

PROJETO OTIMIZADO DE UM TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO DE POTÊNCIA

por

S.S.Muhlen¹, J.P.Herbeuval² e E.Yvroud²

RESUMO – Este trabalho descreve o projeto de um transdutor de ultra-som de potência para ser usado em conjunto com um gerador no tratamento de cálculos urinários. O dispositivo consiste em um vibrador com cerâmicas piezo-elétricas tipo PZT associado a um concentrador acústico, de modo a se transferir o máximo de potência para o cálculo urinário. O transdutor opera em 31 kHz e a amplitude vibratória medida na ponta de aplicação é 0,1 mm. O modelamento teórico do concentrador é desenvolvido considerando a propagação das ondas planas em sólidos sob condições de contorno específicas. São feitos comentários sobre a escolha dos materiais e aspectos tecnológicos da montagem, isolamento e resfriamento, assim como sobre as condições de operação do protótipo em ambiente hospitalar (esterilização, segurança elétrica e maneabilidade).

INTRODUÇÃO

Dentre as técnicas para o tratamento das litíases urinárias, a cirurgia percutânea (através da pele) aparece como o seguimento natural dos progressos realizados em endourologia. Comparada com a cirurgia clássica "a céu aberto", a intervenção percutânea é menos penalizante para o paciente e mais econômica no período pós-operatório. Comparada com a litotripsia extra-corporal por ondas de choque (ESWL), é significativamente mais barata, de eficácia comparável, além de induzir menos complicações a longo prazo (Mühlen, 1989). Assim, existe um espaço para a litotripsia percutânea, ao lado das outras técnicas, no arsenal terapêutico das litíases urinárias.

Um dos inconvenientes da litotripsia percutânea com ultra-som é o tempo de duração da intervenção, condicionado pelo número e dureza dos cálculos, sua localização, além da habilidade do cirurgião. Com os litotriptores atuais, o tempo de operação é geralmente de 30 min a 1H30 aproximadamente (Alken et alii, 1981; Le Duc et alii, 1986).

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

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

O objetivo desse trabalho é a concepção de um transdutor ultra-sônico capaz de transferir um máximo de potência aos cálculos, de modo a reduzir o tempo de operação.

O projeto global considerou, além da maximização da amplitude vibratória da ponta de operação, restrições quanto às dimensões do transdutor, para facilitar sua manipulação, temperatura de operação e restrições específicas dos instrumentos cirúrgicos (esterilização, isolamento elétrico e térmico).

Essas observações conduziram ao projeto de um transdutor composto por um vibrador piezoelétrico e um concentrador acústico, responsável pelo casamento das impedâncias acústicas entre o vibrador e os cálculos, e de uma amplificação na amplitude vibratória.

Vibrador

Foi utilizada uma estrutura composta ("sanduíche") do tipo metal 1/cerâmicas/metal 2. As cerâmicas piezoelétricas são anéis com 38 mm de diâmetro externo, 6 mm de espessura e um orifício no centro de 12,7 mm; as faces paralelas são prateadas e o material cerâmico é polarizado durante sua sinterização. Dois anéis são montados em oposição de polaridade, de modo que quando uma tensão elétrica é aplicada, as faces exteriores se afastam ou se aproximam (dependendo da polaridade da tensão) do plano mediano, que permanece imóvel. Para se obter grandes deslocamentos, as cerâmicas deveriam ter espessura próxima de $\lambda/4$ de cada lado do plano nodal (aproximadamente 2×45 mm), o que resultaria em um vibrador frágil, caro, com um coeficiente de qualidade mecânico baixo e dissipação térmica deficiente. É preferível utilizar a estrutura composta, por ser mais vantajosa em todos esses aspectos. Além disso, essa estrutura facilita a aplicação do necessário pré-tensionamento mecânico nas cerâmicas (figura 1).

As cerâmicas suportam compressões elevadas, mas dilatações fracas; o pré-tensionamento age como uma polarização mecânica que permite às cerâmicas operarem sob campos elétricos intensos sem risco de fratura. Foi aplicado um pré-tensionamento de 2500 N/cm², medido pela detecção das cargas elétricas geradas durante o apertamento do parafuso (Berlincourt, 1964; van Randerat, 1974).

Os cálculos para determinar as espessuras dos discos metálicos (frontal e traseiro) foram feitos procurando-se a máxima amplitude de deslocamento na porção dianteira e a mínima na traseira. O disco dianteiro deve então possuir baixa impedância acústica, contrariamente ao traseiro. A impedância acústica pode ser definida pela relação:

$$\text{Impedância Acústica} = \text{Força} / \text{Velocidade}$$

e equacionada como $Z = \rho \cdot c \cdot A$ quando submetida a uma vibração longitudinal, onde ρ é a densidade volumétrica do material, c é a velocidade do som nesse material e A é a área da seção transversal.

A escolha dos materiais recaiu sobre uma liga leve de alumínio e magnésio (ASTM 5056A) para a porção dianteira e aço inox (AISI 304L) para o disco traseiro.

Escrevendo-se as equações de continuidade para as velocidades vibratórias nos planos de separação aço inox / cerâmicas e cerâmicas / liga leve, e considerando que as faces exteriores do vibrador são ventres da onda estacionária (planos anti-nodais), obtém-se:

$$\left(\begin{array}{l} Z/Z_1 = \operatorname{tg}(\alpha a) \cdot \operatorname{tg}(\gamma d) \\ Z/Z_2 = \operatorname{tg}(\beta b) \cdot \operatorname{tg}(\gamma d) \end{array} \right. \quad (1)$$

$$(2)$$

onde Z_1 e Z_2 são as impedâncias dos discos traseiro e dianteiro respectivamente; Z , γ e d são grandezas relacionadas às cerâmicas, e Z_2 , β e b aquelas relacionadas ao disco de liga leve (Blitz, 1963; Neppiras, 1965). Além disso,

$$\alpha = \omega / c_1 \quad (c_1 \text{ é a velocidade do som no aço inox);}$$

$$\beta = \omega / c_2, \quad (\omega = 2 \pi f)$$

a , b e d são as espessuras dos discos de cada material.

A frequência de trabalho foi definida dentro do duplo compromisso de reduzir as dimensões finais do transdutor e ao mesmo tempo limitar as perdas por atritos internos nos materiais. Além disso, é mais confortável que essa frequência se situe acima da faixa audível. Por essas razões, adotou-se $f = 31,2$ kHz. Esse valor nos permite calcular a pulsação ω , que didida pelas velocidades dosom características de cada um dos materiais dá como resultado os parâmetros α , β e γ . Aplicando-se esses valores no sistema composto pelas equações (1) e (2) obtém-se "a" (aço inox) = 16 mm e "b" (liga leve) = 22 mm, para dois anéis de cerâmica de espessura $d = 6$ mm cada e considerando os valores de Z_1 e Z_2 de cada metal.

A construção do disco dianteiro e do concentrador foi feita com o mesmo bloco de material, mas as tensões mecânicas na extremidade de menor diâmetro do concentrador exigem o uso de um material mais resistente. Foi então adotado o titânio para essa porção do concentrador, e a junção com a liga leve se fez no plano nodal. Nos cálculos da geometria do concentrador, as características desses dois materiais foram consideradas.

Testes práticos evidenciaram problemas para evacuar o calor produzido pelas perdas de conversão nas cerâmicas. Uma câmara foi então usinada no disco de aço inox traseiro do

vibrador de maneira a possibilitar a circulação de água para refrigeração, como aparece na figura 1.

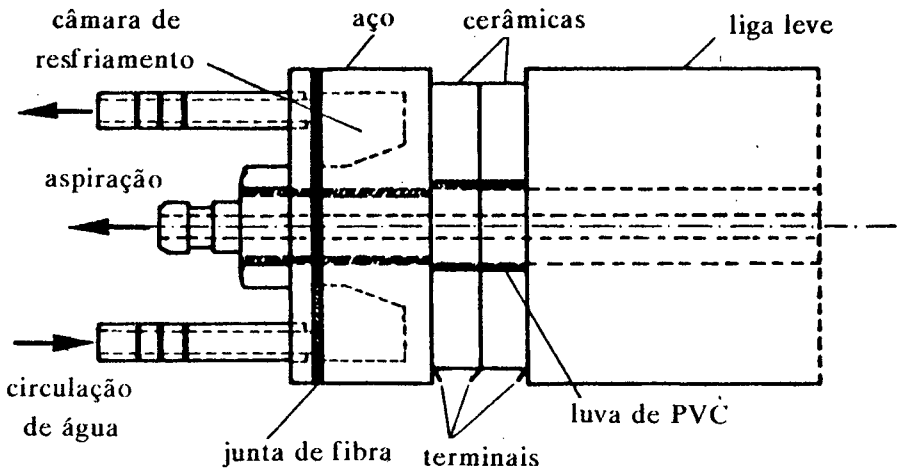


Figura 1 - Aspecto construtivo do vibrador em sandwich

Concentrador

Os concentradores ultra-sônicos de potência foram estudados por Eisner (1963), Kleesattel (1962) e Merkulov (1959), entre outros. No caso de concentradores na forma de um sólido de revolução em torno de seu eixo x e seção transversal $A(x)$, pode-se mostrar que o deslocamento de um disco de espessura infinitesimal e abscissa x no sólido é dado pela equação (3), quando o diâmetro do disco é pequeno em relação ao comprimento de onda ($D \ll \lambda/4$).

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[EA(x) \frac{\partial \xi}{\partial x} \right] - \rho A(x) \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} \quad (3)$$

onde:

- $\xi(x, t)$ = deslocamento longitudinal do disco;
- E = módulo de elasticidade do material (módulo de Young);
- t = tempo, ρ = densidade volumétrica do material.

Essa equação, conhecida como equação de Webster (Eisner, 1967), pode ser resolvida com a definição da função $A(x)$ e de um conjunto de condições de contorno. Considerando o

movimento vibratório em uma única frequência senoidal, tem-se $u(x) = A(x)e^{j\omega t}$, e para E constante a equação (3) pode ser reescrita como:

$$\frac{du^2}{dx^2} + \frac{d}{dx}[\ln A(x)] \frac{du}{dx} + \omega^2 \frac{\rho}{E} u = 0 \quad (4)$$

A equação (4) pode ser reescrita com as variáveis normalizadas $X = x/l$, $U = u/l$ e $\Omega = 2\pi l/\omega$, sendo l o comprimento do concentrador. Tem-se então:

$$U'' + U' \frac{d}{dX} [\ln A(X)] + \Omega^2 \cdot U = 0 \quad (5)$$

O método tradicional para a resolução desse tipo de equação consiste na definição de $A(X)$ e na solução da equação diferencial resultante. Como existem várias funções $A(X)$ que levam a equações diferenciais com soluções algébricas conhecidas, são as condições de contorno relacionadas a $U(X)$ que definirão a geometria. Rearranjando então a equação (5), tem-se:

$$\frac{d}{dX} [\ln A(X)] = - \frac{U'' + \Omega^2 U}{U'} \quad (6)$$

Pode-se escolher $U(X)$ de modo a otimizar algum parâmetro em particular da solução. Nesse trabalho buscou-se um sólido com perfil que possibilite a máxima velocidade de deslocamento na extremidade livre do transdutor, daí um máximo de deslocamento em uma dada frequência, sempre considerando os limites dimensionais (diâmetro máximo $D=42$ mm, diâmetro da extremidade $d=3,6$ mm).

Esse diâmetro pequeno é imposto pelas dimensões internas do endoscópio usado na operação (instrumento que permite ao cirurgião o acompanhamento visual da fragmentação e a introdução da haste metálica - sonotrodo - que conduz as vibrações do concentrador até os cálculos).

É importante evitar, na medida do possível, concentradores com perfis muito delgados e frágeis, de maneira a simplificar a usinagem e diminuir os modos de vibração laterais indesejáveis, que podem danificar o interior do endoscópio.

Considerando $U(0)$ e $U(1)$ as amplitudes de deslocamento no plano de contato com o vibrador e na extremidade fina respectivamente, as tensões mecânicas correspondentes são $U'(0)$ e $U'(1)$. Em sólido em ressonância livre, isto é, com tensões mecânicas nulas em ambas as extremidades, tem-se:

$$U'(0) = U'(1) = 0 \quad (7)$$

$$U(0) = U_0 \quad (8)$$

$$U(1) = -M \cdot U_0 \quad (9)$$

$$U''(0) = -\Omega^2 \cdot U_0 \quad (10)$$

$$U''(1) = -M \cdot \Omega^2 \cdot U_0 \quad (11)$$

$$U''(0) = U''(1) = 0 \quad \text{para } n > 2 \quad (12)$$

onde M é a magnificação (amplificação passiva) do concentrador.

Existem muitos concentradores que verificam essas condições. A escolha foi feita entre os mais "econômicos" na relação dos diâmetros extremos $R_D = D/d$ e que possibilitam um máximo de magnificação $M = U(0)/U(1)$ para um R_D imposto. Dois perfis de concentradores respeitam aproximadamente essas exigências: o concentrador "em degrau", que consiste em dois (ou mais) cilindros axiais com diâmetros das extremidades $D(0)$ e $D(1)$ e o concentrador "Fourier", cujo perfil é uma função racional de polinômios em $a_k \cos(k \pi x)$

O concentrador "em degrau" tem um baixo fator de transferência de energia devido particularmente às tensões mecânicas extremamente intensas que ocorrem no(s) plano(s) de junção dos cilindros, que podem ocasionar fraturas no material devido à fadiga, e ao elevado Q (coeficiente de qualidade), indesejável em transdutores operando com frequências variáveis.

O perfil de "Fourier" é obtido notando-se que as 6 condições (7) a (12) impostas na equação (6) são verificadas por polinômios do tipo:

$$U(X) = \sum_{k=0}^N a_k \cos(k \pi X) \quad (13)$$

Essa somatória de cossenos, cujos argumentos são diferentes múltiplos da distribuição espacial das velocidades de deslocamento, é ponderada pelo fator a_k . As condições de contorno

(7), (8) e (12) são identicamente satisfeitas, de modo que é necessário determinar ainda 4 valores para a_k , para o que $N = 3$ é suficiente (Herberval, 1987). Relacionando-se a_{0-3} com as condições de contorno, pode-se escrever um sistema de equações onde os fatores a_{0-3} aparecem em função de um único parâmetro determinado numericamente dados M e $i\Omega$. Na região de interesse, σ é praticamente invariante em torno de $-0,3$ (Eisner, 1963). Assim após resolução numérica da equação (6), foram encontrados:

- $M = 50$ para um concentrador metálico de $l = 0,71\lambda$;
- comprimento de onda $\lambda = 21$ cm;
- frequência de ressonância $f = 31,2$ kHz.

Na figura 2 são mostradas a versão final do transdutor (sem cobertura) e as curvas de amplitude de deslocamento $U(X)$ e tensão mecânica $U'(X)$.

As vibrações mecânicas são conduzidas até os cálculos através de um sonotrodo, contruído com um tubo de aço inox (AISI 316L) de diâmetro externo de 3,5 mm e espessura de 0,25 mm colado à extremidade fina do concentrador. Seu comprimento deve ser o primeiro múltiplo de $\lambda/2$ a ultrapassar o comprimento do nefroscópio. Uma dobra de 130° foi feita no sonotrodo no primeiro plano nodal para facilitar a manipulação do transdutor pelo cirurgião.

Todo o conjunto metálico é perfurado ao longo de sua extensão, de maneira a permitir a aspiração dos detritos da fragmentação através da luz do sonotrodo, por uma bomba peristáltica conectada à parte traseira do transdutor.

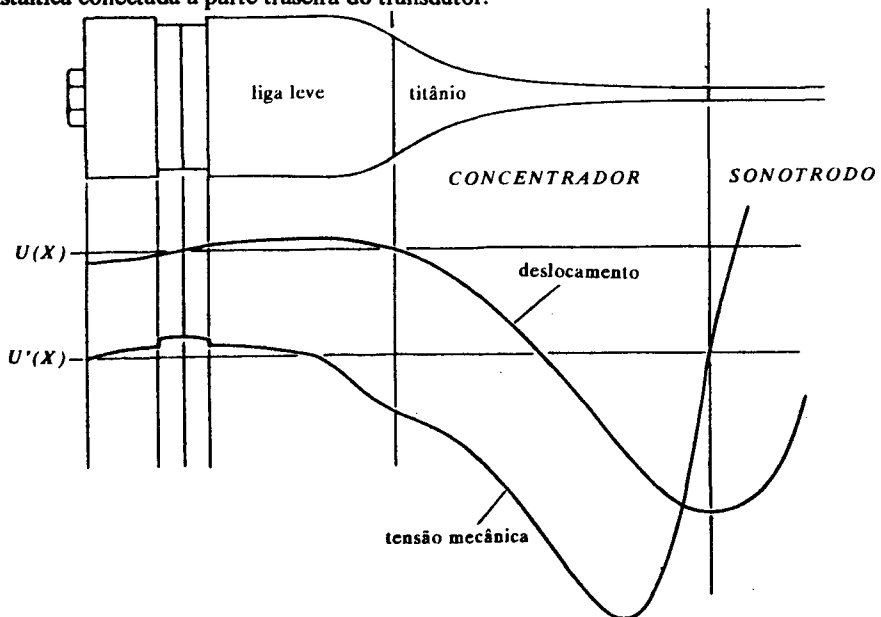


Figura 2. Curvas de amplitude de deslocamento e tensão mecânica no transdutor.

Foi construída uma cobertura para garantir o isolamento elétrico e térmico do conjunto, além de torná-lo impermeável a líquidos esterilizantes e evitar a transmissão de vibrações à mão do operador. Essa cobertura foi usinada em polipropileno, é composta de duas partes rosqueadas entre si, e está em contato com o conjunto metálico somente no plano nodal do concentrador e na duas extremidades, através de anéis de borracha (O-ring).

Um cabo coaxial bem flexível assegura a conexão elétrica com o circuito eletrônico de excitação, composto por um amplificador de potência e um PLL (Phase Locked Loop), de maneira a garantir a operação sempre na frequência de ressonância do conjunto formado pelo transdutor e os cálculos urinários.

REFERÊNCIAS

- ALKEN, P., HUTSCHENREITER, G., GUNTER, G., e MARBERGER, M. (1981), "Percutaneous Stone Manipulation", *Journal of Urology*, Volume 125, Number 4, pages 463-466.
- BERLINCOURT, D.A., CURRAN, D.R., e JAFFE, G.H. (1964), "Piezoelectric and Piezomagnetic Materials and their Function in Transducers", *Physical Acoustics*, Mason, W.P. Editor, Academic Press Inc., New York, Volume 1, Part A, chapter 3, pages 169-269.
- BLITZ, J. (1963), *Fundamentals of Ultrasonics*, Butterworths, London.
- EISNER, E. (1963), "Design of Sonic Amplitude Transformers for High Magnification", *Journal of the Acoustical Society of America*, Volume 35, Number 9, pages 1367-1377.
- EISNER, E. (1967), "Complete Solutions of the 'Webster' Horn Equation", *Journal of the Acoustical Society of America*, Volume 41, Number 4, Part 2, pages 1126-1146.
- HERBEUVAL, J.P., MÜHLEN, S.S., e YVROUD, E. (1987), "Modélisation et Optimisation d'un Concentrateur d'Ultra-Sons de Haute Puissance", VI IASTED International Conference «Modelling, Identification and Control», Grindewald, Suisse, pages 26-29.
- KLEESATTEL, C. (1962), "'Vibrator Ampullaceus', a Longitudinal Resonator for Maximum Particle Velocity and Transducer Power", *Acustica*, Volume 12, pages 322-334.
- LE DUC, A., CARIOU, G., CORTESSE, A., e TEILLAC, P. (1986), "Chirurgie Percutanée du Rein", *Encyclopédie de Médecine et Chirurgie, Techniques Chirurgicales*, Urologie 41088-4.10.06, Paris.
- MERKULOV, L.G., e KHARITONOV, A.V. (1959), "Theory and Analysis of Sectional Concentrators", *Soviet Physics - Acoustics*, Volume 5, pages 183-190.
- MÜHLEN, S.S. (1989), *Étude et Optimisation d'un Lithotriteur Urinaire Percutané*, Tese de Doutorado do Institut National Polytechnique de Lorraine, 30 junho 1989, Nancy, França.
- NEPPIRAS, E.A. (1965), "The Effect of Shape and Internal Impedance on the Power-handling Capacity and Efficiency of Ultrasonic Transducers", *Acustica*, Volume 15, pages 58-62.
- van RANDERAAT, J., e SETTERIGTON, R.E. Editors (1974), *Piezoelectric Ceramics*, Philips-Mullard Editions, pages 123-145.

DESIGN OF AN OPTIMIZED HIGH-POWER ULTRASONIC TRANSDUCER

ABSTRACT – This paper describes the design of a power ultrasonic transducer for renal lithotripsy. The device consists of a resonator (horn) associated with a piezoelectric PZT ceramic to obtain maximum power transfer to the kidney stones. The transducer works at 31 kHz and the vibratory amplitude measured on the application tip is 0.1 mm. Attention was driven to the theoretical modelling of the horn, considering the propagation of mechanical waves in solids, with specific boundary conditions. Considerations were also made on the choice of materials and the technological aspects concerning assembling, insulation and cooling, as well as on specific constraints for the use of the prototype in a hospital environment (sterilization, electrical safety and handling dimensions).