>et al.</i> (1996) ¹¹⁵	198	57,5 (114/198)	–	19,7 (39/198)
Begun <i>et al.</i> (1988) ¹⁴	15	73 (11/15)	–	20 (3)
Coptcoat <i>et al.</i> (1987) ³⁴	15	80 (12/15)	–	–
Denstedt ; Clayman (1990) ³⁹	22	91 (20/22)	–	9 (2)
Green; Lytton (1985) ⁷⁴	9	90 (8/9)	–	–
Hofbauer <i>et al.</i> (1995) ⁸²	34	85,3 (29/34)	10,5	17,6 (6)
Huffman <i>et al.</i> (1983) ⁹¹	2	100 (2/2)	–	0
Küpeli <i>et al.</i> (1998) ¹⁰³	33	90,9 (30/33)	–	12,1 (4)
Piergiovanni <i>et al.</i> (1994) ¹⁴⁴	16	62 (10/16)	1	–
See <i>et al.</i> (1997) ¹⁶⁷	94	94,5 (89/94)	–	–
Strömayer <i>et al.</i> (1999) ¹⁸⁵	9	100	–	11 (1)
Teichman <i>et al.</i> (1997) ¹⁹⁵	23	56 (13/23)	–	13 (3)
Wilscher <i>et al.</i> (1988) ²¹⁸	33	100	–	10 (3)
Total	510	75,9 (387/510)	–	15,84 (61/385)

* Litotipsia intracorpórea eletrodráulica.

Tabela 4 - Revisão da literatura: uso da LU* em cálculos ureterais – 1987-1998

Autor	Cálculos n	Taxa de sucesso % (n/n)	Migração retrógrada % (n)	Perfurações % (n)
Chaussy <i>et al.</i> (1987) ²⁶	118	96,6 (114/118)	–	12 (14)
Esuvaranathan <i>et al.</i> (1992) ⁵⁸	98	71,4 (70/98)	–	1 (1)
Küpeli <i>et al.</i> (1998) ¹⁰³	311	88,1 (272/311)	–	1,3 (4)
Murthy <i>et al.</i> (1997) ¹³³	25	64 (16/25)	–	0
Netto <i>et al.</i> (1997) ¹³⁶	161	95,6 (154/161)	1,8 (28)	9,4 (15)
Total	713	87,8 (626/713)	-	4,76 (34/713)

* Litotripsia intracorpórea ultra-sônica.

Tabela 5 - Revisão da literatura: uso da LP* em cálculos ureterais – 1994-2001

Autor	Cálculos n	Taxa de sucesso % (n/n)	Migração retrógrada % (n/n)	Perfurações % (n)
Ather <i>et al.</i> (2001) ⁷	214	90 (193/214)	2,5 (5)	–
Bennani <i>et al.</i> (1994) ⁴⁶	128	92,6 (88/128)	31 (31/128)	–
Chambô <i>et al.</i> (1996) ²²	47	91 (43/47)	0	0
Grasso <i>et al.</i> (1994) ⁷¹	42	95 (40/42)	–	–
Hofbauer <i>et al.</i> (1995) ⁸²	38	89,5 (34/38)	10,5 (4/38)	2,6 (1)
Knispel <i>et al.</i> (1998) ¹⁸⁶	143	73,7 (105/143)	12,5 (18/143)	3,5 (5)
Kok <i>et al.</i> (1998) ¹⁸⁶	74	89,7 (66/74)	2,7 (2/74)	0
Kostacopoulos <i>et al.</i> (1995) ¹⁰⁰	156	100	–	1,9 (3)
Küpeli <i>et al.</i> (1998) ¹⁰³	140	95 (133/140)	–	1,4 (2)
Sun <i>et al.</i> (2000) ¹⁸⁷	150	70,7 (106/150)	–	3,3 (5)
Menezes <i>et al.</i> (2000) ¹²⁷	23	74 (17/23)	14 (3/23)	0
Murthy <i>et al.</i> (1997) ¹⁸⁶	122	93,4 (114/122)	1,6 (2/122)	0
Naqvi <i>et al.</i> (1994) ¹³⁴	152	95,4 (145/152)	–	1 (2)
Orri <i>et al.</i> (1996) ¹³⁸	41	90 (37/41)	–	–
Peschel <i>et al.</i> (1999) ¹⁴³	40	75 (30/40)	–	0
Piergiovanni <i>et al.</i> (1994) ¹⁴⁴	17	88 (15/47)	6 (1/17)	11,7 (2)
Pupoo <i>et al.</i> (1999) ¹⁴⁷	378	88,3 (334/378)	5,8 (22/378)	1,3 (5)
Smet <i>et al.</i> (1995) ¹⁷⁴	7	71,4 (5/7)	28,6 (2/7)	14 (1)
Wadhwa <i>et al.</i> (1994) ²¹¹	43	80 (35/43)	–	0
Yingao <i>et al.</i> (2000) ²²⁰	160	70 (112/160)	9,6 (14/160)	3,4 (5)
Total	2.115	85,5 (1.808/2115)	8,2 (112/1.351)	1,83 (31/1.690)

* Litotripsia intracorpórea pneumática.

Tabela 6 - Revisão da literatura: uso do Holmium:YAG laser* em cálculos ureterais - 1996-2002

Autor	Cálculos n	Taxa de sucesso % (n/n)	Migração retrógrada % (n)	Perfurações % (n)
Biyani <i>et al.</i> (1998) ¹⁷	48	98 (47/48)	2	2 (1)
Cheung <i>et al.</i> (2001) ³¹	134	91 (123/134)	6,7 (9)	–
Costello <i>et al.</i> (2000) ³⁵	17	94,1 (16/17)	0	0
Denstedt <i>et al.</i> (1995) ⁴²	58	100	–	0

Devarajan <i>et al.</i> (1998) ⁴⁵	269	86 (232/269)	4 (11)	4 (11)
Fortes <i>et al.</i> (2000) ⁶⁰	58	93,1 (54/58)	–	6,9 (4)
Gould <i>et al.</i> (1998) ⁶⁶	127	97 (123/127)	0	0
Grasso <i>et al.</i> (1998) ⁷²	211	97 (204/211)	–	1,7 (2)
Lam <i>et al.</i> (2002) ¹⁰⁴	31	96,7 (30/31)	–	0
Matsuoka <i>et al.</i> (1999) ¹²⁴	88	92 (81,88)	–	–
Razvi <i>et al.</i> (1996) ¹⁵⁰	71	85 (60/71)	1,4 (1)	1,4 (1)
Scarpa <i>et al.</i> (1999) ¹⁶²	150	92,6 (139/150)	6,6 (10)	0
Shroff <i>et al.</i> (1996) ¹⁷⁴	134	86,6 (99/134)	5,1 (6)	2,6 (3)
Sofer <i>et al.</i> (2002) ¹⁸¹	542	98 (531/542)	–	1,1 (6)
Sun <i>et al.</i> (2000) ¹⁸⁷	140	95,7 (134/140)	–	0
Taari <i>et al.</i> (1999) ¹⁸⁹	65	91 (59/65)	–	7,7 (5)
Teichman <i>et al.</i> (1997) ¹⁹⁵	47	94 (44/47)	–	0
Wollin <i>et al.</i> (1999) ²¹⁹	16	84 (13/16)	–	0
Yip <i>et al.</i> (1998) ²²²	61	97 (59/61)	–	–
Yiu <i>et al.</i> (1996) ²²³	47	92 (43/47)	12,76 (6)	–
Total	2.314	92,9 (2.149/2.314)	5,3 (43/812)	1,65 (33/1.997)

* Litotripsia intracorpórea com Holmium :YAG laser.

Tabela 7 - Revisão da literatura: pulsed-dye laser* em cálculos ureterais - 1990-1998

Autor	Cálculos n	Taxa de sucesso %	Migração retrógrada % (n)	Perfurações % (n)
Bierkens <i>et al.</i> (1998) ¹⁷	105	98	?	
Boline <i>et al.</i> (1994) ⁴⁵	248	95	1,6 (4)	0,4 (1)
Dretler <i>et al.</i> (1990) ⁴⁶	222	77	0,9 (2)	4,4 (10)
Fugelso; Neal (1991) ⁶⁵	139	91		
Kelly <i>et al.</i> (1995) ⁴⁵	290	95	2,4 (7)	2 (6)
McDermott <i>et al.</i> (1993) ¹¹⁹	175	77		2,4 (4)
Total	1.179	88,6	1,7	2,24

* Litotripsia intracorpórea com pulsed-dye laser

Tabela 8 - Revisão da literatura: sistemas de litotripsia intra-corpórea - 1983-2002

Litotridor	Cálculos n	Taxa de sucesso* % (n/n)	Migração retrógrada % (n/n)	Perfurações % (n/n)
EHL**	510	75,9 (387/510)	–	15,84 (61/385)
LU**	801	86,9 (696/801)	–	4,24 (34/801)
LP**	2.115	85,5 (1.808/2.115)	8,2 (112/1.351)	1,83 (31/1.690)
Holmium:YAG laser	2.314	92,9 (2.149/2.314)	5,3 (43/812)	1,65 (33/1.997)
Pulsed-dye laser	1.179	88,6	1,7	2,24

* Em somente um procedimento

** EHL: litotripsia eletrohidráulica, LU: litotripsia ultra-sônica, LP: litotripsia pneumática.

Não houve diferenças estatisticamente significativas* entre as taxas de sucesso obtidas com a LU, a LP e o pulsed-dye laser. No entanto, esses

três litotritores proporcionaram taxas de sucesso estatisticamente superiores às obtidas com a EHL. O Holmium:YAG laser, por sua vez, apresentou taxa de sucesso significativamente superior a todos os anteriores*.

SUN *et al.*¹⁸⁸ (2001) compararam LP e Holmium:YAG laser em 285 pacientes com cálculos ureterais. Eles relataram taxas de sucesso em uma única sessão de 69,7% e 95,7%, tempo cirúrgico de 35 e 25 minutos e período necessário para os pacientes estarem livres de cálculos de 31 e 18 dias, respectivamente. Ocorreram cinco complicações significativas com a LP e nenhuma com o Holmium:YAG laser.

TEICHMAN *et al.*¹⁹⁵ (1997) compararam EHL e Holmium:YAG laser e obtiveram taxa de sucesso imediato de 65% e 97%, respectivamente, para cálculos menores do que 15 mm e de 33% e 87% para os maiores. Embora a ocorrência de complicações menores tenha sido mais freqüente com a EHL, não houve complicações graves com nenhum dos dois métodos. Com a EHL, entretanto, a propulsão retrógrada foi mais freqüente e os fragmentos produzidos foram maiores, determinando uma maior necessidade de utilização de instrumentos auxiliares.

LARIZGOITIA; PONS¹⁰⁵ (1999), realizaram uma revisão sistemática dos resultados do Holmium:YAG laser e concluíram que ele é efetivo e seguro como um litotritor intracorpóreo.

A taxa de sucesso do presente estudo foi de 87,5%, confirmando a eficácia do método. Na revisão de 21 séries publicadas envolvendo 2.327 pacientes tratados com Holmium:YAG laser, encontrou-se uma taxa média

* Análise realizada pelo teste qui-quadrado, com nível de significância de 1%.

de sucesso de 92,9%. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos na revisão bibliográfica e na presente série*.

Quando se compara os resultados dos vários litotritores em relação aos três segmentos do ureter, algumas diferenças ficam mais evidentes. Enquanto, em média, a taxa de sucesso com o Holmium:YAG laser em ureter superior, médio e inferior é respectivamente de 98%, 97,2% e 96,4%, com a LU ela é de 72,4%, 70,5% e 89,7%^{26, 58, 103}, com a LP é de 74,8%, 89% e 88,3%^{7, 103, 147} e com o pulsed-dye laser é de 56,3%, 66,3% e 88,5%, respectivamente^{46, 119}.

A análise dos resultados do tratamento dos cálculos localizados exclusivamente no ureter superior demonstra uma nítida e estatisticamente significativa vantagem para o Holmium:YAG laser em relação a todos os outros métodos habitualmente utilizados.

Com relação ao ureter médio, entretanto, a LP tem resultados semelhantes ao Holmium:YAG laser, e ambos são superiores à EHL, à LU e ao pulsed-dye laser. Nos cálculos localizados no ureter inferior, os resultados entre todos os métodos são muito semelhantes, o que pode ser explicado pela menor incidência de migração retrógrada com a LP, a EHL e o pulsed-dye laser nessa localização e pelo acesso mais fácil, mesmo para ureteroscópios de maior calibre, no que se refere à LU.

A pequena quantidade de casos da presente série não permite a realização de uma análise com significância estatística dos resultados obtidos entre os diferentes segmentos do ureter. Os insucessos, entretanto, ocorreram com cálculos em ureter superior e não decorreram da incapacidade de

* Análise estatística realizada pelo teste binomial, com $p = 0,315843$.

fragmentação ou de acesso, mas foram conseqüências da migração retrógrada. Observou-se assim que, sem a adoção de medidas para prevenir esse fenômeno, os resultados nessa porção do ureter são piores do que os obtidos nos outros segmentos. Da mesma forma, a disponibilidade de um ureteroscópio flexível aumentaria a taxa de sucesso, ao possibilitar a utilização intra-renal, por essa via, do Holmium:YAG laser. A grande maioria das séries publicadas traz resultados piores com o Holmium:YAG laser no ureter superior.

A tabela 9 expõe os resultados relatados por diferentes autores no tratamento de 1.410 cálculos com Holmium:YAG laser, obtidos através da revisão bibliográfica, distribuídos segundo a localização no ureter^{45, 60, 69, 125,}

174, 181, 222, 223

Tabela 9 - Resultados com Holmium:YAG laser – diferentes localizações – 1996-2002

Autor / nº taxa de sucesso (%)	Devarajan (45)		Fortes (60)		Grasso (69)		Matsuoka (125)		Shroff (174)		Sofer (181)		Yiu (223)		Yip (222)		Total	
	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%	nº	%
Ureter superior	114	77%	16	87,5 %	75	95%	40	85%	56	77%	194	97%	56	77%	4	75%	499	98%
Ureter médio	53	92%	16	93,7 %	45	98%	18	94%	22	93,7 %	111	100%	22	93,7%	6	100%	289	97,2%
Ureter inferior	102	93%	26	96,1 %	91	99%	30	100%	56	95,6 %	237	98%	56	95,6%	37	92%	622	96,4%

Além da maior eficácia, o Holmium:YAG laser tem outras vantagens em relação aos outros métodos de litotripsia intracorpórea utilizados. Em relação ao pulsed-dye laser, ele tem menor custo de aquisição e utilização, já que o pulsed-dye é mais caro e necessita da freqüente e dispendiosa troca do corante verde cumarínico. Além disso, o pulsed-dye tem luminosidade prejudicial aos olhos, requerendo óculos de proteção^{12, 43, 99, 129}. Em relação à LP, o Holmium:YAG laser é compatível com ureteroscópios flexíveis¹¹⁴. Em relação à LU, ele é compatível com ureteroscópios flexíveis ou semi-rígidos de pequeno calibre e produz menor efeito térmico^{13, 114, 116}. Em relação à EHL, ele tem maior margem de segurança¹⁸⁸.

Além disso, o Holmium:YAG laser, ao contrário da EHL e do pulsed-dye laser, fragmenta cálculos de qualquer constituição, inclusive de vevelita, cistina e brushita, e causa menos sangramento e edema durante o uso do que a LP, a LU e a EHL, mantendo um campo visual mais claro durante todo o procedimento^{116, 233}.

TEICHMAN *et al.*¹⁹⁸ (1998) demonstraram que o Holmium:YAG laser produz fragmentos menores do que a EHL, a LP ou o pulsed-dye laser, freqüentemente dispensando o uso de instrumentos auxiliares. SEGURA¹⁷⁰ (1999) refere que a manipulação ureteral mais intensa está associada com risco maior de complicações.

Em função de suas características, o processo de vaporização dos cálculos ureterais com o Holmium:YAG laser é um processo lento, particularmente quando se trata de cálculos maiores. Ele exige paciência, mas é efetivo e seguro, permitindo uma visão bastante clara de todo o processo, diferentemente do que ocorre com as outras formas de litotripsia

intracorpórea. Embora o aumento da energia ou da frequência torne o procedimento mais rápido, ele diminui sua margem de segurança e compromete a visualização¹⁶⁰.

O Holmium:YAG laser é o único entre os litotritores habitualmente utilizados que reúne a capacidade de fragmentação de cálculos e de corte ou ablação de tecidos, sendo útil no tratamento de outras patologias, além do cálculo urinário, ou em outras especialidades, além da urologia^{18, 95, 99, 160, 184}. Além disso, produz menos retropropulsão do que a LP, a EHL ou o pulsed-dye laser^{114, 196}.

Para muitos autores o Holmium:YAG laser é o método ideal para o tratamento dos cálculos impactados^{31, 42, 132}. Isto decorre de várias razões: (1) da sua capacidade de vaporizar cálculos de qualquer constituição; (2) da menor incidência de migração retrógrada de fragmentos; (3) da possibilidade de ser utilizado em ureteroscópios flexíveis ou semi-rígidos de pequeno calibre, o que facilita seu acesso a qualquer segmento do ureter; (4) do fato de manter um campo operatório “limpo” durante o procedimento; (5) do pequeno potencial de causar dano ureteral e, quando ocorre, de forma limitada; e (6) da possibilidade de tratar, de forma simultânea, as alterações decorrentes da presença do cálculo, como pólipos, estenoses ou processos inflamatórios. Um dos pacientes da presente série (ABSF) possuía um cálculo além do qual não foi possível a passagem de um fio-guia e quatro apresentavam cálculos sem modificação de sua posição há mais de 30 dias (IG, ABF, JLR e CLDNM). Embora todos esses cálculos tenham sido fragmentados, as complicações foram mais freqüentes nesses pacientes.

Autores como YIU *et al.*²²³ (1996), SUN *et al.*¹⁸⁸ (2001) e CHEUNG *et al.*³¹ (2001) relataram a utilização, com sucesso, do Holmium:YAG laser na ablação de pólipos e na resolução de estenoses ureterais associadas com cálculos impactados, o que influenciou positivamente seus resultados nessa situação.

Assim como o pulsed-dye laser, o Holmium:YAG laser não produz vibrações no interior do ureteroscópio. O uso continuado da LU e da LP, em função dessas vibrações, pode danificar o sistema óptico dos ureteroscópios²¹³. Também o Holmium:YAG laser e a EHL podem inutilizar instrumentos auxiliares ou o próprio ureteroscópio quando ativado sobre os mesmos^{69, 173, 213}.

WATTERSON *et al.*²¹⁴ (2002) consideram a URS com Holmium:YAG laser o método de escolha no tratamento de gestantes com cálculos ureterais sintomáticos. Baseiam-se no fato de que a EHL pode desencadear trabalho de parto prematuro, a LU pode ter efeitos ainda não adequadamente conhecidos sobre a audição fetal e o pulsed-dye e a LP podem desencadear migração retrógrada mais freqüentemente e produzem fragmentos maiores do que o Holmium:YAG laser. Também LIFSHITZ; LINGEMAN¹¹³ (2002) consideram a URS a primeira alternativa terapêutica em gestantes sintomáticas, preferindo o uso do Holmium:YAG laser à LP. A única gestante do presente estudo foi tratada com sucesso e sem qualquer complicação significativa.

KUO *et al.*¹⁰¹ (1998) e WATTERSON *et al.*²¹⁵ (2002) utilizaram o Holmium:YAG em pacientes com alterações da coagulação sanguínea, sem complicações importantes.

SCHUSTER *et al.*¹⁶⁶ (2002) atestaram a segurança do uso do Holmium:YAG laser em crianças. JAYANTHI *et al.*⁹⁴ (1999), consideram a URS a primeira escolha no tratamento dos cálculos sintomáticos de ureter inferior em crianças. Também REDDY *et al.*¹⁵¹ (1999) demonstraram que a URS com Holmium:YAG laser em crianças é segura, com baixa incidência de refluxo vesicoureteral. Segundo eles, mesmo tratando cálculos de ácido úrico, uma adequada irrigação evita o acúmulo de cianeto. WOLLIN *et al.*²¹⁹ (1999) relatam 84% de sucesso em uma única URS com Holmium:YAG laser em crianças, sem nenhuma complicação importante. Aham desnecessária a realização de uretrocistografia, em função da baixa incidência de refluxo vesicoureteral. A única criança tratada da presente série evoluiu de forma satisfatória.

O Holmium:YAG laser também tem algumas desvantagens. Seu custo de aquisição é maior do que o da EHL, da LP e da LU e, ao contrário da LP e da LU, utiliza fibras descartáveis. Ele tem maior potencial para causar lesões teciduais do que a LU, a LP e o pulsed-dye laser¹⁴⁵. É mais lento no seu processo de fragmentação, o que dificulta seu uso nos grandes cálculos vesicais, renais ou mesmo ureterais. Uma dificuldade adicional do Holmium:YAG é a “névoa de microfragmentos” característica de seu uso, comparada por alguns autores a uma tempestade de neve que, às vezes, prejudica significativamente a visibilidade durante o procedimento^{70, 125, 169, 174, 223}. Essa névoa é mais evidente quando se utiliza o Holmium:YAG laser com uma frequência maior, razão pela qual evitou-se, no presente estudo, ultrapassar a frequência de 5 Hz. Além disso, tanto o aumento da frequência

quanto da energia causam maior efeito cinético sobre o cálculo, dificultando sua vaporização^{11, 17, 72}, e aumentam a incidência de complicações^{160, 223}.

Uma vantagem importante do Holmium:YAG laser é que a sua técnica de utilização é simples, e semelhante aos outros sistemas de litotripsia intracorpórea. Mesmo que o autor nunca tendo usado antes essa forma de energia, os resultados do presente estudo não foram estatisticamente diferentes daqueles publicados por autores mais experientes ou em séries maiores.

O procedimento é iniciado com o acesso endoscópico ao cálculo. Por ser um laser de contato, é imperativo que se consiga levar a ponta de fibra até o cálculo e que a fragmentação seja realizada sempre sob controle visual⁴². O uso de ureteroscópios de pequeno calibre torna a dilatação do meato desnecessária na maior parte dos casos¹⁸⁴. No presente estudo, foi realizada dilatação do meato com dilatadores faciais de 8 Fr a 12 Fr em dois casos: em uma criança e em um paciente com meato ureteral excessivamente fechado (SLB e ABF).

Utilizou-se energia de 600 mJ a 1.200 mJ e frequência de 5 Hz a 7 Hz, à semelhança do que sugerem outros autores¹⁵⁰. Apenas em um caso foram necessários mais de 6 W de potência para fragmentação dos cálculos. Vários autores relatam que a maioria dos cálculos é tratada adequadamente com até 5 W de potência¹⁸¹. Raramente são necessários mais de 10 W para fragmentar um cálculo urinário⁴².

SOFER *et al.*¹⁸¹ (2002) trataram 598 cálculos com Holmium:YAG laser utilizando energia média de 800 mJ (200 - 1.400 mJ) e frequência média de 8 Hz (5 - 14 Hz). RAZVI *et al.*¹⁵⁰ (1996) sugerem que cálculos duros, como os de vevelita ou cistina, sejam tratados com energia de 600 mJ a 1.200 mJ e

freqüência de 8 Hz a 10 Hz. Cálculos mais moles, entretanto, podem ser tratados com energia de 200 mJ a 600 mJ e freqüência de 6 Hz a 8 Hz.

Em todos os casos da presente série foi utilizada fibra de 365 μm . VASSAR *et al.*²⁰⁷ (1998) demonstraram que a melhor relação entre diâmetro da fibra, energia utilizada e efetividade é obtida com fibras de 365 μm e 1 J de energia. Mesmo essas fibras, entretanto, sofrem danos quando transportam quantidades maiores de energia. Enquanto as fibras de maior diâmetro são incompatíveis com os ureteroscópios semi-rígidos, a mais fina, de 200 μm , tem capacidade limitada para transportar quantidades maiores de energia.

Cuidados especiais devem ser tomados com relação à preparação da fibra de quartzo para o procedimento. Antes de ser utilizada, a ponta da fibra deve ser inspecionada. Quando projetada contra uma superfície lisa, a luz piloto He-Ne deve ser circular. Em função de interferências com o ângulo de incidência do laser, irregularidades no círculo projetado por essa luz, à semelhança de uma “cauda de cometa”, representam uma ponta distal inadequada, o que comprometerá a efetividade do Holmium:YAG laser. TEICHMAN¹⁹¹ (2002) sugere que a fibra de quartzo também seja inspecionada em toda a sua extensão antes de ser utilizada, em uma sala escura, à procura de sinais de alguma eventual fratura. A fratura da fibra é identificada pelo escape da luz He-Ne. O escape de Holmium:YAG laser pode danificar irremediavelmente o ureteroscópio ou ferir o operador. Após ter sido usada, cerca de 5 mm a 10 mm da extremidade distal da fibra são cortados, com um cortador de safira ou diamante, específico para esse fim (figura 2).

BAGLEY; ERHARD¹¹ (1995) sugerem três formas de fragmentar cálculos: a técnica de perfuração central, em que se produz uma cavidade

central no cálculo e, a partir daí, sua camada superficial é fragmentada (utilizada para cálculos de grande dimensão); a técnica da remoção em lascas, em que se realizam múltiplas perfurações na periferia do cálculo, para depois fragmenta-lo unindo-se essas perfurações; e a técnica de fragmentação direta, para os pequenos cálculos ureterais. GRASSO⁶⁸ (1996), sugere que se dê preferência à utilização da técnica de remoção em lascas.

Cálculos maiores ou de maior dureza podem ser fragmentados através de vaporização fazendo-se a ponta da fibra correr superficialmente sobre o cálculo durante o acionamento do laser. RAZVI *et al.*¹⁵⁰ (1996), TEICHMAN *et al.*¹⁹⁶ (1997) e SEGURA¹⁶⁹ (2003) sugerem que essa é a técnica ideal de litotripsia com o Holmium:YAG laser.

O método de fragmentação adotado neste estudo foi definido durante o procedimento e, freqüentemente, mais de um método foi utilizado no mesmo procedimento. No único caso em que se produziu uma cavidade central no cálculo, houve dificuldade em vaporizar os vários fragmentos resultantes, que foram retirados com sonda do tipo Dormia.

Deve-se evitar a passagem da fibra através de toda a extensão do cálculo. Além de freqüentemente a fibra ficar retida no orifício criado, corre-se o risco de lesar inadvertidamente a parede ureteral posterior ao cálculo¹⁹⁶. Essa situação pode ser prevenida não disparando o Holmium:YAG sem a visualização da luz piloto de He-Ne.

O controle adequado da irrigação é importante por vários motivos. Se, por um lado, a pressão exercida pelo líquido de irrigação pode propelir fragmentos do cálculo em direção ao rim¹⁸⁹, por outro lado, uma irrigação insuficiente não contribui para manter um bom campo visual ou para evitar

calor excessivo durante o processo de vaporização^{68, 219}. Acredita-se que a melhor maneira de irrigar seja a manual, com uma seringa na mão do auxiliar, ou, como se procedeu em alguns dos casos desta série, com um sistema semelhante denominado Irriflow^{*}. Trata-se de uma maneira prática de controlar a pressão exercida e irrigar somente quando é necessário.

Todos os pacientes da amostra realizaram o procedimento com anestesia geral. HOSKING; BARD⁸⁸ (1996) realizaram URS para tratamento de cálculos ureterais em 68 pacientes com sedação, utilizando midazolan e fentanil, com boa tolerância em 81% dos pacientes. Embora possível, a URS apenas com sedação é contra-indicada por muitos autores em razão do desconforto que pode gerar, com risco de eventuais lesões provocadas por um movimento brusco inadvertido⁸⁰.

* Fabricado por ACMI / USA.

As complicações da URS freqüentemente decorrem do próprio cálculo ou do uso inadequado do ureteroscópio, dilatadores, guias ou instrumentos acessórios, e não diretamente da forma de energia utilizada^{53, 68, 151, 170, 184}. Segundo TEICHMAN¹⁹¹ (2002), as complicações relacionadas diretamente com o Holmium:YAG laser ocorrem em menos de 1% dos casos.

Segundo GOULD⁶⁶ (1998), o posicionamento adequado da fibra e um campo visual claro são os principais cuidados para prevenir complicações com o Holmium:YAG laser. A ponta da fibra deverá estar posicionada cerca de 5 mm à frente do ureteroscópio e em contato com o cálculo. Jamais o Holmium:YAG deve ser disparado sem a visualização da luz piloto.

As complicações relacionadas à URS podem ser divididas em maiores, que em geral necessitam de alguma forma de manipulação, ou menores, que são resolvidas com medidas conservadoras.

As principais complicações maiores são avulsão, perfuração e estenose ureteral. As tabelas 3, 4, 5, 6 e 7 trazem as incidências de perfurações relatadas por diferentes autores, obtidas a partir da revisão da literatura.

A avulsão é um episódio infreqüente, comprometendo de 0,11% a 0,4% das URS^{2, 165, 208}. A estenose ureteral compromete, em média, 2,6% das URS (de 0% a 3,5%)²⁰⁸ e, em geral, está associada com cálculo impactado, múltiplos procedimentos prévios ou perfurações ureterais, e não diretamente com o uso do Holmium:YAG laser^{45, 68}. Pela sua ação controlada e limitada nos tecidos, as pequenas perfurações produzidas por essa forma de energia não costumam evoluir para estenoses. As complicações maiores com o Holmium:YAG laser ocorrem em 0% a 4% dos tratamentos¹¹⁰.

As complicações menores, por sua vez, têm uma frequência semelhante com os diferentes tipos de litotritores. As mais comuns incluem dor, febre, infecção, vômitos, retenção urinária, obstrução ureteral por coágulos, fragmentos de cálculos ou edema, problemas com cateteres, fratura da fibra e hematúria. A incidência dessas complicações é, em geral, de menos de 10% das URS e, habitualmente, os casos evoluem sem deixar seqüelas^{31, 43, 45, 70, 79, 174, 181, 222, 223}. A incidência de complicações com o Holmium:YAG laser diminui na mesma proporção em que a energia e a frequência são reduzidas¹⁵⁰.

SOFER *et al.*¹⁸¹ (2002) relataram taxa de 1,3% de complicações menores em seus 542 casos de URS com Holmium:YAG laser, com ocorrência de três casos de extrusão de cálculos, duas infecções, um paciente com vômitos e um caso de retenção urinária. YIP *et al.*²²² (1998) obtiveram taxa de complicações de 8,2%, com dois casos de dor, dois de febre e uma retenção urinária. CHEUNG *et al.*³¹ (2001) encontraram complicações menores em 9% de seus 134 pacientes tratados com Holmium:YAG laser, incluindo sepse em quatro casos, dor em três e migração do “duplo J” em outros cinco. DENSTEDT *et al.*⁴³ (2001) relataram complicações em 3,4% de seus pacientes tratados com Holmium:YAG laser, com um caso de sepse e um caso de vômitos.

Vários autores demonstraram a produção de cianeto, um gás altamente tóxico, quando do uso do Holmium:YAG laser em cálculos de ácido úrico¹⁹⁷. TEICHMAN *et al.*¹⁹² (1998), entretanto, não observaram nenhum sinal de intoxicação clínica nos pacientes que trataram. Eles sugerem que uma adequada irrigação, o cuidado de evitar-se o uso de altas quantidades

de energia durante o procedimento com este tipo de cálculo e a manutenção da sala cirúrgica devidamente ventilada são medidas eficazes para a proteção do paciente e da equipe médica. Cuidados especiais devem ser tomados no tratamento de crianças, gestantes e grandes cálculos renais¹⁹².

Ocorreram três perfurações nos casos estudados. Duas ocorreram com cálculos impactados, localizados em ureter superior, tendo sido diagnosticadas pela pielografia transoperatória (IG e ABSF) e tratadas com cateteres do tipo “duplo J”. A terceira perfuração (ABF), entretanto, ocorreu com um cálculo não impactado, localizado em ureter médio, resolvida sem qualquer intervenção terapêutica.

Não foi possível determinar se as perfurações ureterais descritas aqui foram resultado da utilização do holmium:YAG laser ou relacionadas com a URS, ou com o manuseio inadequado do fio-guia ou da fibra de quartzo. Todos os pacientes da presente série foram tratados com ureteroscópios semi-rígidos e, para muitos autores, a utilização desse instrumento acima do cruzamento dos vasos ilíacos está associada com uma frequência maior de complicações^{9, 13, 32}.

As complicações menores registradas foram dois casos de febre, tratados com antibioticoterapia (CGT e ABF). Nenhum paciente necessitou retornar ao hospital em função de dor.

Como já se disse, os dois insucessos do estudo foram decorrentes de migração retrógrada de fragmentos que não puderam ser tratados na mesma sessão. A migração proximal do cálculo ou de seus fragmentos é um fenômeno comum à URS e pode ser conseqüência tanto da litotripsia, como da pressão do líquido de irrigação ou da instrumentação no ureter. Várias

medidas são indicadas para prevenir essa migração: a redução da energia¹⁰⁶ ou da frequência de pulso^{68, 69}, a utilização de fibras mais finas¹⁰⁶, a fragmentação na periferia do cálculo, o cuidado em não disparar o laser sem o contato da fibra com o cálculo⁸¹, o controle da pressão do líquido de irrigação³¹ ou a fixação do cálculo com uma pinça ou uma sonda do tipo Dormia^{68, 72, 162}. O posicionamento do paciente em trendelenburg forçado facilita o tratamento trans ureteroscópico de eventuais fragmentos deslocados para o rim⁶⁸. Os insucessos do presente estudo demonstram a importância da prevenção desse fenômeno, talvez a principal causa de fracasso com o Holmium:YAG laser, particularmente na indisponibilidade do ureteroscópio flexível.

CHEUNG *et al.*³¹ (2001) relataram taxas de sucesso com Holmium:YAG laser de 90% para cálculos maiores do que 1 cm em ureter superior. Para cálculos menores de 1 cm nessa posição, entretanto, a taxa de sucesso foi de apenas 64%. Os autores atribuíram os maus resultados com os cálculos menores à maior ocorrência de migração retrógrada na referida localização.

DRETTLER⁴⁸ (2001) desenvolveu um fio-guia de aço revestido com nitinol, que possibilita a abertura da sua extremidade distal na forma de uma mola cônica, com espaço entre suas alças de cerca de 2 mm, chamado de “Dretler stone cone”^{*}.

Esse fio-guia, com a sua extremidade distal aberta acima do cálculo, é eficiente para capturar fragmentos maiores do que 1,5 mm. DESAI *et al.*⁴⁴ (2002), ao comparar a “Dretler stone cone” com o uso de uma sonda de

^{*} Fabricado pela Microvasive/USA.

Dormia acima do cálculo, observaram que nenhum fragmento de 26 cálculos migrou para o rim durante a LP com este dispositivo. Isso ocorreu, no entanto, com 6 de 20 cálculos em que foi utilizada a sonda de Dormia.

A maior parte dos autores sugere que os drenos são desnecessários após URS não complicadas, particularmente quando utilizados ureteroscópios de menor calibre (até 7,5 Fr) e sem realização de dilatação do meato ureteral, no tratamento de cálculos não impactados, menores do que 10 mm de diâmetro^{18, 20, 30, 89, 148, 204, 224}.

JOSHI *et al.*⁹⁶ (2001) relataram queixas sexuais, principalmente dispareunia, em 30% a 40% dos pacientes, além de dor ou queixas urinárias, principalmente polaciúria, urgência e urge-incontinência, em cerca de 80% dos pacientes cateterizados.

DENSTEDT *et al.*⁴³ (2001) realizaram estudo prospectivo comparando pacientes com e sem drenos após litotripsia intracorpórea com Holmium:YAG laser. Embora as queixas de dor lombar ou abdominal, disúria e polaciúria fossem mais intensas no grupo com cateter, não houve, entre os dois grupos, diferenças com relação à taxa de sucesso ou à incidência de complicações tardias. CHEUNG *et al.*²⁸ (2003), comparando prospectivamente pacientes tratados com Holmium:YAG laser com e sem drenos, concluíram que o uso de drenos do tipo “duplo J” não melhora os resultados do procedimento.

Outros autores têm comparado pacientes com e sem drenos após URS não complicadas e têm relatado resultados semelhantes entre os dois grupos, mas uma incidência maior de queixas no grupo drenado^{20, 27, 29, 84, 154, 221}. Não foi encontrado na revisão bibliográfica nenhum estudo demonstrando menos queixas ou melhores resultados nos pacientes com drenos. Ainda

assim, HOLLEMBECK *et al.*⁸⁴ (2001) relatam que os drenos têm sido utilizados em 83% a 100% das URS.

As indicações mais comuns para uso de drenos são complicações transoperatórias, estenose ou inflamação ureteral importante²⁰, cálculos impactados, obstrução pré-operatória significativa ou após a URS, representada por retardo da eliminação do contraste na pielografia^{31, 221}, necessidade de dilatação do meato e fragmentação incompleta do cálculo¹⁸¹.

Alguns autores sugerem o uso de um cateter de 4 Fr a 5Fr por um a três dias ao invés de um cateter do tipo “duplo J”^{103, 126, 159}. Há nestes casos, entretanto, a necessidade de uma bolsa coletora. Já CADEDDU; JARRET²¹ (1998) sugerem a utilização de uma sonda de aspiração nasogástrica de 10 Fr nas horas seguintes à URS com Holmium:YAG laser.

IRIGOYEN *et al.*⁹² (1996) utilizaram, assim como foi feito no presente estudo, drenos do tipo “duplo J” por 24 h após as URS não complicadas. SEGURA¹⁶⁸ (1993) afirma que a colocação de um dreno mantém o ureter patente durante o período de 24 h a 48h após a URS, período no qual é freqüente a ocorrência de edema ureteral. Além disso, o dreno facilita a eliminação de algum fragmento residual⁹⁷.

PESCHEL *et al.*¹⁴³ (1999) relatam que voltaram a utilizar cateteres de drenagem interna após um período sem fazê-lo, mas utilizam um modelo com um fio exteriorizado pela uretra que facilita a sua retirada.

PEARLE²⁸ (2003) refere que o aspecto da mucosa ureteral ao final de um procedimento não é um indicador confiável de que não haverá obstrução. Para ela, em caso de lesão duvidosa, a inserção de um dreno não é uma atitude incorreta.

Talvez ainda em função do hábito adquirido no tempo em que utilizava ureteroscópios de calibre maior, o autor do presente trabalho fez uso de drenos do tipo “duplo J” nos 12 primeiros pacientes da série, por um período de 24 h a 48 h, à exceção dos dois casos em que ocorreram perfurações diagnosticadas durante o procedimento, nos quais os cateteres foram deixados por 30 dias. A decisão esteve baseada na hipótese de que a presença desses cateteres permitiria uma recuperação mais precoce do paciente, em função da diminuição do desconforto associado ao edema que habitualmente se instala após uma URS. Como outros autores relatam, foi utilizado um fio fixo à extremidade distal do cateter, exteriorizado pela uretra, para a retirada do “duplo J”^{143, 217}. Não houve queixas significativas dos pacientes que pudessem ser atribuídas à presença do dreno, embora eles relatassem desconforto tolerável com a sua presença.

Nos últimos tratamentos, entretanto, optou-se pela não utilização de qualquer forma de dreno nos pacientes sem as indicações previamente descritas, tendo a evolução sido semelhante em ambos os grupos. A decisão, entretanto, de colocar ou não um dreno nem sempre é fácil de ser tomada e são necessários critérios mais claros para a sua utilização.

O controle dos resultados do tratamento tem sido realizado com raio X simples do abdômen de 24 h a 48 h após a URS. Após 30 dias, é realizada US para confirmar a ausência de complicações obstrutivas. Exames adicionais somente são realizados em presença de complicações, como foi o caso da coleção de urina periureteral, que teve sua involução acompanhada com ultra-sonografias repetidas.

SOFER *et al.*¹⁸¹ (2000) relatam que a incidência de estenose ureteral em pacientes assintomáticos, sem estenose ou cálculo impactado previamente, é de 0,35% e que, por esse motivo, não realizam US ou UGE de rotina após uma URS não complicada.

WEIZER *et al.*²¹⁶ (2002) acreditam, entretanto, que cálculo impactado, LECO prévia ou procedimentos múltiplos são fatores de risco para estenose, devendo esses pacientes ser seguidos de forma mais rigorosa.

BUGG *et al.*¹⁹ (2002) consideram que pacientes com obstrução pré-operatória e dor pós-operatória persistente têm mais chances de apresentar obstrução pós-operatória ou fragmentos residuais, e sugerem que esses pacientes sejam acompanhados com UGE ou US. Os autores relataram que 42% dos pacientes com cálculos residuais ou obstrução apresentaram dor persistente, o que ocorreu em apenas 5% a 6% dos pacientes assintomáticos, justificando a realização unicamente de raio X simples de abdômen nos pacientes sem queixas.

STOLLER *et al.*¹⁸⁴ (1992) não realizam rotineiramente US ou UGE no controle de pacientes após URS não complicada. Quando existe risco de estenose, entretanto, o período de controle deve ser superior a três meses, uma vez que essa complicação pode surgir mais tardiamente.

Do ponto de vista do custo de aquisição, os equipamentos de LU, LP e EHL apresentam nítidas vantagens sobre o Holmium:YAG laser. Um equipamento de LU (Calcuson Storz/Alemanha) custa cerca de R\$ 31.000,00 (US\$ 10.200)*, um equipamento de LP (Calculusplit Storz/Alemanha) custa em

* Preços finais ao consumidor obtidos com o distribuidor local destes equipamentos, incluindo impostos, em euros convertidos para dólares e reais nesta data.

torno de R\$ 36.000,00 (US\$ 12.000)* e um aparelho de EHL (Calcutrip Storz/Alemanha) custa aproximadamente R\$ 30.100,00 (US\$ 10.500)* Já um equipamento de Holmium:YAG laser com até 20 W de potência (Dornier Medilas/Alemanha), adequado para o tratamento do cálculo urinário, custa cerca de US\$ 75.000*.

Em função de não utilizarem materiais descartáveis e de terem pequena necessidade de manutenção, o custo de utilização da LU e da LP é baixo. O Holmium:YAG laser utiliza fibras ao custo de R\$ 2.000,00* a unidade que, embora descartáveis, permitem a realização de 20 a 30 procedimentos. No hospital em que foram realizadas as URS deste estudo, é cobrada uma taxa de R\$ 60,00 em cada procedimento. A EHL utiliza fibras que custam cerca de R\$ 360,00 (US\$ 110)* a unidade, e que têm durabilidade muito

função de sua segurança, efetividade e multiplicidade de usos, aparentemente esse investimento é compensado¹⁰⁵.

A tabela 10 traz o custo médio dos diferentes equipamentos de litotripsia intracorpórea nos Estados Unidos da América.

Tabela 10 - Comparação de custos entre litotritores intracorpóreos

Equipamento	Probes ou fibras	Custo (US\$)
Ultra-som	1,5 – 4 mm / reutilizáveis	13.600
Pneumático	2,4 – 9,6 Fr / reutilizáveis	26.000
Eletrohidráulico	1,6 – 9 Fr / descartáveis	12.300
EKL	2,4 – 6 Fr / reutilizáveis	24.500
Holmium laser 20W	200 – 1.000 μm / vários usos	62.000
Holmium laser 100W	200 – 1.000 μm / vários usos	125.000
Pulsed-dye	250-320 μ / corante caro	99.500
Laser alexandrita	300 μ	60.000

Fonte: LINGEMAN *et al.*¹¹⁵ (2002); SEGURA¹⁶⁹ (2003).

No hospital onde foram realizados os casos dessa série o custo de uma URS com Holmium:YAG laser, ambulatorial, não complicada, é de cerca de R\$ 2.000,00, não incluídos os honorários médicos.

6 CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos no presente estudo, conclui-se que o Holmium:YAG laser é eficaz no tratamento endoscópico do cálculo ureteral. Esse método de litotripsia intracorpórea não é, entretanto, isento de complicações, particularmente no que se refere ao tratamento dos cálculos impactados localizados no ureter superior.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AGUILAR, V.B.; SOLIS, C.V.; DELGADO, M.S.; BURGOS, J.B. La ureteroscopia como método de diagnóstico y tratamiento en los procesos ureterales: nuestra experiencia. **Actas Urol. Esp.**, v. 24, p. 458-62, 2000.
2. ALAPONT, J.M.; BROSETA, E.; OLIVER, F.; PONTONES, J.L.; BORONAT, F.; CRUZ, J.F.J. Ureteral avulsion as a complication of ureteroscopy. **Int. Braz. J. Urol.**, v. 29, n. 1, p. 18-23, 2003.
3. ALMEIDA, W.S.; SCHOR, N. Epidemiological and metabolic evaluation in renal stone patients living in an specific region of Brazil. **Braz. J. Urol.**, v. 27, p. 432-9, 2001.
4. ALONSO, A.R.; GARCIA, D.O.; CALVO, A.O.; IGLESIAS, B.R.; RODRIGO, A.A.; RODRIGUEZ, J.M.B.; DELGADO, J.B.; MARCH, J.L.N. Valor del TAC helicoidal sin contraste en la evaluación del cólico nefrítico. **Actas Urol. Esp.**, v. 23, n. 9, p. 772-7, 1999.
5. AMES, C.D.; OLDER, R.A. Imaging in urinary tract obstruction. **Braz. J. Urol.**, v. 27, p. 316-25, 2001.
6. ANDERSON, K.R.; KEETCH, D.W.; ALBALA, D.M.; CHANDHOKE, P.S.; McCLENNAN, B.L.; CLAYMAN, R.V. optimal therapy for the distal ureteral stone: extracorporeal shock wave lithotripsy versus ureteroscopy. **J. Urol.**, v. 152, p. 62-5, 1994.

7. ATHER, M.H. Optimal minimally invasive treatment of ureterolithiasis. **Braz. J. Urol.**, v. 27, p. 128-32, 2001.
8. AUGER, B.K.; LALLAS, C.D.; PIETROW, P.K.; ZHONG, P.; PREMINGER, G.M. In vitro comparison of standard ultrasound and pneumatic lithotrites with a new combination intracorporeal lithotripsy device. **Urology**, v. 60, p. 28-32, 2002.
9. BAGLEY JR., D.H.; CONLIN, M.J.; THOMAS, R.A.U.A. Postgraduate Course: Ureteroscopy: Endoscopic Techniques in the Upper Urinary Tract. PG 1, Chicago/2003.
10. BAGLEY JR., D.H. Expanding role of ureteroscopy and laser lithotripsy for treatment of proximal ureteral and intrarenal calculi. **Curr. Opin. Urol.**, v. 12, p. 277-80, 2002.
11. BAGLEY JR., D.H.; ERHARD, M. Use of the Holmium Laser in the upper urinary tract. **Tech. Urol.**, v. 1, n. 1, p. 25-30, 1995.
12. BAGLEY JR., D.H. Ureteroscopy continues to evolve (editorial). **J. Urol.**, v. 170, p. 111, 2003.
13. BEDUSCHI, R.; WOLF JR., J.S. Current treatment of upper third ureteral stones. **Braz. J. Urol.**, v. 27, p. 120-7, 2001.
14. BEGUN, F.P.; JACOBS, S.C.; LAWSON. Use of a prototype 3F electrohydraulic electrode with ureteroscopy for treatment of ureteral calculous disease. **J. Urol.**, v. 139, p. 1188-91, 1988.
15. BHATTA, N.; ISAACSON, K.; BHATTA, K.M.; ANDERSON, R.R.; SCHIFF, I. Comparative study of different laser systems. **Fertil. Steril.**, v. 61, p. 581-91, 1994.

16. BIERKENS, A.F.; HENDRIKX, A.J.M.; DE LA ROSETTE, J.J.M.C.H.; STULTIENS, G.N.M.; BEERLAGE, H.P.; ARENDS, A.J.; DEBRUYNE, F.M.J. Treatment of mid-and lower ureteric calculi: extracorporeal shock – wave lithotripsy vs laser ureteroscopy. A comparison of costs, morbidity and effectiveness. **Br. J. Urol.**, v. 81, p. 31-5, 1998.
17. BIYANI, C.S.; CORNFORD, P.A.; POWELL, C.S. Ureteroscopic Holmium Lasertripsy for Ureteric stones. **Scand. J. Urol. Nefrol.**, v. 32, p. 92-3, 1998.
18. BORBOROGLU, P.G.; AMLING, C.L.; SCHENKMAN, N.S.; MONGA, M.; WARD, J.F.; PIPER, N.Y.; BISHOFF, J.T.; KANE, C.J. Ureteral stenting after ureteroscopy for distal ureteral calculi: a multi-institutional prospective randomized controlled study assessing pain, outcomes and complications. **J. Urol.**, v. 166, p. 1651-7, 2001.
19. BUGG JR., C.E.; EL-GALLEY, R.; KENNEY, P.J.; BURNS JR. Follow-up functional radiographic studies are not mandatory for all patients after ureteroscopy. **Urology**, v. 59, p. 662-7, 2002.
20. BYRNE, R.R.; AUGER, B.K.; KOURAMBAS, J.; MUNVER, R.; DEL VECCHIO, F.; PREMINGER, G.M. Routine ureteral stenting is not necessary after ureteroscopy and ureteropyeloscopy: a randomized trial. **J. Endourol.**, v. 16, p. 9-13, 2002.
21. CADEDDU, J.A.; JARRETT, T. Use of a nasogastric tube to evacuate stone debris after ureteroscopy holmium lithotripsy. **Urology**, v. 52, p. 882-4, 1998.
22. CHAMBÔ, J.L.; MITRE, A.I.; EL HAYEK, O.R.; BRITO, A.H.; ARAP, SAMI. Experiência com um novo litotridor balístico pneumático “Swiss Lithoclast”. **J. Bras. Urol.**, v. 22, p. 68-70, 1996.

23. CHAN, K.F.; LEE, H.; TEICHMAN, J.M.H.; KAMERER, A.; McGUFF, H.S.; VARGAS, G.; WELCH, A.J. Erbium: yag laser lithotripsy mechanism. **J. Urol.**, v. 168, p. 436-41, 2002.
24. CHAN, K.F.; VASSAR, G.J.; PFEFER, T.J.; TEICHMAN, J.M.H.; GLICKMAN, R.D.; WEINTRAUB, S.T.; WELCH, A.J. Holmium: yag laser lithotripsy: a dominant photothermal ablative mechanism with chemical decomposition of urinary calculi. **Lasers Surg. Med.**, v. 25, p. 22-37, 1999.
25. CHAN, K.F.; PFEFER, T.J.; TEICHMAN, J.M.H.; WELCH, A.J. A perspective on laser lithotripsy: The fragmentation processes. **J. Endourol.**, v. 15, p. 257-73, 2001.
26. CHAUSSY, C.; FUCHS, G.; KAHN, R.; HUNTER, P.; GOODFRIEND, R. Transurethral ultrasonic ureterolithotripsy using a solid-wire probe. **Urology**, v. 29, p. 531-2, 1987.
27. CHEN, Y.; CHEN, J.; WONG, W.; YANG, S.S.; HSIEH, C.; WANG, C. Is ureteral stenting necessary after uncomplicated ureteroscopic lithotripsy? A prospective, randomized controlled trial. **J. Urol.**, v. 167, p. 1977-80, 2002.
28. CHEUNG, M.C.; LEE, F.; LEUNG, Y.L.; WONG, B.B.; TAM, P.C. Um estudo controlado randomizado prospectivo sobre cateterismo ureteral após litotripsia ureteroscópica com laser de holmium (comentário editorial de PEARLE, M.S.) **Int. Braz. J. Urol.**, v. 29, p. 74-5, 2003.
29. CHEUNG, M.C.; LEE, F.; LEUNG, Y.L.; WONG, B.B.W.; TAM, P.C. A prospective randomized controlled trial on ureteral stenting after ureteroscopic Holium laser lithotripsy. **J. Urol.**, v. 169, p. 1257-60, 2003.

30. CHEUNG, M.C.; LEE, F.; LEUNG, Y.L.; WONG, B.B.W.; CHU, S.M.; TAM, P. C. Outpatient ureteroscopy: predictive factors for postoperative events. **Urology**, v. 58, p. 914-8, 2001.
31. CHEUNG, M.C.; LEE, F.; YIP, S.K.H.; TAM, P.C. Outpatient Holmium laser lithotripsy using semirigid ureteroscope. **Eur. Urol.**, v. 39, p. 702-8, 2001.
32. CONLIN, M.J.; MARBERGER, M.; BAGLEY, D.H. Development and instrumentation. **Urol. Clin. North Am.**, v. 24, p. 25- 51, 1997.
33. COOPER, J.T.; STACK, G.M.; COOPER, T.P. Intensive medical management of ureteral calculi. **Urology**, v. 56, p. 575-8. 2000.
34. COPTCOAT, M.J.; WEBB, D.R.; KELLETT, M.J.; WHITFIELD, H.N.; WICKHAM, J.E.A. The treatment of 100 consecutive patients with ureteral calculi in a british stone center. **J. Urol.**, v. 137, p. 1122-3, 1987.
35. COSTELLO, A.J.; WESTCOTT, M.J.; PETERS, J.S. Experience with the holmium laser as an endoscopic lithotrite. **Aust. N. Z. J. Surg**, v. 70, n. 5, p. 348-50, 2000.
36. CUMMINGS, J.M.; BOULLIER, J.A.; IZEMBERG, S.D.; KITCHENS, D.M.; KOTHANDAPANI, R.V. Prediction of spontaneous ureteral calculous passage by an artificial neural network. **J. Urol.**, v. 164, p. 326-8, 2000.
37. DELVECCHIO, F.C.; KUO, R.L.; PREMINGER, G.M. Clinical efficacy of combined Lithoclast and Lithovac stone removal during ureteroscopy. **J. Urol.**, v. 164, p. 40-2, 2000.
38. DENSTEDT, J.D. Advances in intracorporeal lithotripsy. **Curr. Opin. Urol.**, v. 5, p. 212-7, 1995.
39. DENSTEDT, J.D.; CLAYMAN, R.V. Electrohydraulic lithotripsy of renal and ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 143, p. 13-7, 1990.

40. DENSTEDT, J.D.; EBERWEIN, P.M.; SINGH, R.R. The swiss lithoclast: a new device for intracorporeal lithotripsy. **J. Urol.**, v. 148, p. 1088-902, 1992.
41. DENSTEDT, J.D.; RAZVI, H.A.; ROWE, E.; GRIGNON, D.J.; EBERWEIN, P.M. Investigation of the tissue effects of a new device for intracorporeal lithotripsy – The Swiss Lithoclast. **J. Urol.**, v. 153, p. 535-7, 1995.
42. DENSTEDT, J.D.; RAZVI, H.A.; SALES, J.L.; EBERWEIN, P.M. Preliminary experience with Holmium:YAG Laser lithotripsy. **J. Endourol.**, v. 9, n. 3, p. 255-8, 1995.
43. DENSTEDT, J.D.; WOLLIN, T.A.; SOFER, M.; NOTT, L.; WEIR, M.; HONEY, R.J.D. A prospective randomized controlled trial comparing nonstented versus stented ureteroscopic lithotripsy. **J. Urol.**, v. 165, p. 1419-22, 2001.
44. DESAI, M.R.; PATEL, S.B.; DESAI, M.M.; KUKREJA, R.; SABNIS, R.B.; DESAI, R.M.; PATEL, S.H. The Dretler stone cone: a device to prevent ureteral stone migration – the initial clinical experience. **J. Urol.**, v. 167, p. 1985-8, 2002.
45. DEVARAJAN, R.; ASHRAF, M.; BECK, R.O.; LEMBERGER, R.J.; TAYLOR, M.C. Holmium:YAG lasertripsy for ureteric calculi: an experience of 300 procedures. **Br. J. Urol.**, v. 82, n. 3, p. 342-7, 1998.
46. DRETTLER, S.P. An evaluation of ureteral laser lithotripsy: 225 consecutive patients. **J.Urol.**, v. 143, p. 267-72, 1990.
47. DRETTLER, S.P. Laser lithotripsy: A review of 20 years of research and clinical applications. **Lasers Surg. Med.**, v. 8, p. 341-56, 1988.
48. DRETTLER, S.P. The Stone Cone: a new generation of basketry. **J. Urol.**, v. 165, n. 5, p. 1593-6, 2001.

49. DRETTLER, S.P.; CHO, G. Semirigid ureteroscopy: a new genre. **J. Urol.**, v. 141, p. 1314-6, 1989.
50. DRETTLER, S.P.; BHATTA, K.M., Clinical experience with high power (140 mJ), large fiber (320 micron) pulsed dye laser lithotripsy. **J. Urol.**, v. 146, p. 1228-31, 1991.
51. DRETTLER, S.P.; BHATTA, K.M.; ROSEN, D. Conversion of the electrohydraulic electrode to an electromechanical stone impactor: basic studies and a case report. **J. Urol.**, v. 146, p. 746-50, 1991.
52. DRETTLER, S.P.; KEATING, M.A.; RILEY, J. An algorithm for the management of ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 136, p. 1190-3, 1986.
53. DRETTLER, S.P.; YOUNG, R.H. Stone granuloma: A cause of ureteral stricture. **J. Urol.**, v. 150, p. 1800-2, 1993.
54. DU FOSSE, W.; BILLIET, I.; MATTELAER, J. Ureteroscopic treatment of ureteric lithiasis. Analysis of 354 urs procedures in a community hospital. **Acta Urol. Belg.**, v. 66, n. 3, p. 33-40, 1998.
55. ELASHRY, O.M.; DIMEGLIO, R.B.; NAKADA, S.Y.; MCDUGALL, E.M.; CLAYMAN, R.V. Intracorporeal Electrohydraulic Lithotripsy of ureteral and renal calculi using small caliber (1,9F) Electrohydraulic Lithotripsy probes. **J. Urol.**, v. 156, p. 1581-5, 1996.
56. ERDODRU, T.; AKER, O.; KAPLANCAN, T.; ERODLU, E. Predictive role of non-contrast spiral computerized tomography on spontaneous passage of ureteral stones. **Int. Braz. J. Urol.**, v. 28, p. 516-21, 2002.
57. ERHARD, M.; SALWEN, J.; BAGLEY, D.H. Ureteroscopic removal of mid and proximal ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 155, p. 38- 42, 1996.

58. ESUVARANATHAN, K.; TAN, E.C.; TAN, P.K.; TUNG, K.H. Does transurethral laser ureterolithotripsy justify its cost? **J. Urol.** v. 148, p. 1091-4, 1992.
59. FERNANDES, E.T.; ERCOLE, C. Uso de lasers em urologia: atualização. **J. Bras. Urol.**, v. 21, p. 47-50, 1995.
60. FORTES, M.A.; VIEIRALVES, L.F.; VIEIRA, H.J.; BRINGEL, A.A.; ARAGUEZ JR., R.; CORRÊA, M.A. Lithotripsy with holmium: yag laser – initial results. **Braz. J. Urol.**, v. 26, p. 591-5, 2000.
61. FOWLER, K.A.B.; LOCKEN, J.A.; DUCHESNE, J.H.; WILLIAMSON, M.R. US for detecting renal calculi with nonenhanced CT as a reference standard. **Radiology**, v. 222, p. 109-13, 2002.
62. FRANCESCA, F.; SCATTONI, V.; NAVA, L.; POMPA, P.; GRASSO, M.; RIGATTI, P. Failures and complications of transurethral ureteroscopy in 297 cases: Conventional rigid instruments vs. small caliber semirigid ureteroscopes. **Eur. Urol.**, v. 28, p. 112-5, 1995.
63. FUGELSO, P.; NEAL, P.M. Endoscopic laser lithotripsy: safe, effective therapy for ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 145, p. 949-51, 1991.
64. GOODFRIEND, R. Ultrasonic and electrohydraulic lithotripsy of ureteral calculi. **Urology**, v. 23, p. 5-8, 1984.
65. GOODMAN, T.M. Ureteroscopy with pediatric cystoscope in adults. **Urology.**, v. 9, p. 394, 1977.
66. GOULD, D.L. Holmium:YAG Laser and its use in the treatment of urolithiasis: our first 160 cases. **J. Endourol.**, v. 12, p. 23-6, 1998.

67. GRABER, S.F.; DANUSER, H.; HOCHREITER, W.W.; STUDER, U.E. A prospective randomized trial comparing 2 lithotriptors for stone disintegration and induced renal trauma. **J. Urol.**, v. 169, p. 54-7, 2003.
68. GRASSO, M. Experience with the Holmium Laser as an endoscopic lithotrite. **Urology**, v. 48, n. 2, p. 199-206, 1996.
69. GRASSO, M. Ureteropyeloscopic treatment of ureteral and intrarenal calculi. **Urol. Clin. North. Am.**, v. 27, p. 623-31, 2000.
70. GRASSO, M. Ureteroscopic Lithotripsy. **Curr. Opin. Urol.**, v. 9, p. 329-33, 1999.
71. GRASSO, M.; BEAGHLER, M.; LOISIDES, P. The case for primary endoscopic management of upper urinary tract calculi: II. Cost and outcome assessment of 112 primary ureteral calculi. **Urology**, v. 45, p. 372-6, 1994.
72. GRASSO, M.; CHALIK, Y. Principles and applications of laser lithotripsy: Experience with the holmium laser lithotrite. **Lasers Surg. Med.**, v. 16, n. 1, p. 3-7, 1998.
73. GRASSO, M.; SHALABY, M.; EL AKKAD, M.; BAGLEY, D.H. Techniques in endoscopic lithotripsy using Pulsed Dye Laser. **Urology**, v. 37, n. 2, p. 138-44, 1991.
74. GREEN, D.F.; LYTTON, B. Early experience with direct vision electrohydraulic lithotripsy of ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 133, p. 767-70, 1985.
75. HADDAD, M.C.; SHARIF, H.S.; SHAHED, M.S.; MUTAIERY, M.A.; SAMIHAN, A.M.; SAMMAK, B.M.; SOUTHCOMBE, L.A.; CRAWFORD, A.D. Renal colic: diagnosis and outcome. **Radiology**, v. 184, p. 83-8, 1992.

76. HAMANO, S.; NOMURA, H.; KINSUI, H.; OIKAWA, T.; SUZUKI, N.; TANAKA, M.; MURAKAMI, S.; IGARASHI, T.; ITO, H. Experience with ureteral stone management in 1082 patients using semirigid ureteroscopes. **Urol. Int.**, v. 65, p. 106-11, 2000.
77. HARMON, W.J.; SERSHON, P.D.; BLUTE, M.L.; PATTERSON, D.E.; SEGURA, J.W.; Ureteroscopy: current practice and long-term complications. **J. Urol.**, v. 157, p. 28-32, 1997.
78. HAUPT, G.; SABRODINA, N.; ORLOVSKY, M.; HAUPT, A.; KRUPIN, V.; ENGELMANN, U. Endoscopic lithotripsy with a new device combining ultrasound and lithoclast. **J. Endourol.**, v. 15, p. 929-35, 2001.
79. HENDRIKX, A.J.M.; STRIJBOSS, W.E.M.; DE KNIJFF, D.W.; KUMS, J.J.M.; DOESBURG, W.H.; LEMMENS, W.A.J.G. Treatment for extended-mid and distal ureteral Stones: SWL or Ureteroscopy? Results of a multicenter study. **J. Endourol.**, v. 13, p. 727-33, 1999.
80. HIGASHIHARA, E.; NUTAHARA, K. Advances in ureteroscopic techniques. **Curr. Opin. Urol.**, v. 6, p. 224-8, 1996.
81. HOCHREITER, W.W.; DANUSER, H.; PERRIG, M.; STUDER, E.U. Extracorporeal shock wave lithotripsy for distal ureteral calculi: what a powerful machine can achieve. **J. Urol.**, v. 169, p. 878-80, 2003.
82. HOFBAUER, J.; HÖBARTH, K.; MARBERGER, M. Electrohydraulic versus Pneumatic disintegration in the treatment of ureteral stones: A randomized, prospective trial. **J. Urol.**, v. 153, p. 623-5, 1995.
83. HOFBAUER, J.; HÖBARTH, K.; MARBERGER, M. Lithoclast: New and inexpensive mode of intracorporeal lithotripsy. **J. Endourol.**, v. 6, p. 429-32, 1992.

84. HOLLEMBECK, B.K.; SCHUSTER, T.G.; FAERBER, G.J.; WOLF JR., J.S. Routine placement of ureteral stents is unnecessary after ureteroscopy for urinary calculi. **Urology**, v. 57, p. 641-3, 2001.
85. HOLLEMBECK, B.K.; SCHUSTER, T.G.; FAERBER, G.J.; WOLF JR., J.S. Comparison of outcomes of ureteroscopy for ureteral calculi located above and below the pelvic brim. **Urology**, v. 58, p. 351-6, 2001.
86. HOLLEMBECK, B.K.; SCHUSTER, T.G.; SEIFMAN, B.D.; FAERBER, G.J.; WOLF JR., J.S. Identifying patients who are suitable for stentless ureteroscopy following treatment of urolithiasis. **J. Urol.**, v. 170, p. 103-6, 2003.
87. HOMER, J.A.; PAYNE, D.L.D.; PEDDINTI, B.S. Randomized prospective comparison of non-contrast enhanced helical computed tomography and intravenous urography in the diagnosis of acute ureteric colic. **Australasian Radiology**, v. 45, p. 285-90, 2001.
88. HOSKING, D.H.; BARD, R.J. Ureteroscopy with intravenous sedation for treatment of distal ureteral calculi: a safe and effective alternative to shock wave lithotripsy. **J. Urol.**, v. 156, p. 899-902, 1996.
89. HOSKING, D.H.; McCOLM, S.E.; SMITH, W.E. Is stenting following ureteroscopy for removal of distal calculi necessary? **J. Urol.**, v. 161, p. 48-50, 1999.
90. HÜBNER, W.; IRBY, P.; STOLLER, M.L. Natural history and current concepts for the treatment of small ureteral calculi. **Eur. Urol.**, v. 24, p. 172-6, 1993.
91. HUFFMAN, J.L.; BABLEY, D.H.; SCHOENBERG, H.W.; LYON, E.S. Transurethral removal of large ureteral and renal pelvic calculi using ureteroscopic ultrasonic lithotripsy. **J. Urol.**, v. 130, p. 31-4, 1983.

92. IRIGOYEN, C.G.; ARTEAGA, L.G.; SANCHEZ, J.C.; PESCHARD, L.M.
Cateter ureteral de derivação interna. Indicações e complicações: experiência com 137 pacientes. **J. Bras. Urol.**, v. 22, p. 1-16, 1996.
93. IRVING, S.O.; CALLEJA, R.; LEE, F.; BULLOCK, K.N.; WRAIGHT, P.; DOBLE, A. Is the conservative management of ureteric calculi of > 4 mm safe? **B.J.U. Int.**, v. 85, p. 637-40, 2000.
94. JAYANTHI, V.R.; ARNOLD, P.M.; KOFF, S.A. Strategies for managing upper tract calculi in young children. **J. Urol.**, v. 162, p. 1234-7, 1999.
95. JOHNSON, D.E.; CROMEENS, D.M.; PRICE, R.E. Use of the holmium: yag laser in urology. **Lasers Surg. Med.**, v. 12, p. 353-63, 1992.
96. JOSHI, H.B.; STAINTHORPE, A.; KEELEY JR., F.X.; MACDONAGH, R.; TIMONEY, A.G. Indwelling Ureteral Stents: Evaluation of quality of life to aid outcome analysis. **J. Endourol.**, v. 15, n. 2, p. 151-4, 2001.
97. KABALIN, J.D. Surgical anatomy of the retroperitoneum, kidneys, and ureter. In: WALSH, P.C.; RETIK, A.B.; VAUGHAN JR., E.D.; WEIN, A.J. (eds). **Campbell's Urology**. 8 ed. Philadelphia, Saunders, 2002. p. 3-40.
98. KEELEY JR., F.X.; PILLAI, M.; SMITH, G.; CHRISOFOFOS, M.; TOLLEY, D.A. Electrokinetic lithotripsy: safety, efficacy and limitations of a new form of ballistic lithotripsy. **B.J.U. International**, v. 84, p. 261-3, 1999.
99. KERBL, K.; REHMAN, J.; LANDMAN, J.; LEE, D.; SUNDARAM, C.; CLAYMAN, R.V. Current management of urolithiasis: progress or regress? **J. Endourol.**, v. 16, p. 281-8, 2002.
100. KOSTAKOPOULOS, A.; STRAVOPOULOS, N.J.; PICRAMENOS, D.; KYRIAZIS, P.; DELIVELIOTIS, C.H. The Swiss Lithoclast: an ideal intracorporeal lithotripter. **Urol. Int.**, v. 55, p. 19-20, 1995.

101. KUO, R.L.; ASLAN, P.; FITZGERALD, K.B.; PREMINGER, G.M. Use of ureteroscopy and Holmium:YAG Laser in patiente with bleeding diatheses. **Urology**, v. 52, p. 609-13, 1998.
102. KUPELI, B.; ALKIBAY, T.; SINIK, Z.; KARAOGLAN, U.; IBRAHIM, B. What is the optimal treatment for lower ureteral stones larger than 1 cm. **Int. J. Urol.**, v. 7, p. 167-71, 2000.
103. KUPELI, B.; BIRI, H.; ISEN, K.; ONARAN, M.; ALKIBAY, T.; KARAOGLAN, U.; BOZKIRLI, I. Treatment of ureteral stones: comparison of extracorporeal shock wave lithotripsy and endourologic alternatives. **Eur. Urol.**, v. 34, p. 347-9, 1998.
104. LAM, J.S.; GREENE, T.D.; GUPTA, M. Treatment of proximal ureteral calculi:Holmium:YAG Laser ureterolithotripsy versus extracorporeal shock wave lithotripsy. **J. Urol.**, v. 167, p. 1972-6, 2002.
105. LARIZGOITIA, I.; PONS, J.M.V. A systematic review of the clinical efficacy and effectiveness of the holmium:YAG Laser in urology. **B.J.U. International**, v. 84, p. 1-9, 1999.
106. LEE, H.; RYAN, T.R.; TEICHMAN, J.M.H.; KIN, J.; CHOI, B.; ARAKERI, N.V.; WELCH, A.J. Stone retropulsion during Holmium:YAG lithotripsy. **J. Urol.**, v. 169, p. 881-5, 2003.
107. LEE, K.S.; WON, H.S.; JEON, S.S.; BEER, A. A comparison of Holmium:YAG laser and lithoclast lithotripsy for ureteral stone. **J. Urol.**, v. 198, p. 1568, Abstract 12190, 1998.
108. LEMOS, G.C.; EL HAYEK, O.R.; APEZZATO, M. Rigid ureteroscopy for diagnosis and treatment of ureteral calculi during pregnancy. **Int. Braz. J. Urol.**, v. 28, p. 311-6, 2002.

109. LENNON, G.M.; BOURKE, P.C.; FITZPATRICK, J.M. Pharmacological options for the treatment of acute ureteric colic. **Br. J. Urol.**, v. 71, p. 401-7, 1993.
110. LEVEILLEE, R.J.; LOBIK, L. Intracorporeal lithotripsy: which modality is best? **Curr. Opin. Urol.**, v. 13, p. 249-53, 2003.
111. LEVENTHAL, E.K.; ROZANKI T.A.; CRAIN, T.W.; DESHON JR., G.E. Indwelling ureteral stents as definitive therapy for distal ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 153, p. 34-6, 1995.
112. LIATSIKOS, E.N.; DINLENC, C.Z.; FOGARTY, J.D.; KAPOOR, R.; BERNARDO, N.O.; SMITH, A.D. Efficiency and efficacy of diferent intracorporeal ultrasonic lithotripsy on a synthetic stone model. **J. Endourol.**, v. 15, p. 925-8, 2001.
113. LIFSHTZ, D.A.; LINGEMAN, J.E. Ureteroscopy as first-line intervention for ureteral calculi in pregnancy. **J. Endourol.**, v. 16, p. 19-22, 2002.
114. LINGEMAN, J.E. Extracorporeal shock wave lithotripsy – What happened? (editorial). **J. Urol.**, v. 169, p. 63, 2003.
115. LINGEMAN, J.E.; LIFSHITZ, D.A.; EVAN, A.P. Surgical Management of Urinary Lithiasis. In: WALSH, P.C.; RETIK, A.B.; VAUGHAN JR., E.D.; WEIN, A.J. (eds). **Campbell's Urology**. 8 ed. Philadelphia, Saunders, 2002. cap. 99, p. 3361-451.
116. LINGEMAN, J.E.; SONDA, L.P.; KAHNOSKI, R.J.; COURY, T.A.; NEWMAN, D.M.; MOSBAUGH, P.G.; MERTZ, J.H.O.; STEELE, R.E.; FRANK, B. Ureteral stone management: Emerging concepts. **J. Urol.**, v. 135, p. 1172-4, 1986.

117. LOTAN, Y.; GETTMAN, M.T.; ROEHRBORN, C.G.; CADEDDU, J.A.; PEARLE, M.S. Management of ureteral calculi: a cost comparison and decision making analysis. **J. Urol.**, v. 167, p. 1621-9, 2002.
118. LOW, R.K.; STOLLER, M.L. New techniques in the management of ureteral calculi. **Curr. Opin. Urol.**, v. 5, p. 207-11, 1995.
119. McDERMOTT, J.P.; GROVE, J.; CLARK, P.B. Laser lithotripsy with the candela MDL - 2000 laser tripter. **Br. J. Urol.**, v. 71, p. 512-5, 1993.
120. MARBERGER, M.; HOFBAUER, J.; TURK, C.H.; HOBART, K.; ALBRECHT, W. Management of ureteric stones. **Eur. Urol.**, v. 25, n. 4, p. 265-72, 1994.
121. MARÍNGOLO, M.; SAFIOTI, D.; GOULART, E.J. Litotripsia transureterocópica com litotridor balístico pneumático "swiss lithoclast". Experiência com 1.518 pacientes. **J. Bras. Urol.**, v. 25, n. 1, p. 36-41, 1999.
122. MATLAGA, B.R.; ASSIMOS, D.G. The role of open stone surgery in 2002. **Braz. J. Urol.**, v. 28, p. 87-92, 2002.
123. MATLAGA, B.R.; ASSIMOS, D.G. Changing indications of open stone surgery. **Urology**, v. 59, p. 490-4, 2002.
124. MATSUOKA, K.; LIDA, S.; INOUE, M.; YOSHII, S.; ARAI, K.; TOMIYASU, K.; NODA, S. Endoscopic lithotripsy with the holmium:YAG laser. **Lasers Surg. Med.**, v. 25, n. 5, p. 389-95, 1999.
125. MATSUOKA, K.; IIDA, S.; NAKANAMI, M.; KOGA, H.; SHIMADA, A.; MIHARA, T.; NODA, S. Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser for endoscopic lithotripsy. **Urology**, v. 45, n. 6, p. 947-52, 1995.
126. MEMON A.; ATHER M.H.; SULAIMAN M.N. Three techniques for simpler, safer and cost-effective rigid ureteroscopy. **Tech. Urol.**, v. 6, p. 215-7, 2000.

127. MENEZES, P.; KUMAR, P.V.S.; TIMONEY, A.G. A randomized trial comparing lithoclast with an electrokinetic in the management of ureteric stones. **B.J.U. International**, v. 85, p. 22-5, 2000.
128. MEMOM, M.; RESNICK, M.I. Urinary lithiasis: etiology, diagnosis, and medical management. In: WALSH, P.C.; RETIK, A.B.; VAUGHAN JR., E.D.; WEIN, A.J. (eds). **Campbell's Urology**. 8 ed. Philadelphia, Saunders, 2002. cap. 96, p. 3229-305, 2002.
129. MILLER, O.F.; KANE, C.J. Time to stone passage for observed ureteral calculi: A guide for patient education. **J. Urol.**, v. 162, p. 688-91, 1999.
130. MORGENTALER, A.; BRIDGE, S.S.; DRETLER, S.P. Management of the impacted ureteral calculus. **J. Urol.**, v. 143, p. 263-6, 1990.
131. MORSE, R.M.; RESNICK, M.I. Ureteral calculi: Natural history and treatment in an era of advanced technology. **J. Urol.**, v. 145, p. 263-5, 1991.
132. MUGIYA, S.; NAGATA, M.; UM-NO, T.; TAKAYAMA, T.; SUZUKI, K.; FUJITA, K. Endoscopic management of impacted ureteral Stones using a small caliber ureteroscope and a laser lithotripter. **J. Urol.**, v. 164, p. 329-31, 2000.
133. MURTHY, P.V.; RAO, H.S.G.; MEHERWADE, S.; RAO, S.; SRIVASTAVA, A.; SASIDHARAN, K. Ureteroscopic lithotripsy using mini-endoscope and Swiss Lithoclast: Experience in 147 cases. **J. Endourol.**, v. 11, p. 327-30, 1997.
134. NAQVI, S.A.A.; KHALIQ, M.; ZAFAR, M.N.; RIZVI, S.A.H. Treatment of ureteric stones. Comparison of laser and pneumatic lithotripsy. **Br. J. Urol.**, v. 74, p. 694-8, 1994.
135. NETTO JR., N.R.; CLARO, J.F.A.; LEMOS, G.C.; CORTADO, P.L. Treatment options for ureteral calculi: Endourology or Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy. **J. Urol.**, v. 146, p. 5-7, 1991.

136. NETTO, J.R.N.R.; CLARO, J.A.; ESTEVES, S.C.; ANDRADE, E.F.M. Ureteroscopic stone removal in the distal ureter. Why change? **J. Urol.**, v. 157, p. 2081-3, 1997.
137. OLBERT, P.; WEBER, J.; HEGELE, A.; VARGA, Z.; HEIDENREICH, A.; HOFMANN, R. Combining lithoclast and ultrasound power in one device for percutaneous nephrolithotomy: in vitro results of a novel and highly effective technology. **Urology**, v. 61, p. 55-9, 2003.
138. ORRI, V.M.; QUER, N.T.; DALMAU, M.O.; ALVAREZ, J.L.A.; AMARILLA, C.R.V. Tratamiento de la litiasis ureteral con lithoclast: análisis de nuestra experiencia. **Arch. Esp. Urol.**, v. 49, n. 7, p. 751-4, 1996.
139. PACE, K.T.; WEIR, M.J.; TARIQ, N.; HONEY, R.J.D. Low success rate of repeat shock wave lithotripsy for ureteral stones after failed initial treatment. **J. Urol.**, v. 164, n. 6, p. 1905-7, 2000.
140. PARK, H.; PARK, M.; PARK, T. Two-year experience with ureteral stones: extracorporeal shockwave lithotripsy v ureteroscopic manipulation. **J. Endourol.**, v. 12, n. 6, p. 501-4, 1998.
141. PEARLE, M.S.; NADLER, R.; BERCOVSKY, E.; CHEN, C.; DUNN, M.; FIGENSHAU, S.R.; HOENIG, D.M.; Mc DOUGALL, E.M.; MUTZ, J.; NAKADA, S.Y.; SHALHAV, A.L.; SUNDARAM, C.; WOLF JR., J.S.; CLAYMAN, R.V. Prospective randomized trial comparing shock wave lithotripsy and ureteroscopy for management of distal ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 166, p. 1255-60, 2001.
142. PÉREZ-CASTRO, E.E.; MARTÍNEZ-PIÑEIRO, J.A. La ureterorrenoscopia transuretral an actual proceder urológico. **Arch. Esp. Urol.**, v. 33, p. 445-60, 1980.

143. PESCHEL, R.; JANETSCHKEK, G.; BARTSCH, G.; SEGURA, J.W. Extracorporeal shock wave lithotripsy versus ureteroscopy for distal ureteral calculi: a prospective randomized study. **J. Urol.**, v. 162, p. 1909-12, 1999.
144. PIERGIOVANNI, M.; CUSSENOT, O.; NGUYEN, H.V.; TEILLAC, P.; LE DUC, A. Endourological treatment of lumbar and iliac ureteral stones. **Eur. Urol.**, v. 26, p. 291-7, 1994.
145. PIERGIOVANNI, M.; DESGRANDCHAMPS, F.; COCHAND-PROLLET, B.; JANSSEN, T.; COLOMER, S.; TEILLAC, P.; LE DUC, A. Ureteral and bladder lesion after ballistic, ultrasonic, electrohydraulic, or laser lithotripsy. **J. Endourol.**, v. 8, p. 293-9, 1994.
146. PORPIGLIA, F.; DESTEFANIS, P.; FIORI, C.; FONTANA, D. Effectiveness of nifedipine and deflazacort in the management of distal ureter Stones. **Urology**, v. 56, p. 579-83, 2000.
147. PUPPO, P.; RICCIOTTI G; BOZZO, W.; INTROINI, C. Primary Endoscopic Treatment of Ureteric Calculi. **Eur. Urol.**, v. 36, n. 1, p. 48-52, 1999.
148. RANE, A.; CAHILL, D.; LARNER, T.; SALEEMI, A.; TIPTAFT, R. To stent or not stent? That is still the question. **J. Endourol.**, v. 14, p. 479-81, 2000.
149. RANEY, A.M. Electrohydraulic ureterolithotripsy. **Urology**, v. 12, p. 284-5, 1978.
150. RAZVI, H.A.; DENSTEDT, J.D.; CHUN, S.S.; SALES, J.L. Intracorporeal lithotripsy with the holmium:YAG laser. **J. Urol.**, v. 156, p. 912-4, 1996.
151. REDDY, P.P.; BARRIERAS, D.J.; BAGLI, D.J.; MCLORIE, G.A.; KHOURY, A.E.; MERGUERIAN, P.A. Initial experience with endoscopic holmium laser lithotripsy for pediatric urolithiasis. **J. Urol.**, v. 162, p. 1714-6, 1999.

152. REIS-SANTOS, J.M.; REIS-SANTOS, K.T. Urinary obstruction due to lithiasis. **Braz. J. Urol.**, v. 26, p. 360-71, 2000.
153. REUTER, H.J.; KERN, E. Electronic lithotripsy of ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 110, p. 181-3, 1973.
154. RINGEL, A.; RICHTER, S.; SHALEV, M.; NISSENKORN, I. Late complications of ureteral stents. **Eur. Urol.**, v. 38, p. 41-4, 2000.
155. RINK, K.; DELACRÉTAZ, G.; SALATHÉ, R.P. Fragmentation process of current laser lithotriptors. **Laser Med. Surg.**, v. 16, p. 134-46, 1995.
156. ROBERT, M.; BERNNANI, A.; GUITER, J.; AVEROUS, M.; GRASSET, D. Treatment of 150 ureteric calculi with the lithoclast. **Eur. Urol.**, v. 26, p. 212-5, 1994.
157. ROBERTS, W.W.; CADEDDU, J.A.; MICALI, S.; KAVOUSSI, L.R.; MOORE, R.G. Ureteral stricture formation after removal of impacted calculi. **J. Urol.**, v. 159, n. 3, p. 723-6, 1998.
158. SAITA, H.; MATSUKAWA, M.; FUKUSHIMA H.; OHYAMA, C.; NAGATA, Y. Ultrasound diagnosis of ureteral stones: its usefulness with subsequent excretory urography. **J. Urol.**, v. 140, p. 28-31, 1988.
159. SAMANIEGO, M.P.; ESCUDERO, J.C.; MARTINEZ, M.D.R.; FERRO, J.R.; ARGUINARENA, F.J.T.; DEL BUSTO, E.F. Tratamiento endoscópico de la litiasis ureteral. Nuestra experiencia en 360 ureterorrenoscopias retrógradas en los últimos 10 años. **Actas Urol. Esp.**, v. 26, n. 5, p. 339-44, 2002.
160. SAYER, J.; JOHNSON, D.E.; PRICE, R.E.; CROMEENS, D.M. Ureteral Lithotripsy with the Holmium:YAG Laser. **Lasers Surg. Med.**, v. 11, n. 2, p. 61-5, 1993.

161. SCARPA, R.M.; DE LISA, A.; USAI, E. Diagnosis and treatment of ureteral calculi during pregnancy with rigid ureteroscopes. **J. Urol.**, v. 155, p. 875-7, 1996.
162. SCARPA, R.M.; DELISA, A.; PORRU, D.; USAI, E. Holmium:YAG Laser Ureterolithotripsy. **Eur. Urol.**, v. 35, n. 3, p. 233-8, 1999.
163. SCHULTZ, A.; KRISTENSEN, J.K.; BILDE, T.; ELDRUP, J. Ureteroscopy: results and complications. **J. Urol.**, v. 137, p. 865-6, 1987.
164. SCHULZE, H.; HAUPT, G.; PIERGIOVANNI, M.; WISARD, M.; VON NIEDERHAUSERN, W.; SENGE, T. The Swiss Lithoclast: A new device for endoscopic stone disintegration. **J. Urol.**, v. 149, p. 15-8, 1993.
165. SCHUSTER, T.G.; HOLLENBECK, B.K.; FAERBER, G.J.; WOLF JR., J.S. Complications of ureteroscopy: analysis of predictive factors. **J. Urol.**, v. 166, p. 538-40, 2001.
166. SCHUSTER, T.G.; RUSSELL, K.Y.; BLOOM, D.A.; KOO, H.P.; FAERBER, G.J. Ureteroscopy for the treatment of urolithiasis in children. **J. Urol.**, v. 167, n. 4, p. 1813-6, 2002.
167. SEE, A.C.H.; NG, F.C.; CH'NG, H.C. Electrohydraulic lithotripsy: an effective and economical modality of endoscopic ureteric lithotripsy. **Aust. N.Z.J. Surg.**, v. 67, p. 551-3, 1997.
168. SEGURA, J. W. Ureteroscopy for lower ureteral stones (editorial). **Urology**, v. 42, p. 356-7, 1993.
169. SEGURA, J.W. Intracorporeal lithotripsy. **A.U.A. Update Series**, v. 18, p. 66-71, 2003.
170. SEGURA, J.W. ureteroscopy- current and future (?) practice (Editorial). **J. Urol.**, v. 161, p. 51, 1999.

171. SEGURA, J.W.; PREMINGER, G.M.; ASSIMOS, D.G.; DRETTLER, S.P.; KAHN, R.I.; LINGEMAN JR., J.E.; MACALUSO, J.N. Ureteral stones clinical guidelines panel summary report on the management of ureteral calculi. **J. Urol.**, v. 158, p. 1915-21, 1997.
172. SHEKARRIZ, B.; STOLLER, M.L. Metabolic evaluation of stone disease. **Braz. J. Urol.**, v. 27, p. 10-8, 2001.
173. SHROFF, S. "Treatment of ureteric stones. Comparison of laser and pneumatic lithotripsy" and "Intracorporeal lithotripsy with the swiss lithoclast" (correspondence). **Br. J. Urol.**, v. 75, p. 810, 1995.
174. SHROFF, S.; WATSON, G.M.; PARIKH, A.; SOONAWALLA, P.F.; POPE, A. The Holmium:YAG Laser for ureteric stones. **Br. J. Urol.**, v. 78, p. 836-9, 1996.
175. SILVA, T.R.; MARÍNGOLO, M. Intracorporeal holmium: yag laser lithotripsy-current stage. **Braz. J. Urol.**, v. 26, p. 584-90, 2000.
176. SINGAL, R.K.; DENSTEDT, J.D. Contemporary management of ureteral stones. **Urol. Clin. North Am.**, v. 24, p. 59-70, 1997.
177. SINGAL, R.K.; DENSTEDT, J.D.; RAZVI, H.A.; CHUN, S.S. Holmium: yag laser endoureterotomy for treatment of ureteral stricture. **Urology**, v. 50, p. 875-80, 1997.
178. SIQUEIRA JR., T.M.; LINGEMAN, J.E. Endoscopic lithotripsy: What's new in sources of energy. **A.U.A. News**, v. 7, n. 5, p. 12, 2002.
179. SMET, C.E.; PES, P.L.; BAYARRI, J.S.; RODRIGUEZ, J.V. Litotricia endoscópica mediante lithoclast. **Arch. Esp. Urol.**, v. 48, n. 6, p. 621-4, 1995.
180. SMITH, R.C.; COLL, D.M. Helical computed tomography in the diagnosis of ureteric colic. **B.J.U. International**, v. 86, p. 33-41, 2000.

181. SOFER, M.; WATTERSON, J.D.; WOLLIN, T.A.; NOTT, L.; RAZVI, H., DENSTEDT, J.D. Holmium:YAG Laser lithotripsy for upper urinary tract calculi in 598 patients. **J. Urol.**, v. 167, p. 31-4, 2002.
182. SPENCER, B.A.; WOOD, B.J.; DRETHER, S.P. Helical ct and ureteral colic. **Urol. Clin. North Am.**, v. 27, p. 231-41, 2000.
183. STEVENS, A.K. The long-term results of treatment of urinary stones (correspondence). **Br. J. Urol.**, v. 75, p. 810, 1995.
184. STOLLER, M.L.; WOLF JR., J.S.; HOFMANN, R.; MARC, B. Ureteroscopy without routine balloon dilation: An outcome assessment. **J. Urol.**, v. 147, p. 1238-42, 1992.
185. STROHMAIER, W.L.; SCHUBERT, G.; ROSENKRANZ, T.; WEIGL, A. Comparison of extracorporeal shock wave lithotripsy and ureteroscopy in the treatment of ureteral calculi: A prospective study. **Eur. Urol.**, v. 36, p. 376-9, 1999.
186. SU, LI-MING AND SOSA, RE. Ureteroscopy and retrograde ureteral access. In: WALSH, P.C.; RETIK, A.B.; VAUGHAN JR., E.D.; WEIN, A.J. (eds). **Campbell's Urology**. 8 ed. Philadelphia, Saunders, 2002. cap. 97, p. 3306-19.
187. SUN, Y.; LINHUI, W.; SONGXI, Q.; GUOQIANG, L.; CHUANLIANG, X.; XU, G.; YONGJIANG, M. Treatment of urinary calculi with ureteroscopy and Swiss Lithoclast pneumatic lithotripter: Report of 150 cases. **J. Endourol.**, v. 14, p. 281-3, 2000.
188. SUN, Y.; WANG, L.; LIAO, G.; XU, C.; GAO, X.; YANG, Q.; QIAN, S. Pneumatic lithotripsy versus laser lithotripsy in the endoscopic treatment of ureteral calculi. **J. Endourol.**, v. 15, p. 587-90, 2001.

189. TAARI, K.; LEHTORANTA, K.; RANNIKKO, S. Holmium:YAG laser for urinary stone. **Scand. J. Urol. Nephrol.**, v. 33, p. 295-8, 1999.
190. TAUFIEK, E.R.; BAGLEY, D.H. Management of upper urinary tract calculi with ureteroscopic techniques. **Urology**, v. 53, p. 25-31, 1999.
191. TEICHMAN, J.M.H. Laser lithotripsy. **Curr. Opin. Urol.** v. 12, p. 305-9, 2002.
192. TEICHMAN, J.M.H.; CHAMPION, P.C.; WOLLIN, T.A.; DENSTEDT, J.D. Holmium:YAG lithotripsy of uric acid calculi. **J. Urol.**, v. 160, p. 2130-2, 1998.
193. TEICHMAN, J.M.H.; CHAN, K.F.; CECCONI, P.P.; CORBIN, N.S.; KAMERER, A.D.; GLICKMAN, R.D.; WELCH, A.J. Erbium:YAG versus holmium:YAG lithotripsy. **J. Urol.**, v. 165, p. 876-9, 2001.
194. TEICHMAN, J.M.H.; RAO, R.D.; GLICKMAN, R.D.; HARRY, J.M. Holmium:YAG percutaneous nephrolithotomy: the laser incident angle matters. **J. Urol.**, v. 159, p. 690-4, 1998.
195. TEICHMAN, J.M.H.; RAO, R.D.; ROGENES, V.J.; HARRIS, J.M. Ureteroscopic management of ureteral calculi: Electrohydraulic versus Holmium:YAG lithotripsy. **J. Urol.**, v. 158, p. 1357-61, 1997.
196. TEICHMAN, J.M.H.; ROGENES, V.J.; MCIVER, B.J.; HARRIS, J.M. Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet laser cystolithotripsy of large bladder calculi. **Urology**, v. 50, p. 44-8, 1997.
197. TEICHMAN, J.M.H.; VASAR, G.J.; GLICKMAN, R.D.; BESERRA, C.M.; CINA, S.J.; THOMPSON, I.M. Holmium: yag lithotripsy: photothermal mechanism converts uric acid calculi to cyanide. **J. Urol.**, v. 160, p. 320-4, 1998.
198. TEICHMAN, J.M.H.; VASSAR, G.J.; BISHOFF, J.T.; BELLMAN, G.C. Holmium:YAG Lithotripsy yields smaller fragments than Lithoclast, Pulsed Dye Laser or Electrohydraulic Lithotripsy. **J. Urol.**, v. 159, p. 17-23, 1998.

199. TEICHMAN, J.M.H.; VASSAR, G.J.; GLICKMAN, R.D. Holmium: yag lithotripsy efficiency varies with stone composition. **Urology**, v. 52, p. 392-7, 1998.
200. THOMAS, R.; ORTENBERG, J.; LEE, B.R.; HARMON, E.P. Safety and efficacy of pediatric ureteroscopy for management of calculous disease. **J. Urol.**, v. 149, p. 1082-4, 1993.
201. TISELIUS, H.G. Epidemiology and medical management of stone disease. **B.J.U. International**, v. 91, p. 758-67, 2003.
202. TISELIUS, H.G. Stone incidence and prevention. **Braz. J. Urol.**, v. 26, p. 452-62, 2000.
203. TISELIUS, H.G.; ACKERMANN, D.; ALKEN, P.; BUCK, C.; CONORT, P.; GALLUCCI, M. Guidelines on Urolithiasis. **Eur. Urol.**, v. 40, n. 4, p. 362-71, 2001.
204. TOLLEY, D. Ureteric stents, far from ideal. **The Lancet**, v. 356, p. 872-3, 2000.
205. UENO, A.; KAWAMURA, T.; OGAWA, A.; TAKAYASU, H. Relation of spontaneous passage of ureteral calculi to size. **Urology**, v. 10, p. 544-6, 1977.
206. VAN SAVAGE, J.G.; PALANCA, L.G.; ANDERSEN, R.D.; RAO, G.S.; SLAUGHENHOUP. Treatment of Distal Ureteral Stones in Children: similarities to the American Urological Association guidelines in adults. **J. Urol.**, v. 164, p. 1089-93, 2000.
207. VASSAR, G.J.; TEICHMAN, J.M.H.; GLICKMAN, R.D. Holmium:YAG lithotripsy efficiency varies with energy density. **J. Urol.**, v. 160, p. 471-6, 1998.

208. VICENTE, R.J.; SALVADOR, J.; CAPARROS, J.; RIOS, G.; PARRA, L. Complicaciones de la ureteroscopia rígida. **Actas Urol. Esp.**, v. 15, p. 55-8, 1991.
209. VORREUTHER, R.; NAYAL, W. Innovations in intracorporeal lithotripsy. **Curr. Opin. Urol.**, v. 6, p. 218-23, 1996.
210. VORREUTHER, R.; CORLIES, R.; KLOTZ, T.; BERNARDS, P.; ENGELMANN, U. Impact of shock wave pattern and cavitation bubble size on tissue damage during ureteroscopic electrohydraulic lithotripsy. **J. Urol.**, v. 153, p. 849-53, 1995.
211. WADHWA, S.N.; HEMAL, A.K.; SHARMA, R.K. Intracorporeal lithotripsy with the swiss lithoclast. **Br. J. Urol.**, v. 74, p. 699-702, 1994.
212. WATSON, G.; MURRAY, S.; DRETHER, S.P.; PARRISH, J.A. The pulsed dye laser for fragmenting urinary calculi. **J. Urol.**, v. 138, p. 195-8, 1987.
213. WATSON, M.; WICKMAM, J.E.A.; MILLS, T.N.; BOWN, S.G.; SWAIN, P.; SALMON, P.R. Laser fragmentation of renal calculi. **Br. J. Urol.**, v. 55, p. 613-6, 1983.
214. WATTERSON, J.D.; GIRVAN, A.R.; BEIKO, D.T; NOTT, L.; WOLLIN, T.A.; RAZVI, H.; DENSTEDT, J.D. Ureteroscopy and holmium: yag laser lithotripsy: an emerging definitive management strategy for symptomatic ureteral calculi in pregnancy. **Urology**, v. 60, p. 383-7, 2002.
215. WATTERSON, J.D.; GIRVAN, A.R.; COOK, A.J.; BEIKO D.; NOTT, L.; AUGER, B.K.; PREMINGER, G.M.; DENSTEDT, J.D. Safety and efficacy of Holmium:YAG Laser lithotripsy in patients with bleeding diatheses. **J. Urol.**, v. 168: p. 442-5, 2002.

216. WEISER, A.Z.; AUGER, B.K.; SILVERSTEIN, A.D.; DELVECCHIO, F.C.; BRIZUELA, R.M.; DAHM, P.; PIETROW, P.K.; LEWIS, B.R.; ALBALA, D.M.; PREMINGER, G.M. Routine postoperative imaging is important after ureteroscopic stone manipulation. **J. Urol.**, v. 168, p. 46-50, 2002.
217. WILLS, T.E.; BURNS, J.R. Ureteroscopy: An outpatient procedure? **J. Urol.**, v. 151, p. 1185-7, 1994.
218. WILLSCHER, M.K.; CONWAY JR., J.F.; BABAYAN, R.K.; MORRISSEAU, P.; SANT, G.R.; BERTAGNOLL, A. Safety and efficacy of electrohydraulic lithotripsy by ureteroscopy. **J. Urol.**, v. 140, p. 957-8, 1988.
219. WOLLIN, T.A.; TEICHMAN, J.M.H.; ROGENES, V.J.; RAZVI, H.A.; DENSTEDT, J.D.; GRSSO, M. Holmium: yag lithotripsy in children. **J. Urol.**, v. 162, p. 1717-20, 1999.
220. YINGAO, S.; LINHUI, W.; SONGXI, Q.; GUOQIANG, L.; CHUANLIANG, X.; XU, G.; YONGJIANG, M. Treatment of urinary calculi with ureteroscopy and Swiss lithoclast pneumatic lithotripter: report of 150 cases. **J. Endurol.**, v. 14, p. 281-3, 2000.
221. YIP, K.H.; CHEUNG, M.C. Holmium:YAG lasertripsy for ureteric calculi: an experience of 300 procedures (correspondence). **B.J.U. International**, v. 83, p. 737-9, 1999.
222. YIP, S.K.H.; LEE, F.C.W.; TAM, P. C.; LEUNG, S.Y.L. Outpatient treatment of middle and lower ureteric stones: extracorporeal shock wave lithotripsy versus ureteroscopic laser lithotripsy. **Ann. Acad. Med. Singapore**, v. 27, p. 515- 9, 1998.

223. YIU, M.K.; LIU, P.L.; YIU, T.F.; CHAN, A.Y.T. Clinical experience with Holmium:YAG Laser lithotripsy of ureteral calculi. **Lasers Surg. Med.**, v. 19, n. 1, p. 103-6, 1996.
224. YIU, M.K.; LIU, P.L.; YIU, T.F.; CHAN, A.Y.T. (letters to the editor). **J. Urol.**, v. 158, p. 186-8, 1997.
225. ZANETTINI, L.A. **Nefrectomia radical laparoscópica e nefroureterectomia radical laparoscópica no tratamento das neoplasias do trato urinário superior**. São Paulo, 2003. 147p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.
226. ZHENG, W.; DENSTEDT, J.D. Intracorporeal lithotripsy - update on technology. **Urol. Clin. North Am.**, v. 27, p. 301-13, 2000.
227. ZHENG, W.; BEIKO, D.T.; SEGURA, J.W.; PREMINGER, G.M.; ALBALA, D.M.; DENSTEDT, J.D. Urinary calculi in aviation pilots: what is the best therapeutic approach? **J. Urol.**, v. 168, p. 1342-3, 2002.
228. ZHU, S.; KOURAMBAS, J.; MUNVER, R.; PREMINGER, G.M.; ZHONG, P. Quantification of the tip movement of lithotripsy flexible pneumatic probes. **J. Urol.**, v. 164, p. 1737-9, 2000.

ANEXO

Anexo 1 - Pacientes com cálculos ureterais tratados com Holmium:YAG laser: Resultados

Paciente	Idade (anos)	Sexo	Local ^(a)	Medida (cm)	Duração ^(b) (min)	Tempo ^(c) (min:seg)	Pulsos (P)	Energia (J)	Potência (W)	Resultado ^(d)
SLB	6	fem	IE	0,6	28	2:22	652	541,6	5	S
ICGC	44	fem	ID	1,0	26	1:35	475	545	6	S
JLR	42	masc	SD	1,2	17	0:38	190	179,6	6	S
ACJ	25	fem	IE	1,5	33	2:33	715	593,1	5	S
MLZ	68	fem	ID	1,0	21	2:59	819	992,8	6	S
ABF	60	masc	ME	0,9	28	3:02	781	1.116	7,5	S
CRE	55	masc	SD	1,0	21	2:05	615	715,1	6	S
CLDNM	46	fem	ID	0,9	23	1:23	371	308,2	5	S ^(e)
ELMR	30	masc	ME	2,0	37	2:02	572	666,2	6	S
DB	29	masc	ME	1,0	27	3:59	704	531,6	3	S
ABSF	67	masc	SD	1,5	25	1:15	346	402,1	6	I
IG	48	fem	SD	1,2	43	3:27	983	1.144	6	I
EOQ	33	masc	MD	0,8	18	1:47	498	413,6	5	S
ATT	49	masc	IE	1,0	29	3:03	833	473,2	3	S
ACR	42	masc	ME	0,9	27	1:49	588	708,8	6	S
CGT	40	fem	ME	1,2	38	6:24	1.098	623,7	4	S
Média	42	-	-	1,1	27,6	02:31	640,0	622,2	5,3	87,5 ^(f)
Desvio-padrão	-	-	-	0,3	7,2	01:21	237,1	271,0	1,2	-
Mínimo	6	-	-	0,6	17,0	00:38	190,0	179,6	3,0	-
Máximo	68	-	-	2,0	43,0	06:24	1.098	1.144	7,5	-

(a) I: inferior, M: médio, S: superior, E: esquerdo, D: direito; (b) duração total do procedimento do início ao término da endoscopia; (c) tempo total de uso do laser; (d) S: sucesso, I: insucesso; (e) paciente eliminou espontaneamente um fragmento de 4 mm após a retirada do *stent*; (f) taxa de sucesso em percentual (IC95%: 61,7 – 98,4).