

CONCEPÇÃO DE UM GERADOR DE ONDAS DE CHOQUE ELETRO-HIDRÁULICAS PARA LITOTRIPSIA

por

S.S. Muhlen¹ e E. Yvroud²

RESUMO – Este trabalho descreve o projeto de um gerador de ondas de choque por descarga capacitiva em meio líquido para ser usado no tratamento de cálculos urinários. O aparelho é composto de uma fonte de alta tensão para a carga de um capacitor, um *thyatron* que controla a descarga desse capacitor no meio líquido que circunda o cálculo (através de uma sonda de aplicação posicionada na cavidade cirúrgica) e um circuito que possibilita ao operador o controle da potência, frequência de repetição e número de pulsos de alta tensão. São feitas considerações teóricas sobre a produção e propagação de ondas de choque em meios líquidos, assim como são discutidos os resultados de testes *in vitro*.

INTRODUÇÃO

Até há pouco mais de uma década, o tratamento dos cálculos urinários, qualquer que fosse a sua localização, fazia sempre uso da cirurgia "a céu aberto", com técnicas tendo em comum incisões de grandes dimensões e um período pósoperatório longo e mais ou menos doloroso para o paciente.

A idéia de uma exploração visual do trato urinário com fins diagnósticos e terapêuticos é antiga, mas somente após a invenção do cistoscópio é que localizar, extrair e mesmo fragmentar os cálculos tornou-se possível com um risco reduzido.

A partir do nascimento da endourologia, foi desenvolvida uma grande variedade de pinças e cestos para agarrar as pedras, sempre que suas pequenas dimensões o permitissem, mas reduzir o tamanho dos cálculos maiores tornou-se uma necessidade lógica. Duas técnicas diferentes de litotripsia foram então propostas: os estudos de Mulvaney (1953) e Coats (1956) lançaram as bases experimentais da fragmentação dos cálculos por vibrações mecânicas ultra-sônicas e os trabalhos de Yutkin (1950) sobre descargas elétricas em meios líquidos estão na origem do primeiro litotriptor eletro-hidráulico percutâneo (através da pele).

¹-Professor do Departamento de Engenharia Biomédica - FEE/UNICMP, Caixa Postal 6040 - 13081 Campinas SP.

²-Professor do Institut National Polytechnique de Lorraine - ENSEM/GRIMI 2, Avenue de la Forêt de Haye - 54516 Vandoeuvre-lès-Nancy cedex, FRANCE.

Inicialmente limitada aos cálculos vesicais^a, essa técnica foi mais tarde estendida aos cálculos ureterais (Reuter, 1973; Webb, 1985) e renais^b.

Este trabalho tem por objetivo descrever as considerações teóricas e tecnológicas feitas na construção de um gerador de ondas de choque eletro-hidráulicas usado na litotripsia percutânea dos cálculos urinários.

Geração de ondas de choque

Diversas técnicas permitem a produção de ondas de choque, com desempenhos variáveis na litotripsia percutânea. Pode-se citar a micro-explosão com explosivo químico (Watanabe, 1983), a ionização por plasma produzido com Laser de impulsão ultra-curta (Schmidt-Kloiber, 1985), a repulsão magnética de uma parede de câmara hidráulica (Smith, 1972), o fio condutor explosivo e a descarga elétrica em meio líquido (Tidd, 1976).

Esta última técnica reúne características de baixo custo e relativa simplicidade tecnológica, compromisso interessante em um projeto experimental. A onda de choque é produzida em consequência de um arco voltaico provocado pela descarga rápida de um capacitor entre dois eletrodos submersos.

A descarga, produzindo uma vaporização instantânea do líquido na vizinhança dos eletrodos, provoca um aumento súbito da pressão que é seguido por uma zona de depressão. A frente de onda assim constituída se propaga de forma esférica, tendo o foco de explosão como centro. A onda de choque se apresenta então como um gradiente de pressões extremamente elevado que se propaga.

Em torno do local da explosão, a velocidade de propagação da onda de pressão é muito superior à velocidade do som no meio, e à medida que a frente de onda se afasta, sua velocidade se atenua até seguir aproximadamente as leis clássicas das ondas acústicas (Mestas, 1982). Alguns milissegundos após a passagem da onda, um segundo pico de pressão pode ser observado. Esse segundo pulso difere do primeiro por uma amplitude e uma área sob a curva temporal sensivelmente aumentadas, e uma taxa de crescimento bem menos rápida que no primeiro pico. O segundo pulso é geralmente seguido de dois outros, com amplitudes decrescentes.

Como em uma explosão submarina, logo após a produção da onda de choque, uma certa porção do líquido circundante se vaporiza, produzindo assim uma bolha de vapor de alta pressão. Essa bolha se dilata buscando o equilíbrio com as pressões atmosférica e hidrostática. Por causa do movimento de inércia do fluido que se afasta do centro da bolha, esta aumenta e

^a-Abramiam, 1970; Albrecht, 1972; Angeloff, 1972; Comisarow, 1979; Eaton, 1972; Rouvalis, 1970; Wallace, 1972; Watson, 1970.

^b-Clayman, 1983; Korth, 1984; Le Duc, 1986; Vallancien, 1983.

ultrapassa o tamanho correspondente ao equilíbrio das pressões. Uma vez cessada a dilatação, a bolha começa uma fase de contração, e pelas mesmas razões ultrapassa a posição de equilíbrio. A pressão atingida é muito alta quando a bolha alcança seu mínimo, e a retomada do movimento de expansão dá origem à emissão de um novo pulso.

O sistema oscilante água-bolha se comporta como uma fonte de pulsos recorrentes. A frequência da oscilação depende da pressão e da natureza do líquido, e em seguida aumenta ao mesmo tempo que a quantidade de vapor decresce com a dissipação da energia.

Esse fenômeno é um pouco modificado quando a descarga se dá diante de um objeto sólido. Observa-se então uma diminuição dos tempos entre os máximos, consecutivamente a uma perda maior e mais rápida da energia da bolha para o sólido.

Longe de sua origem, pode-se dizer que as ondas de choque se deslocam no meio como frentes de uma onda sonora, com a velocidade do som no meio. Elas sofrem reflexões e refrações nas interfaces com meios de impedância acústica diferente, além de uma perda de intensidade por dissipação viscoelástica que dá um perfil exponencial decrescente à amplitude da onda transmitida (Smith, 1972).

Uma onda de choque que atravesse um meio de impedância acústica elevada, como um cálculo renal, é quase totalmente refletida na interface com o líquido. A zona de baixa pressão que segue a frente de onda induz uma tensão mecânica no cálculo. Se essa tensão excede a força de coesão, o cálculo se fragmenta (Fair, 1978).

Esse raciocínio é válido também para as impedâncias acústicas baixas, o que evidencia o risco de ruptura dos tecidos na interface com um gás (intestinos ou pulmões).

Todas essas considerações foram levadas em conta no projeto do fragmentador apresentado a seguir (Mühlen, 1989).

Descrição do Gerador

As ondas de choque são produzidas pela descarga de alta tensão de um capacitor no meio líquido que circunda o cálculo. Essa descarga é controlada por um thyatron, e a impulsão elétrica levada até a cavidade cirúrgica por um condutor coaxial metálico com isolamento especial, dispondo de dimensões externas adequadas para ser inserido no nefroscópio (instrumento que permite ao cirurgião o acompanhamento visual da fragmentação).

A carga do capacitor é assegurada por uma fonte de alta tensão, e o disparo do thyatron é obtido por um circuito eletrônico de controle previsto para esse fim (figura 1).

Fonte de Alta Tensão

As informações sobre a quantidade de energia necessária para a fragmentação dos cálculos urinários na literatura são pouco abundantes e variam de 5 a 25 J para os processos invasivos^c e a mais de uma centena de Joules para os procedimentos extra-corporais^d.

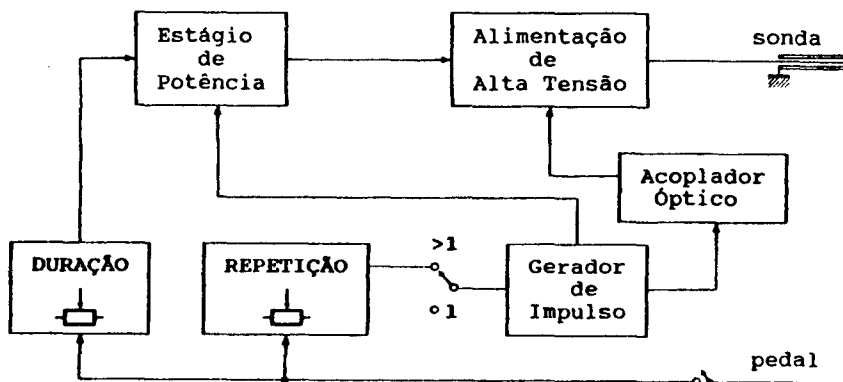


Figura 1. Diagrama de blocos do gerador de ondas de choque.

Por medida de segurança decidiu-se que o aparelho deveria entregar um décimo da energia necessária à fragmentação de um cálculo médio, a cada pulso. Essa maneira fracionada de liberar a energia dá ao cirurgião um segundo parâmetro (número de pulsos), além do controle da energia de cada pulso, para dosar perfeitamente a energia total enviada ao paciente. Considerando que em torno de 30% da energia total do capacitor é perdida na forma de calor, luz e ruído, não realizando portanto trabalho (Oki, 1981), conclui-se que o dispositivo deve liberar entre 0,75 e 3,5 J por pulso.

A energia armazenada em um capacitor é expressa por $E = \frac{1}{2}CV^2$. Por razões de segurança e de simplificação tecnológica na construção dos isolamentos, decidiu-se não ultrapassar o limite de 9 kV, o que leva a um capacitor de $0,09 \mu F$. Além de suportar a tensão, o capacitor deve ser construído de tal maneira que as indutâncias parasitas sejam mínimas, para assegurar uma descarga a mais rápida possível. Foram utilizados 2 capacitores de $0,047 \mu F$ 10 kV com dielétrico misto de papel-polipropileno em banho de óleo, em paralelo.

^c-Dretler, 1987; Oki, 1981; Uchida, 1985; Wallace, 1972.

^d-Mestas, 1982b; Rieber, 1947; Saunders, 1987.

A alimentação de alta tensão é constituída de um transformador elevador e uma ponte retificadora de diodos. O componente principal do circuito de alta tensão é o tyatron que funciona como um tiristor a gás. Uma impulsão deve ser aplicada ao gatilho para desencadear sua condução. Essa impulsão é produzida por um transformador de impulsão com relação de transformação 110x1, cujo primário recebe a descarga de um capacitor de $1\ \mu\text{F}$ através de um tiristor.

A utilização das ondas de choque pelo cirurgião é feita por meio de uma sonda de aplicação, que na realidade é um condutor coaxial rígido com dimensões apropriadas à sua inserção no nefroscópio ($\phi=3,5\ \text{mm}$ | $\ell=46\ \text{cm}$), construído em aço inox com isolamento em resina epoxi especial (Electolit 8035).

Eletrônica de Controle

Foram utilizados dois mecanismos para controle das impulsões de alta tensão: comando do gatilho do tyatron e controle do tempo de carga do capacitor. O primeiro estágio consiste em um gerador de pulsos controlado pelo pedal do operador que dispara, através de um acoplador óptico, o tiristor no primário do transformador de pulsos. Foi também prevista uma função **REPETIÇÃO** variável para que o cirurgião possa disparar uma salva de pulsos, acionando uma só vez o pedal. O segundo estágio é constituído de um temporizador ajustável que comanda a alimentação do primário do transformador de alta tensão, garantindo assim níveis de tensão variáveis na carga do capacitor. Esse temporizador é sincronizado com o gerador de repetição, para os disparos em salva. O bloco **DURAÇÃO** é constituído por um outro temporizador ajustável, que tem por finalidade limitar o tempo máximo da salva de impulsões, independentemente do acionamento pelo pedal do cirurgião.

DISCUSSÃO E RESULTADOS

A avaliação do desempenho do gerador de ondas de choque consistiu, nesse primeiro protótipo, na medida do número de pulsos necessários à fragmentação de amostras de pedras de diferentes graus de dureza. O ideal seria dispor de cálculos reais verdadeiros, que houvessem sido extraídos cirurgicamente, e dos quais se conhecessem as características mecânicas. Na impossibilidade, até o momento, de tal situação, foram utilizados nos testes pedaços de mármore "mole" e giz natural (rocha giz), que correspondem aproximadamente aos extremos da escala de dureza dos cálculos reais.

A classificação das rochas segundo a dureza é feita pela escala MOHR, na qual o valor 1 (talco) e o valor 10 (diamante) representam os extremos. Nessa escala os cálculos urinários são classificados (independentemente de sua constituição) no valor 3, justamente entre o giz natural (silicato de cálcio) e o mármore (carbonato de cálcio).

Os parâmetros avaliados de forma quantitativa nos testes foram o peso das amostras

e o número de descargas necessárias à fragmentação. As amostras foram colocadas sobre uma espuma de borracha de consistência semelhante à da cavidade renal, e completamente mergulhadas na água. A potência do aparelho foi mantida no nível máximo. São consideradas fragmentadas as amostras que foram reduzidas a porções contínuas não maiores que 3 mm.

A maior dificuldade foi em manter uma distância constante entre a sonda de aplicação e as amostras, porque após os primeiros pulsos, o número de fragmentos torna-se cada vez maior e a água turva, ocasionando dificuldade na localização. Vale notar que numa situação cirúrgica real, existe um sistema de irrigação e aspiração constantes que assegura a visibilidade na cavidade operatória. A distância entre a ponta de aplicação e as amostras foi mantida dentro dos limites de 4 a 10 mm.

Foram fragmentadas 10 amostras de giz de diferentes tamanhos e 15 de mármore. Como essas últimas se constituíram de pedaços de mármore de qualidades bastante diferentes, seus resultados apresentaram um desvio padrão superior ao encontrado para o giz. Os resultados (preliminares) são os seguintes:

-Um número médio de 25 pulsos para cada 3 gramas de giz foi necessário, e aproximadamente o dobro para a mesma massa de mármore. A fragmentação foi sempre atingida.

Os resultados mostram um desempenho satisfatório do protótipo, encorajando testes comparativos com equipamentos comerciais equivalentes, seguidos de testes *in vivo* em animais e em pacientes humanos selecionados. Por outro lado, esse gerador é um precioso instrumento de laboratório nas pesquisas básicas sobre fenômenos ligados à propagação de ondas acústicas sub-aquáticas, etapa decisiva no modelamento e projeto de sistemas maiores, destinados, entre outras aplicações, à litotripsia por ondas de choque extracorpóreas, de calculos urinários ou biliares.

REFERÊNCIAS

- ABRAMIAM, A. (1970), "The Apparatus URAT-1: Tests Results", *International Urology and Nephrology*, Volume 2, Number 3, pages 313-315.
- ALBRECHT, D., NAGEL, R., KÖLLN, C.P. (1972), "Electrohydraulic Waves (URAT-1) for the Treatment of Vesical Calculi", *International Urology and Nephrology*, Volume 4, Number 1, pages 45-50.
- ANGELOFF, A. (1972), "Hydro Electrolithotripsy", *The Journal of Urology*, Volume 108, Number 12, pages 867-871.
- CLAYMAN, R.V., SURYA, V., MILLER, R.P., CASTAÑEDA-ZUNIGA, W., AMPLATZ, K., LANGE, P.H. (1983), "Percutaneous Nephrolithotomy: An Approach to Branched and Staghorn Renal Calculi", *Journal of the American Medical Association*, Volume 250, Number 1, pages 73-75.
- COATS, E.C. (1956), "The Application of Ultrasonic Energy to Urinary and Biliary Calculi", *The Journal of Urology*, Volume 75, Number 5, pages 865-874.

- COMISAROW, R.H., BARKIN, M. (1979), "Electrohydraulic Cystolitholapaxy", *The Canadian Journal of Surgery*, Volume 22, Number 6, pages 525-526.
- DRETTLER, S.P., WATSON, G., PARRISH, J.A., MURRAY, S. (1987), "Pulsed Dye Laser Fragmentation of Ureteral Calculi: Initial Clinical Experience", *The Journal of Urology*, Volume 137, Number 3, pages 386-389.
- EATON, J.M., MALIN, J.M., GLENN, J.F. (1972), "Electrohydraulic Lithotripsy", *The Journal of Urology*, Volume 108, Number 12, pages 865-866.
- FAIR, H.D.Jr. (1978), "In Vitro Destruction of Urinary Calculi by Laser-induced Stress Waves", *Medical Instrumentation*, Volume 12, Number 2, pages 100-105.
- KORTH, K. (1984), *Percutaneous Surgery of Kidney Stones*, Springer - Verlag (Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo).
- LE DUC, A., LOMBARD, M., TEILLAC, P., LE DOZE, H., BARON, J.C., CORTESSE, A. (1986), "La Néphrolithotomie Percutanée: Perspectives d'Avenir", *Annales Urologiques*, Volume 20, Numéro 6, pages 376-380.
- MESTAS, J.L. (1982), "Génération et Focalisation d'une Onde de Choc en Vue de la Destruction Transpariétale des Calculs", Thèse de Docteur-Ingénieur - INSA de Lyon, France.
- MESTAS, J.L., CHAPELON, J.Y., LENZ, P., CATHIGNOL, D., DUBERNARD, J.M. (1982b), "Réalisation d'un Générateur d'Ondes de Choc. Application à la Destruction des Calculs Rénaux In Vitro", *Innovation Technologique Biologique et Médicale*, Volume 3, Numéro 5, pages 572-581.
- MÜHLEN, S.S. (1989), "Étude et Optimisation d'un Lithotriteur Urinaire Percutané: association des ultrasons de puissance et des ondes de choc électro-hydrauliques", Thèse de Doctorat de l'INPL, Nancy - France.
- MULVANEY, W.P. (1953), "Attempted Disintegration of Calculi by Ultrasonic Vibrations", *The Journal of Urology*, Volume 70, Number 5, pages 704-707.
- OKI, F., SAITO, T., WATANABE, H. (1981), "A Fluid Dynamical Theory of Microexplosion for Medicine and Biology", *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, Volume 133, pages 93-104.
- REUTER, H.J., KERN, E. (1973), "Electronic Lithotripsy of Ureteral Calculi", *The Journal of Urology*, Volume 110, Number 8, pages 181-183.
- RIEBER, F. (1947), Shock Wave Generator, United States Patent Office Number 2.559.227 (24/05/1947).
- ROVALIS, P. (1970), "Electronic Lithotripsy for Vesical Calculus with URAT-1", *British Journal of Urology*, Volume 42, pages 486-491.
- SAUNDERS, J.E., COLEMAN, A.J. (1987) "Physical Characteristics of Dornier Extracorporeal Shock-Wave Lithotripter", *Urology*, Volume 29, Number 5, pages 506-507.
- SCHMIDT-KLOIBER, H., REICHEL, E., SCHÖFFMANN, H. (1985), "Laserinduced Shock-Wave Lithotripsy (LISL)", *Biomedizinische Technik*, Volume 30, Number 7, pages 173-181.
- SMITH, R.T., STEPHENS, R.W.B. (1972), "Attenuation of Weak Shock Waves in Liquids", *Journal de Physique C6* supp. 11-12, tome 33, pages 114-116.
- TIDD, M.J., WEBSTER, J., CAMERON WRIGHT, H., HARRISON, I.R., (1976), "Mode of Action of a Surgical Electronic Lithoclast - High Speed Pressure, Cinematographic and Schlieren Recordings Following an Ultrashort Underwater Electronic Discharge", *Biomedical Engineering*, Volume 11, pages 5-24.

- UCHIDA, M., KONDOH, K., SAITOH, M., WATANABE, H. (1985) "Percutaneous Microexplosion Nephrolithotripsy", *Urology*, Volume 26, Number 5, pages 485-487.
- VALLANCIEN, G., CAPDEVILLE, R., CHARTON, M., VEILLON, B., BRISSET, J.M. (1983), "Ablation Percutanée des Calculs Rénaux", *Presse Médicale*, Volume 12, pages 2997-3000.
- WALLACE, D.M., COLE, P.F., DAVIES, K.L. (1972), "Cracking of Vesical Calculi by Capacitor Discharge", *British Journal of Urology*, Volume 44, pages 262-266.
- WATANABE, H., WATANABE, K., SHINO, K., OINUMA, S. (1983), "Micro-explosion Cystolithotripsy", *The Journal of Urology*, Volume 129, pages 23-28.
- WATSON, B.W. (1970), "URAT-1: Instrument for Crushing Calculi in the Urinary Bladder by Electrohydraulics", *Biomedical Engineering*, Number 1, pages 21-22.
- WEBB, D.R., FITZPATRICK, J.M. (1985), "Experimental Ureterolithotripsy", *World Journal of Urology*, Volume 3, pages 33-35.

DESIGN OF AN ELECTRO-HYDRAULIC SHOCK-WAVE GENERATOR FOR LITHOTRIPSY

ABSTRACT -- This work describes the design of an electro-hydraulic shock wave generator by capacitive discharge for using in treatment of urinary calculi. The device is composed by a high voltage source for charging the capacitor, a thyatron that controls the discharge of this capacitor in the liquid environment of the calculi (by mean of an application probe placed in the operatory cavity) and an electronic circuit that allows operator to control power, repetition frequency and number of high voltage pulses. Theoretical considerations about generation and propagation of shock waves in liquid media are made, and results of in vitro tests are discussed.