

## FOCALIZAÇÃO E DEFLEXÃO ELETRÔNICA DO FEIXE ULTRA-SÔNICO DE UM TRANSDUTOR LINEAR

M. A. D. Lima<sup>1</sup> e J. C. Machado<sup>2</sup>

**RESUMO** -- Este trabalho apresenta a focalização e a deflexão do feixe ultra-sônico gerado por um transdutor linear de 14 elementos piezoelétricos, que possuem largura de 10,0 mm, espessura de 0,3 mm e espaçamento entre os elementos de 0,2 mm, com frequência de ressonância do transdutor em 2,9 MHz. Foi utilizada a técnica de defasagem dos pulsos aplicados aos elementos deste transdutor, sendo implementado um sistema eletrônico de controle e geração dos atrasos. A defasagem dos pulsos é obtida através de linhas de atrasos analógicas controladas por sistemas digitais. São apresentados resultados experimentais obtidos através do mapeamento do campo ultra-sônico e comparados com resultados obtidos através de simulação computacional do campo ultra-sônico.

**Palavras-chave:** Transdutor Linear, Focalização Eletrônica, Defasagem de pulsos.

### INTRODUÇÃO

A utilização de imagens por ultra-som tornou-se uma importante ferramenta na prática médica moderna de diagnóstico, especialmente em cardiologia e obstetrícia. Houve um crescente interesse nos sistemas de visualização que funcionam em tempo real e várias soluções foram propostas. A obtenção de uma imagem bidimensional requer a realização de uma varredura espacial do feixe ultra-sônico. Segundo von Ramm e Smith (1983), a técnica "Phased Array", utilizada já naquela época para se obter a varredura setorial eletrônica, representava o tipo mais avançado em sistemas de imagens em tempo real. Atualmente, os equipamentos para ultra-sonografia médica que apresentam imagens setoriais utilizam, quase que exclusivamente, técnica de "Phased Array". Esta técnica permite ainda que se implemente no sistema uma focalização eletrônica, a qual proporciona considerável melhora na qualidade da imagem. Essa mesma técnica tem sido utilizada em trabalhos recentes (Fink, 1992) para a focalização automática do feixe a para a deflexão do feixe gerado por um "Array" bidimensional (Turnbull e Foster, 1991).

A focalização realiza a convergência do feixe ultra-sônico, proporcionando a redução de sua largura e o incremento da intensidade acústica em um dado ponto de interesse (ponto focal). Desta forma, a focalização melhora a resolução lateral e a relação sinal/ruído de um sistema de visualização, na região do foco.

<sup>1</sup> M.Sc. em Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ; bolsista RHA E-mail MLIMA@SERV.PEB.UFRJ.BR

<sup>2</sup> Professor Adjunto; Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Caixa Postal 68510; CEP 21945-970 - Rio de Janeiro, RJ - BRASIL  
Fax: (021) 290.6626 - Tel:(021) 230-5108 - E-mail JCM@SERV.PEB.UFRJ.BR

Um modo simples de focalizar um feixe ultra-sônico se faz através da utilização de lentes, tal como em óptica. Outra forma de focalizar o feixe ultra-sônico consiste na utilização de um sistema eletrônico (focalização eletrônica) e um transdutor linear (formado por um conjunto de elementos piezoelétricos situados lado a lado numa mesma base) ou anular (formado por um conjunto de anéis concêntricos), que proporcionam maior flexibilidade na alteração do ponto focal, evitando a troca de lente a cada mudança deste. No caso específico de um transdutor linear torna-se ainda possível a deflexão do feixe ultra-sônico. Esse sistema eletrônico é baseado na técnica de defasagem dos pulsos aplicados e ou recebidos dos elementos de um transdutor linear, técnica essa conhecida como "Phased Array", cujo pioneirismo se deve a Somer (1968).

A focalização eletrônica é obtida aplicando, a cada elemento piezoelétrico do transdutor, pulsos defasados entre si, de tal maneira que a onda acústica irradiada por cada elemento alcance o ponto de interesse com a mesma fase. O atraso de cada elemento para a focalização está expresso na Equação (1):

$$\Delta t_n = \frac{F}{c} \left( 1 - \sqrt{1 + \left( \frac{n \cdot d}{F} \right)^2} \right) + t_0 \quad (1)$$

onde:  $\Delta t_n$  = atraso de cada elemento do transdutor,  $t_0$  = constante para evitar atraso negativo,  $F$  = ponto focal,  $c$  = velocidade de propagação do ultra-som,  $d$  = distância entre os elementos e  $n$  corresponde ao número do elemento do transdutor.

A deflexão do feixe acústico é obtida aplicando a cada elemento do transdutor linear pulsos com o perfil de defasagem retilínea como função do ângulo desejado e da distância entre o elemento e o centro do transdutor. O atraso de cada elemento para a deflexão está expressa na Equação (2):

$$\Delta t_n = n (d/c) \sin \Theta + t_0 \quad (2)$$

onde:  $\Theta$  = ângulo de deflexão do feixe.

A defasagem dos pulsos transmitidos e/ou recebidos pelos elementos do transdutor linear pode ser obtida por sistemas analógicos e/ou digitais. Um grande interesse tem sido voltado na pesquisa de linhas de atrasos programáveis que, no passado, segundo von Ramm e Smith (1983), representava o fator determinante mais importante no desempenho e no custo de um equipamento que utilizava a técnica de defasagem dos pulsos.

Conceitualmente, os sistemas analógicos de defasagem, constituídos por linhas de atraso, satisfazem melhor a necessidade, porém possuem um fator limitante quanto ao custo relacionado com a banda passante e requerem um complexo circuito de chaveamento analógico para o controle dos atrasos.

Os sistemas de defasagens digitais passaram a ser largamente utilizados devido ao aumento da velocidade dos conversores A/D e dos dispositivos de armazenamento, apresentando vantagens em relação aos sistemas analógicos quanto à programação dos atrasos.

A escolha do sistema de defasagem depende das especificações do projeto. Para sistemas de alto desempenho, em termos de tempo de atraso e banda passante, um sistema híbrido composto por sistemas analógicos e digitais pode ser mais adequado.

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema de defasagem eletrônica, para alimentar um transdutor linear, destinado à varredura e focalização do feixe ultrassônico.

### MATERIAIS E MÉTODOS

A simulação e a parte experimental foram realizadas para testar um transdutor linear construído no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Engenharia Biomédica, que apresenta as seguintes características:

- número de elementos : 14;
- frequência de ressonância : 2,9 MHz;
- espessura de cada elemento ( $h$ ): 0,3 mm,;
- espaçamento entre os elementos ( $d$ ): 0,2 mm;
- largura de cada elemento ( $w$ ): 10 mm;
- altura : 7,0 mm.

O programa de simulação, escrito em linguagem de programação PASCAL, permite a exibição da intensidade de pressão acústica sobre o eixo X e do feixe acústico simulado na tela de um microcomputador IBM PC compatível, com os pontos de -3 dB e -6 dB em relação aos pontos de máxima intensidade de pressão acústica no plano perpendicular a face do transdutor e que divide cada elemento ao meio (plano XZ). Esse programa calcula o feixe acústico para uma excitação do tipo pulsátil, utilizando a técnica de defasagem dos pulsos transmitidos por um transdutor linear, permitindo focalização e deflexão do feixe acústico, estando o transdutor posicionado na origem dos eixos (Figura 1). Para o cálculo da pressão acústica foi utilizado um algoritmo computacional, desenvolvido por Schuck (1992), baseado na solução da Equação de Rayleigh para a pressão em um dado ponto, gerado por um transdutor plano retangular, que também pode ser utilizada para um transdutor linear.

O procedimento experimental consistiu na elaboração do sistema eletrônico baseado na técnica "Phased Array". Para realizar a focalização e a deflexão eletrônica são aplicados nos elementos do transdutor linear, pulsos defasados entre si (conforme Assenza e Pappalardo, 1980). Esta defasagem é gerada por unidades de atrasos analógicas, controladas por um sistema digital baseado no microprocessador Z80.

O sistema eletrônico implementado para realizar a deflexão e focalização do feixe acústico, é composto de:

- Um circuito de interface com o microcomputador IBM-PC compatível;
- Um circuito de controle microprocessado (Z80);
- Um circuito de defasagem dos pulsos, controlado por sistemas digitais;
- Um circuito de excitação dos elementos do transdutor.

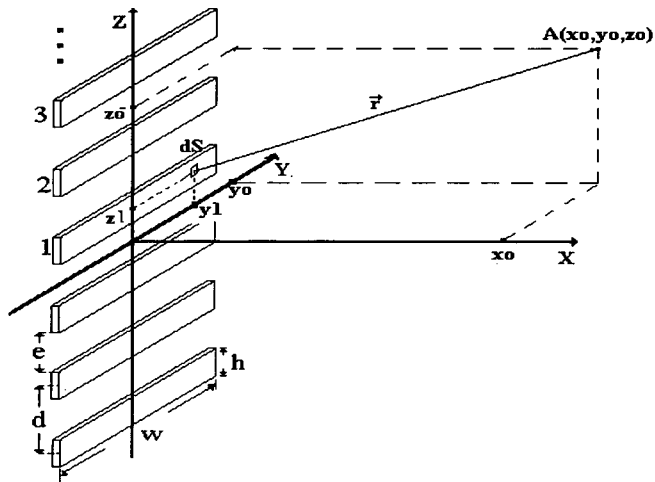


Figura 1 - Posicionamento do Transdutor Linear em relação aos eixos cartesianos.

A escolha do foco e do ângulo de deflexão do feixe é realizada por um micro-computador IBM PC, que gera as informações para o sistema de defasagens. A Figura 2 ilustra o diagrama em blocos do sistema eletrônico conectado ao micro-computador IBM-PC.

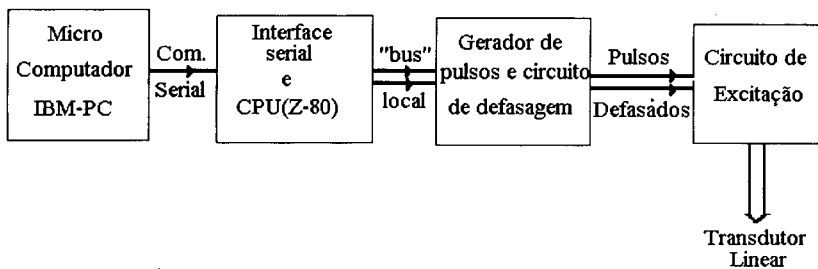


Figura 2 - Diagrama em blocos do sistema eletrônico de geração e controle dos pulsos de excitação para o transdutor linear.

A informação referente ao atraso de cada elemento é enviada serialmente através da interface RS232 do microcomputador IBM PC para a memória do circuito de controle microprocessado (Z80). Este lê a informação e a carrega nos "latches" do circuito de defasagens, composto por unidades defasadoras (células de atrasos), que gera os atrasos correspondentes à posição dos elementos no transdutor linear. Esses pulsos defasados são aplicados ao circuito de excitação responsável pelo condicionamento dos pulsos a serem aplicados nos elementos do transdutor para gerar o ultra-som.

No circuito de defasagem (Figura 3), a informação referente ao atraso desejado é aplicada à entrada do conversor digital-analógico, cuja saída está conectada ao conversor tensão-corrente que funciona como fonte de corrente, controlada por tensão, e alimenta o capacitor que compõe o circuito de atraso.

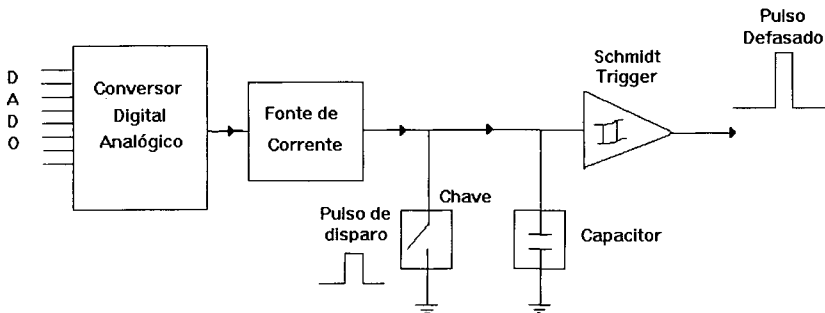


Figura 3 - Diagrama em blocos do circuito de defasagem.

O capacitor está conectado na saída da fonte de corrente, apresentando em seus terminais uma forma de onda de tensão com subida linear aplicada ao comparador ("Schmitt Trigger") com tensão de comparação fixa ( $V_{comp} = 1,6 \text{ V}$ ). A inclinação do segmento da forma de onda é diretamente proporcional à corrente fornecida pelo conversor tensão-corrente, expressa pela Equação (3), e formas de onda para diferentes valores de corrente estão apresentadas na Figura 4.

$$V_c = R_{ch} \cdot I + I \cdot (t - t_0) / C_d \quad (3)$$

onde:  $V_c$  = tensão no capacitor;  $R_{ch}$  = resistência da chave analógica;  $I$  = corrente fornecida pelo conversor tensão-corrente;  $t$  = atraso desejado;  $t_0$  = tempo de resposta acumulado dos componentes;  $C_d$  = Capacitância da unidade defasadora (capacitância parasita do circuito e capacitor externo).

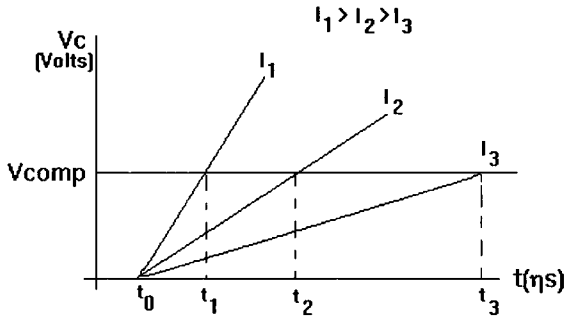


Figura 4 - Formas de onda geradas na célula de atraso para diferentes correntes da fonte.

A relação entre a corrente a ser gerada e o dado que precisa ser carregado no conversor D/A é expressa na por:

$$I = I_{ref} \cdot (256-D)/256, \quad (4)$$

onde:  $I$  = corrente gerada;  $I_{ref}$  = corrente de referência do conversor D/A ;  $D$  = dado necessário para gerar a corrente  $I$ .

Associando as Equações (3) e (4) e explicitando o dado em função dos atrasos, tem-se a Equação (5), que foi implementada no microcomputador para gerar os dados em função dos atrasos.

$$D = 256 - \left[ \frac{V_{comp} (C + C_p) 256}{(t - t_0 + (R_{chave} (C + C_p))) I_{ref}} \right], \quad (5)$$

onde:  $C$  = capacitor externo;  $C_p$  = capacitância parasita.

Os pulsos defasados são aplicados ao circuito de excitação que os condicionam, elevando sua amplitude para 100 Volts de pico, antes de excitar o transdutor. O tempo de descida de cada pulso é de 120 ns. O circuito de excitação utiliza transistores operando na região de avalanche, que torna sua resposta de comutação mais rápida (com "slew rate" de  $6 \times 10^8$  Volts/segundos), permitindo a geração do ultra-som com eficiência, pois durante a transição (de subida ou descida) do pulso que é gerada a onda acústica. O Diagrama do circuito e o gráfico do pulso de excitação gerado estão representados na Figura 5.

Ajustou-se o sistema eletrônico de forma que o erro máximo dos atrasos fosse de  $\pm 40$  ns, que corresponde a 10% do período do pulso de excitação e a um erro de fase de  $\lambda/10$ . Para medição dos atrasos experimentais, gerados pelo sistema eletrônico foi utilizado o osciloscópio Tektronix 2220. Esses atrasos foram comparados com os valores desejados (teóricos).

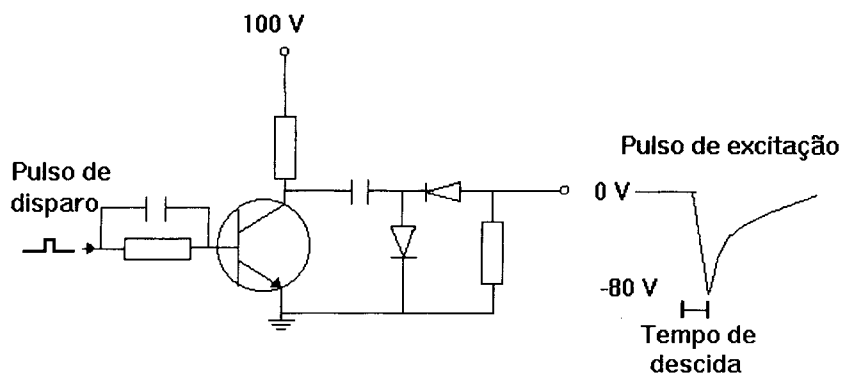


Figura 5 - Circuito de excitação de um elemento do transdutor linear.

Os atrasos teóricos e experimentais para o transdutor de 14 elementos são comparados a seguir. Na Tabela 1 são apresentados os atrasos para focalização em 10 mm, sem deflexão e na Tabela 2 são apresentados os atrasos para deflexão do feixe de 18° e sem focalização.

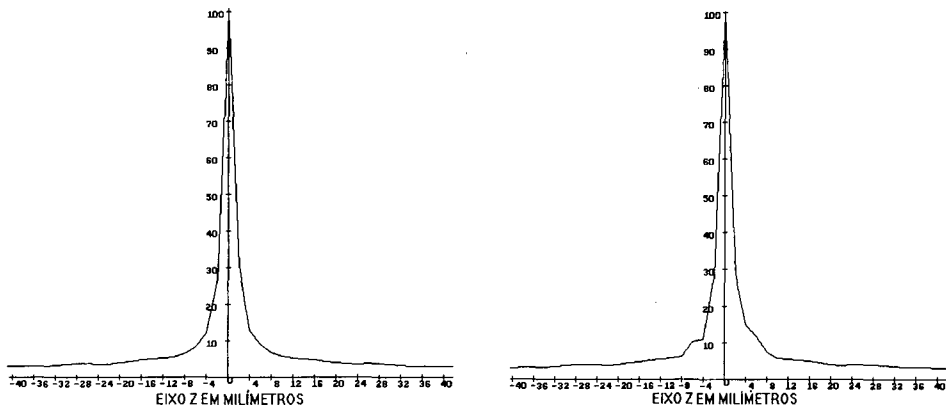
Tabela 1 - Comparação entre os atrasos teóricos e os gerados pelo sistema eletrônico dos quatorze elementos do transdutor linear com o foco em 10 mm.

Atrasos teóricos (ns)	Atrasos experimentais (ns)
T[1] = 0 T[14] = 0	T[1] = 0 T[14] = 0
T[2] = 95 T[13] = 95	T[2] = 80 T[13] = 100
T[3] = 176 T[12] = 176	T[3] = 160 T[12] = 180
T[4] = 241 T[11] = 241	T[4] = 220 T[11] = 240
T[5] = 291 T[10] = 291	T[5] = 260 T[10] = 280
T[6] = 324 T[09] = 324	T[6] = 300 T[09] = 320
T[7] = 341 T[08] = 341	T[7] = 320 T[08] = 340

Tabela 2 - Comparação entre os atrasos teóricos e os gerados pelo sistema eletrônico dos quatorze elementos do transdutor linear com deflexão de 18°.

Atrasos teóricos (ns)	Atrasos experimentais (ns)
T[1] = 1339 T[14] = 0	T[1] = 1350 T[14] = 0
T[2] = 1236 T[13] = 103	T[2] = 1260 T[13] = 140
T[3] = 1133 T[12] = 206	T[3] = 1130 T[12] = 240
T[4] = 1030 T[11] = 309	T[4] = 1020 T[11] = 340
T[5] = 927 T[10] = 412	T[5] = 930 T[10] = 410
T[6] = 824 T[09] = 515	T[6] = 850 T[09] = 530
T[7] = 721 T[08] = 618	T[7] = 750 T[08] = 640

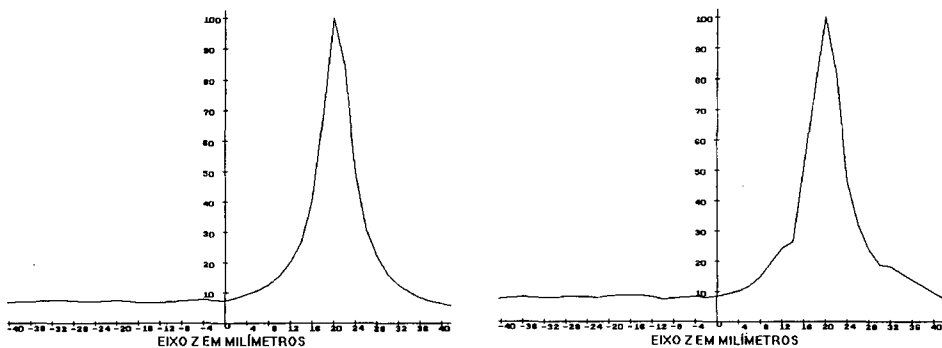
Aplicando os atrasos teóricos e experimentais no programa de simulação, constatou-se que a diferença entre os atrasos teóricos e experimentais não altera significativamente o campo acústico simulado no ponto focal, como se pode visualizar no gráfico normalizado do perfil do campo a uma dada distância X do transdutor representado nas Figuras 6 e 7.



(A)

(B)

Figura 6 - Perfil do campo acústico simulado com foco em 10 mm distante, 10 mm da face do transdutor de 14 elementos. O eixo vertical representa a pressão normalizada do campo acústico, (A) utilizando os atrasos teóricos; (B) utilizando os atrasos experimentais.



(A)

(B)

Figura 7 - Perfil do campo acústico simulado com deflexão de  $180^\circ$ , distante 50 mm da face do transdutor de 14 elementos. O eixo vertical representa a pressão normalizada do campo acústico, (A) utilizando os atrasos teóricos; (B) utilizando os atrasos experimentais.



A avaliação do sistema foi feita através do mapeamento do campo acústico gerado pelo transdutor linear. O mapeamento foi realizado no tanque acústico desenvolvido por Proano (1989). O sistema necessário para realizar o mapeamento está ilustrado na Figura 8.

Devido à dimensão de altura do transdutor e a sua frequência de operação, a região de transição entre campo próximo e campo distante situa-se a 24 mm de sua face. Esse valor limita a posição do foco, que segundo Fish (1990), a focalização somente pode ser obtida no campo próximo e no começo do campo distante e o grau de focalização depende do ponto focal e da região de transição entre campo próximo e campo distante.

Os mapeamentos iniciais foram realizados no plano X-Z, com resolução no eixo X de 5 mm e no eixo Z de 0,8 mm, gerando um plano com as mesmas dimensões da simulação (110 mm x 40 mm), permitindo visualizar o efeito da focalização em 10 mm, 15 mm e 20 mm da face do transdutor linear. Para visualizar melhor o feixe com deflexão de até  $\pm 18^\circ$  foram modificadas as características do plano mapeado para 70 mm x 60 mm (resolução de 5 mm no eixo X e 1,5 mm no eixo Z).

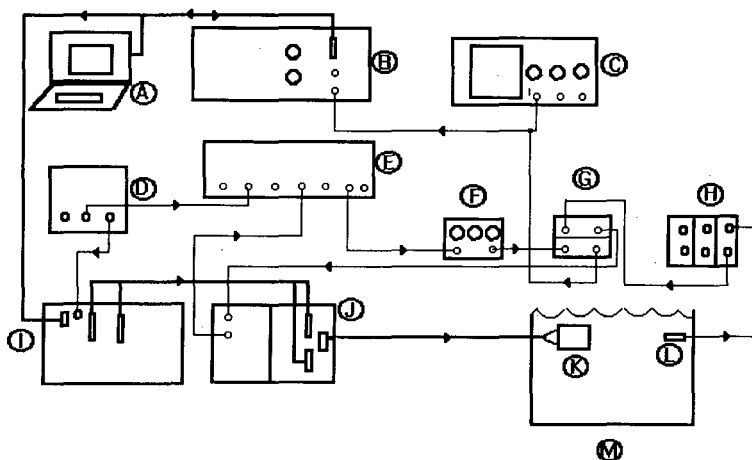


Figura 8 - Configuração dos equipamentos necessários para realizar o mapeamento do campo acústico gerado pelo transdutor linear.

Os equipamentos utilizados para o mapeamento são listados a seguir:

- A - Microcomputador NEXUS AT-286;
- B - Rack do tanque acústico;
- C - Osciloscópio Tektronix modelo 2220;
- D - Gerador de Pulsos Hewlett Packard modelo 8002A;
- E - Gerador de salva e janelamento desenvolvido no LUS/PEB/COPPE;
- F - Atenuador WAVETEK modelo 5080.1;
- G - Amplificador de banda larga Hewlett Packard modelo 8447F;

H - Amplificador S/N desenvolvido no LUS/PEB/COPPE;  
 I - Sistema de defasador de pulso;  
 J - Detector de envoltória e circuito de excitação desenvolvido por REISZEL (1992);  
 K - Transdutor linear;  
 L - Hidrofone Miniatura de PVDF fabricado pela MEDICO Teknisk Institut - DINAMARCA;  
 M - Tanque com água.

### RESULTADOS

A Figura 9a apresenta o feixe acústico mapeado sem deflexão e sem focalização e a Figura 9b apresenta o feixe acústico mapeado com o foco em 20 mm.

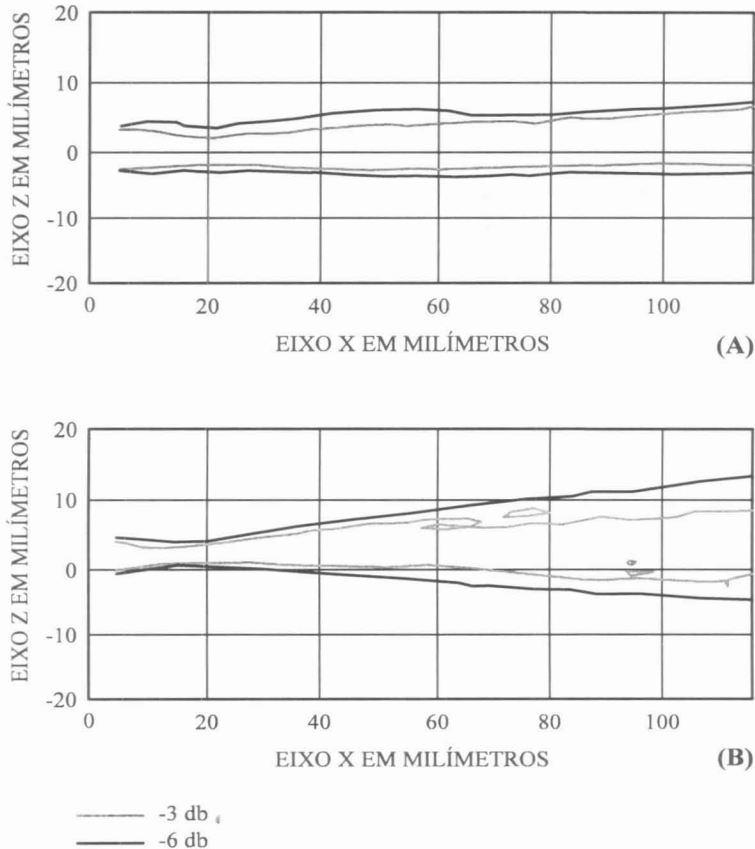


Figura 9 - Gráficos do feixe acústico obtidos experimentalmente através do mapeamento: (A) sem focalização; (B) com foco em 20 mm.

A Figura 10a apresenta o feixe acústico mapeado sem deflexão e com o foco em 15 mm e a Figura 10b apresenta o feixe acústico mapeado com o foco em 10 mm. Nesta figura, a partir de 60 mm da face do transdutor, a relação sinal/ruído se torna baixa (próxima de 20 dB) devido à redução do sinal captado, fazendo com que o ruído o desconfigure, gerando instabilidade no programa de apresentação do feixe.

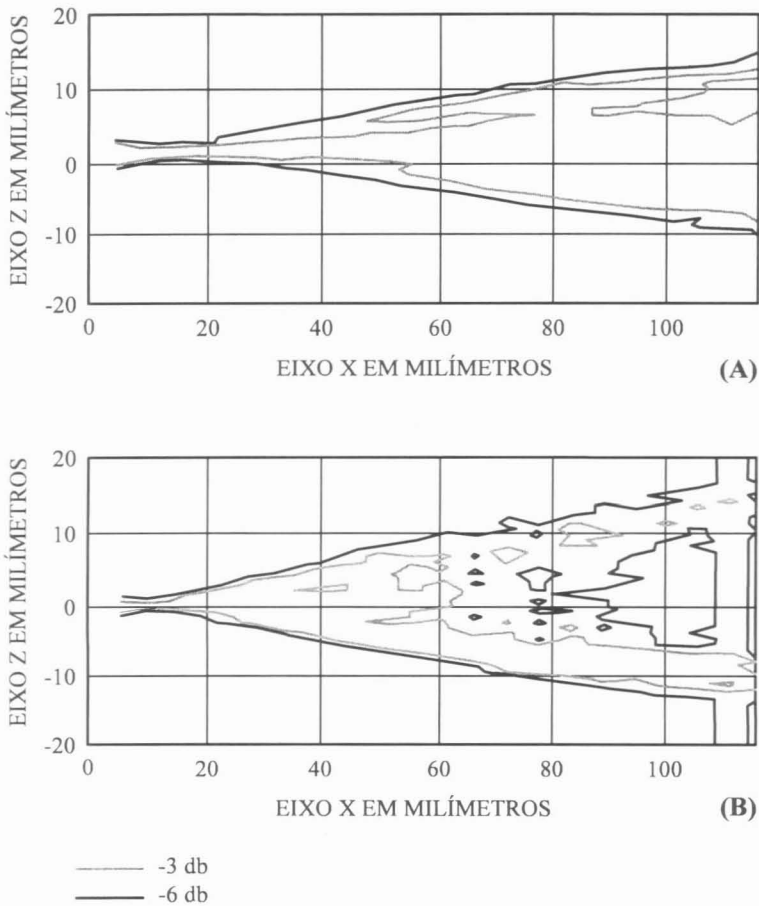
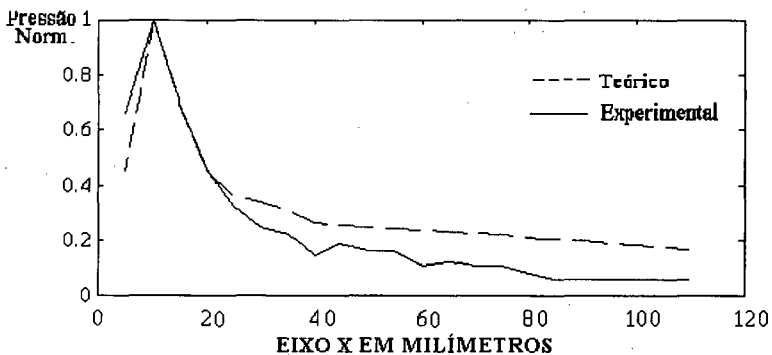
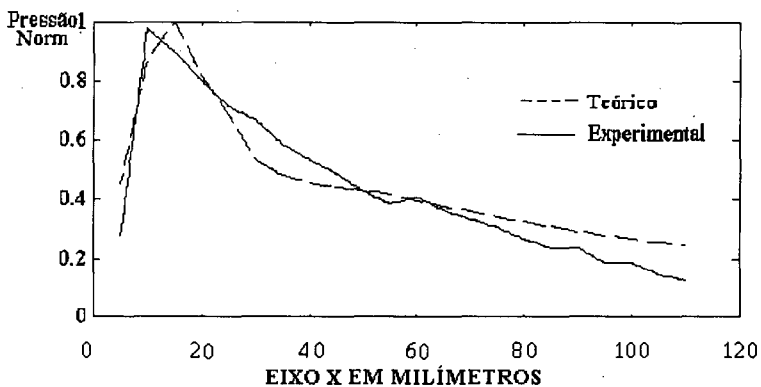


Figura 10 - Gráficos do feixe acústico obtidos experimentalmente através do mapeamento; (A): Com o foco em 15 mm; (B): Com o foco em 10 mm.

A Figura 11 apresenta o gráfico da pressão sobre o eixo X, teórico (obtido por simulação) e experimental (obtido através do mapeamento) com o foco em 15 mm e com o foco em 10 mm. Percebe-se nestes gráficos a coerência entre os resultados teóricos e experimentais.



(A)



(B)

Figura 11 - Gráficos normalizados da pressão sobre o eixo simulados (teóricos) e mapeados (experimentais) com (A): foco em 10 mm e (B) foco em 15 mm.

A Figura 12 apresenta gráficos tridimensionais do campo acústico mapeados no plano X-Z para as seguintes características: sem focalização, com o foco em 20 mm, em 15 mm e em 10mm. Observa-se nesses gráficos, que à medida em que o ponto focal se aproxima da face do transdutor, a intensidade do campo vai se concentrando na região do ponto focal.

A Figura 13 apresenta o feixe acústico obtido experimentalmente através do mapeamento com deflexão de  $\pm 12^\circ$ , não focalizado.

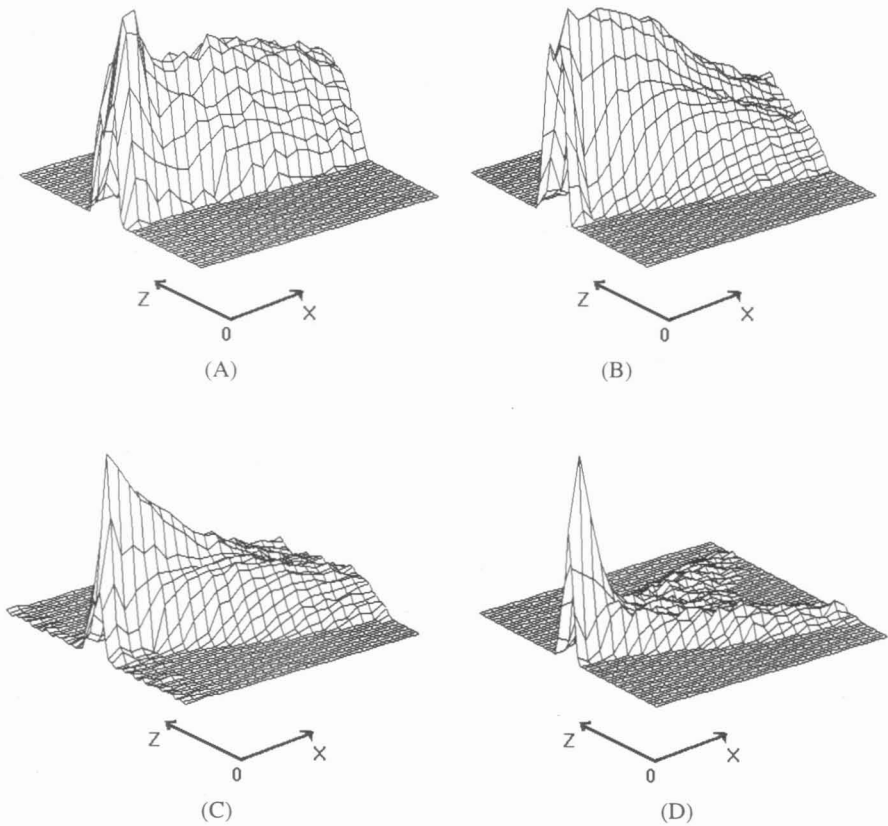
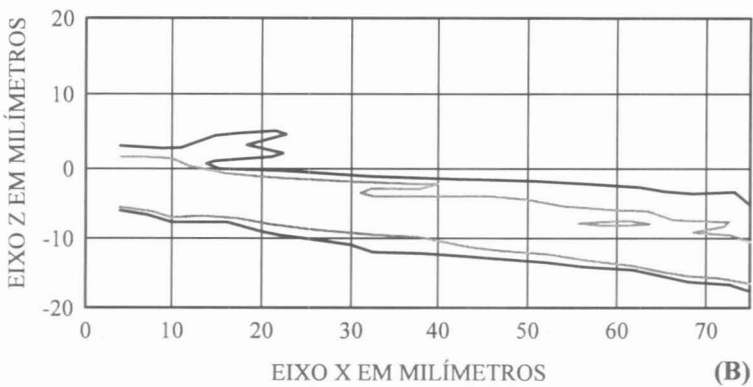
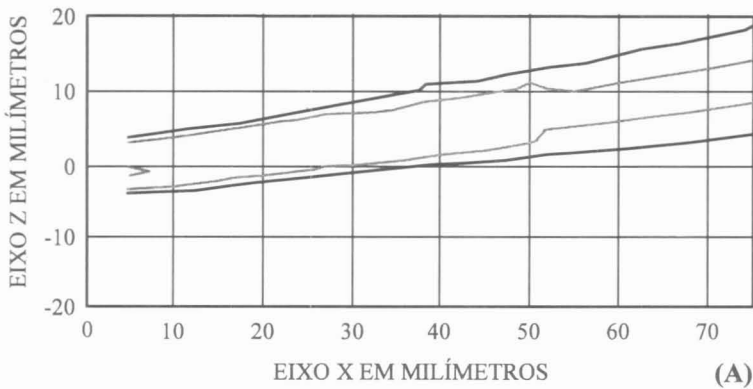


Figura 12 - Gráficos tridimensionais do mapeamento do campo acústico no plano X-Z; (A) Sem focalização; (B) Com o foco em 20 mm; (C) Com o foco em 15 mm; (D) Com o foco em 10 mm.



— -3 db  
 — -6 db

Figura 13 - Gráficos do feixe acústico obtidos experimentalmente através do mapeamento sem focalização; (A) com deflexão de  $12^\circ$ ; (B) com deflexão de  $-12^\circ$ .

## DISCUSSÃO

Observando os resultados obtidos através do mapeamento no tanque acústico pode se notar que a focalização efetivamente ocorre, sendo mais pronunciada quanto mais próximo for o ponto focal da face do transdutor. O feixe acústico para cada caso está ligeiramente inclinado (aproximadamente  $+1^\circ$ ), que ocorreu por falta de alinhamento do transdutor com o sistema de medição do tanque.

Os feixes acústicos focalizados, obtidos por simulação (teóricos) e por mapeamento (experimentais), para os pontos focais utilizados, possuem características semelhantes, apresentando boa correlação.

Por se dispor de um transdutor com apenas 14 elementos piezoelétricos, a deflexão máxima, assim como a profundidade máxima de focalização foram reduzidas. Situar-se, respectivamente, em  $\pm 12^\circ$  e 2 cm. No entanto, a mesma técnica pode ser estendida para transdutores com maior número de elementos, de forma a se conseguir deflexões de  $\pm 45^\circ$  e 15 cm, que são os valores tipicamente usados para a ultra-sonografia médica. No entanto, a realização deste trabalho proporcionou um domínio da técnica de focalização e deflexão do feixe ultra-sônico, necessária ao desenvolvimento de instrumentação ultra-sônica de imagem, que constituiu um dos propósitos do Laboratório de Ultra-som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UF RJ.

A região de focalização analisada foi limitada, devido ao fato da região de transição entre campo próximo e campo distante do transdutor ser estreita (próxima do transdutor). O foco natural do transdutor se encontra a 2,5 cm da face do mesmo.

Os resultados obtidos do mapeamento do feixe acústico com deflexão demonstram que o ângulo de deflexão está coerente com o desejado. Percebe-se que o aumento do ângulo de deflexão do feixe provoca o aumento dos lóbulos laterais, apesar do erro nos atrasos não aumentar na mesma proporção.

## CONCLUSÕES

O sistema eletrônico que foi desenvolvido permite a focalização e/ou a deflexão do feixe ultra-sônico, possibilitando a obtenção da varredura setorial eletrônica em tempo real, para ser utilizado em sistemas de visualização em modo-B.

A região passível da focalização pode ser estendida com o aumento do número de elementos do transdutor, aumentando desta forma a sua altura e por consequência afastando o foco natural do transdutor de sua face, já que o efeito da focalização ocorre para a região anterior ao foco natural.

O sistema eletrônico desenvolvido permite a análise de uma determinada região, mantendo-se fixo o transdutor, com aplicações em caracterização de tecidos ou visualização detalhada de uma região.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASSENZA, D. e PAPPALLARDO, M. (1980): "Echographic Image with Dynamically Focused Insonification," *Ultrasonic*, v. 18, n. 1, p. 38-42, Jan.
- BORN, M. e WOLF, E. (1964), *Principles of Optics*. New York: Mac-Millan, p. 441.

- FINK, M. (1991): "Time Reversal of Ultrasonic Fields - Part I: Basic Principles," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency Control*, v. 39, n. 5, p. 555-566, Sep.
- PEREIRA, F. P. (1993): *Protótipo de um Equipamento de Imagens por Ultra-Som em Tempo Real Baseado em Computador Pessoal*,. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ.
- PROAÑO, A.G.V. (1989): *Mapeamento Computadorizado do Campo Ultra-sônico*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ.
- RAMM, O. T. V. e SMITH, S. W. (1983): "Beam Steering with Linear Array,". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-30, n. 8, p. 438-542, Aug.
- RESENDE, J.C.P. (1993): *Transdutor Linear de Ultra-som*,. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ.
- SCHUCK, A.J. (1992): *Simulação Computacional de Feixes Ultra-sônicos Focalizados Eletronicamente*,. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ.
- SOMER, J. C. (1968): "Electronic Sector Scanning for Ultrasonic Diagnosis,". *Ultrasonics*, v. 6, p. 153-159, July
- TURNBULL, D.H. e FOSTER, F.S. (1991): "Beam Steering with Pulsed Two-Dimensional Transducer Arrays," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency Control*, v. 38, n. 4, p. 320-333, July



**BEAM FOCUSING AND STEERING OF ULTRASONIC LINEAR ARRAY  
TRANSDUCER**M. A. D. Lima<sup>1</sup> and J. C. Machado<sup>2</sup>

**ABSTRACT** -- This work deals with beam focusing and steering, by means of the phased array technique for transmission, produced by a 2.9 MHz linear array ultrasonic transducer assembled with 14 piezoelectric elements, separated from each other by 0.2 mm. Each element has 10.00 mm in width and 0.3 mm in thickness. An electronic system, based on analogic delay lines digitally controlled, was developed. Experimental results of the field maps with focusing at 10 mm, 15 mm and 20 mm are shown in 3-D and 2-D representation of the beam. Also shown is the axial beam pressure profile. The experimental results for beam steering of  $\pm 12^\circ$  are also shown in 2-D. These results have good agreement with those obtained by computational simulations for the radiated beam. Due to the transducer dimensions, this system is suitable for focusing up to 25 mm and steering from  $-12^\circ$  to  $+12^\circ$ , with applications in two-dimensional images.

**Keywords:** Ultrasonic Linear Array Transducer, Ultrasonic Focusing, Phased Array.

---

<sup>1</sup> M.Sc., Biomedical Engineer, COPPE/UFRJ, E-Mail: mlima@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> Associate Professor, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ  
Mail Address: - P.O. Box 68510 - CEP 21945-970 - Rio de Janeiro, R.J. - BRAZIL  
Fax: (021) 290.6626 - Tel.:(021) 230-5108 - E-Mail jcm@serv.peb.ufrj.br