

**Artigo Original**

recebido: 20/02/2001 e aceito em 20/11/2001

**Implementação do protocolo  
para a obtenção de parâmetros  
do feixe acústico de transdutores  
ultra-sônicos usados em medicina**

---

*Protocol implementation to obtain  
acoustic beam parameters of medical  
ultrasonic transducers*

**A.V. Alvarenga**

Mestre em Engenharia Biomédica,  
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ,  
Rio de Janeiro – RJ  
e-mail: victor@peb.ufrj.br

**J.C. Machado**

Professor Adjunto  
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ,  
Rio de Janeiro – RJ  
e-mail: jcm@peb.ufrj.br

**W.C.A. Pereira**

Professor Adjunto  
Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ,  
Rio de Janeiro – RJ  
e-mail: wagner@peb.ufrj.br

**Resumo**

Este trabalho apresenta a implementação de um protocolo para a aquisição dos parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina, baseado em normas nacionais e internacionais. O software *ATUS* (Avaliação de Transdutores Ultra-Sônicos) foi desenvolvido em *MATLAB*<sup>®</sup> (Mathworks, Natick, MA) e se apresenta como uma ferramenta amigável para visualização dos perfis do feixe (paralelo e perpendicular à face do transdutor) e para a obtenção e cálculo dos parâmetros de interesse, como intensidade acústica e características geométricas do feixe (distância focal, comprimento focal e área focal). O protocolo é aplicável ao feixe de transdutores usados tanto em diagnóstico como em fisioterapia. A interpolação de mapeamentos 2D sub-amostrados é apresentada como uma metodologia alternativa ao mapeamento 1D em diversas direções paralelas à face do transdutor, proposto pela Norma ABNT – IEC 1689 (1998).

**Palavras-chave:** Intensidade acústica, Mapeamento de feixe, Normas, Transdutores ultra-sônicos.

**Abstract**

*This paper presents the implementation of a tool for acquisition of acoustic parameters of ultrasonic transducer beams applied to medicine, based on national and international norms. The ATUS software was developed in MATLAB (Mathworks, Natick, MA). It is an application for the visualization of beam profiles (parallel and perpendicular to the transducer's face) and for the estimation of parameters of interest, such as acoustic intensity and geometrical characteristics of the beam (focal distance, focal depth and focal area). The protocol is applicable to transducer beams used for both diagnosis and physiotherapy. The interpolation of undersampled 2D-mappings is presented as an alternative methodology to the 1D-mapping in several directions parallel to the transducer's face as proposed by the Norm ABNT-IEC 1689 (1998).*

**Keywords:** Acoustic intensity, Automatic beam mapping, Standards, Ultrasonic transducers.

## Extended Abstract

### Introduction

Technology advances each day and embraces more and more aspects of human lives. This fact brings together the need for some kind of standardization of technological products and services so that they can be useful and safe for society. Medical technology is one of the fields that deserve most of this attention. Medical Ultrasound (US) is currently a well-established technology in routine medical procedures both for diagnosis and therapy. Several entities around the world are responsible for studying and regulating the safe use of ultrasonic radiation for medical purposes. Among them are the International Electrotechnical Commission – IEC and the American Institute for Ultrasound in Medicine – AIUM and in Brazil, the Brazilian Association for Technical Norms – ABNT. In the specific case of medical US, the main concern is regarding the levels of intensity irradiated through the patient's body, for there can be possibilities of generation of heat, shock waves and cavitation that can be dangerous for biological tissues.

This work presents the implementation of a procedure to obtain the parameters of ultrasonic beams of biomedical transducers, based on the norms stated by IEC, AIUM and ABNT documents.

### Material and Methods

Basically, the implemented procedure consists of a software in MATLAB® (Mathworks, Natick, MA, USA) developed for estimating the US beam parameters. These are effective area, focal depth, focal distance, focal area, and several intensities ( $I_{SPTP}$ ,  $I_{SPTA}$ ,  $I_{SPPA}$ ,  $I_{SATA}$ ). The procedure also presents 2D and 3D plots of US beam mappings on parallel and perpendicular planes with respect to the transducer main axis.

Data acquisition was performed on an acoustic tank controlled by microcomputer. The RF signals are stored on a digital oscilloscope, (TDS420, Tektronix, Beaverton, Oregon, USA), and transferred to the PC, via GPIB interface, where all further processing is executed. The

transducer is excited by a computer card (TB-1000, MATEC Instruments, MA, USA) and the US waves are received by a PVDF point hydrophone (0.5 mm face diameter, made by Precision Acoustics).

The software is able to automatically search for the highest intensity peak in the US beam. This point is used to acquire the RF signal to calculate the intensities.

### Results

The protocol was tested in four transducers: one commercial 1.9 MHz (CT19EL, KB-Aerotech, Lewistown, Pennsylvania, USA), circular shape and 20 mm diameter. One homemade (BUTTON, 1998) 2.7 MHz, circular shaped, 10 mm diameter and apodized. One 3.75 MHz linear array (PLE 308M, Toshiba, Japan), for diagnosis and one 1.0 MHz (Pulsonic-02, KW, Brazil), circular shaped, 40 mm diameter, for therapy applications.

The protocol was also used to analyze the performance of the acoustic beam of ultrasound therapy equipment used in hospital and clinics of Rio de Janeiro. The results were presented in Ishikawa (2000).

### Discussion

The main contribution of this work is the definition and automatization of a protocol for estimating US beam parameters for biomedical US transducers, according to international standards. The main characteristics of the tool developed are:

- 1) Friendly software interface that permits an easy and fast interaction with the user.
- 2) Estimation of all US beam parameters as stated in the norms, from within one single program, for both therapy and diagnostic transducers.
- 3) Automatization of the search for the beam intensity peak, allowing better repeatability.
- 4) Possibility of undersampled beam mapping for fast test of beam parameters.

These characteristics enable the semi-automatic use of this tool for daily inspections of US beams in a Laboratory for Calibration and Testing.

## Introdução

*“Você deseja uma válvula que não vaze e faz todo o possível para desenvolvê-la. Mas no mundo real só existem válvulas que vazam. Você tem de determinar o grau de vazamento que pode tolerar.”*

Assim foi publicado o obituário de Arthur Rudolph, no *The New York Times*, em 3 de janeiro de 1996. O cientista responsável pelo desenvolvimento do foguete *Saturno 5*, que lançou a primeira missão Apolo à Lua, apresentou, de forma peculiar, a inquietação dos cientistas quanto ao uso seguro da tecnologia (BERNSTEIN, 1997).

Num mundo de equipamentos complexos, onde panes podem ter conseqüências desastrosas, tem-se de estar sempre alerta para possíveis erros e falhas.

Pensando desta forma, instituições que regulamentam o uso dos mais diversos tipos de tecnologia se incumbem de estabelecer normas que garantam o seu uso seguro. Desde a telefonia celular até equipamentos de uso médico. No caso deste trabalho, em particular, são considerados os transdutores utilizados nos equipamentos de ultra-som (US) para aplicações em medicina.

As principais instituições no que se refere ao US são: *International Electrotechnical Commission - IEC*, *National Electrical Manufacturers Association - NEMA*, *American Institute of Ultrasound in Medicine - AIUM*, *Food and Drug Administration - FDA* e *European Committee for Ultrasound Radiation Safety - ECURS*.

As normas internacionais editadas pela IEC são usadas como referência para a padronização nacional. A adoção das normas editadas pela IEC pela comunidade internacional é realizada de forma voluntária e, no Brasil, é coordenada pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) (MONTEIRO Jr., 1999).

Para o caso da medição dos parâmetros acústicos e geométricos das aplicações de US em diagnóstico não existe, no Brasil, norma editada. Sendo então consideradas as normas internacionais IEC – 1161 (1992) - “Specification for Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0.5 MHz to 25MHz” e AIUM (1992) - “Acoustic Output Measurement and Labeling Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment”. Em contrapartida, para as aplicações em fisioterapia existem, no Brasil, normas publicadas, onde a mais recente é a ABNT - NBR / IEC 1689 (1998), “Ultrasound - Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequência de 0,5 MHz a 5 MHz”.

Com base nestas normas regulamentadoras nacionais e internacionais do uso de equipamentos de ultra-

som em medicina, realizou-se o estudo dos principais tópicos referentes à avaliação da saída acústica de equipamentos de US, tanto de diagnóstico quanto de terapia, cujo resultado é um protocolo para a aquisição dos parâmetros necessários à avaliação do comportamento dos feixes dos transdutores utilizados nesses dois tipos de aplicação.

Basicamente, a aquisição dos dados utilizados para a avaliação do feixe de transdutores ultra-sônicos é realizada a partir do mapeamento de seu campo acústico. Este é realizado com auxílio de um sistema de posicionamento computadorizado, onde um hidrofone varre o feixe acústico do transdutor, dentro de um tanque com água.

As normas definem as condições de contorno dos materiais (hidrofone, tanque acústico, sistema de movimentação) utilizados para aquisição dos dados, os mapeamentos que devem ser realizados para a obtenção dos mesmos e que parâmetros devem ser determinados para avaliação do feixe.

Este trabalho tem como objetivo a apresentação, de forma sucinta, dos parâmetros considerados pelas normas, da metodologia utilizada para a aquisição dos dados necessários à análise e do *software* desenvolvido para cálculo e visualização dos respectivos parâmetros.

## Fundamentos teóricos

Neste item são apresentadas as teorias que definem os parâmetros cobertos pelo protocolo. São eles: a intensidade acústica e os parâmetros geométricos do feixe.

### Intensidade Acústica

A energia elétrica é utilizada para excitar o transdutor, produzindo uma onda de pressão que se propaga ao longo do meio irradiado. Essa energia fica distribuída em forma de energia potencial, gerada pelos picos de compressão e rarefação da onda de pressão, e de energia cinética, devido ao movimento das partículas do meio.

Considerando as contribuições dessas energias em um dado volume, pode-se determinar a densidade instantânea de energia  $\epsilon_i$ , que para ondas planas é dada por (KINSLER, 1982):

$$\epsilon_i = \frac{pu}{c} \quad (1)$$

onde:  $p(z, t) = P \cdot e^{j(\omega t - kz)}$  é a onda de pressão,  $u(z, t) = U \cdot e^{j(\omega t - kz)}$  é a velocidade da partícula,  $c$  é a velocidade do som no meio,  $k$  é o número de onda,  $j = \sqrt{-1}$  e  $z$  é a direção de propagação.

Há uma relação entre  $u$  e  $p$  dada por:

$$u(z,t) = \frac{1}{\rho_0 c} p(z,t) \quad (2)$$

sendo  $\rho_0$  a densidade do meio em repouso.

O produto entre a densidade instantânea de energia e a velocidade de propagação da onda no meio conduzirá à intensidade instantânea,  $I_i(z,t)$ , dada por:

$$I_i(z,t) = p(z,t)\mu(z,t) \quad (3)$$

Substituindo-se (2) em (3) tem-se:

$$I_i(z,t) = \frac{p^2(z,t)}{\rho_0 c} \quad (4)$$

Como pode-se observar na equação (4), a intensidade instantânea na posição  $z$  é diretamente proporcional ao quadrado da pressão instantânea medida na posição  $z$ .

Realizando-se medições no campo acústico de um transdutor, podem-se obter diversos tipos de intensidade, que são classificadas conforme suas características temporais e espaciais.

Quando uma pressão é medida com um hidrofone, em qualquer região do feixe, obtêm-se um sinal que representa a pressão acústica naquele ponto do espaço.

Assim, para o regime pulsátil, o quadrado deste sinal é proporcional à intensidade na posição analisada. Analisando-se este sinal no tempo é possível determinar a intensidade máxima temporal, obtendo-se a chamada intensidade pico - temporal (*Temporal Peak Intensity* -  $I_{TP}$ ). Considerando-se o cálculo da média do sinal de pressão ao quadrado, dentro de um período de repetição  $T$ , obtêm-se a intensidade média temporal (*Temporal Average Intensity* -  $I_{TA}$ ), como pode ser visto na equação (5).

$$I_{TA} = \frac{1}{T} \int_0^{PD} \frac{P^2}{\rho_0 c} dt \quad (5)$$

onde  $P$  é a amplitude da forma de onda de pressão e  $PD$  é a duração do pulso de pressão acústica.

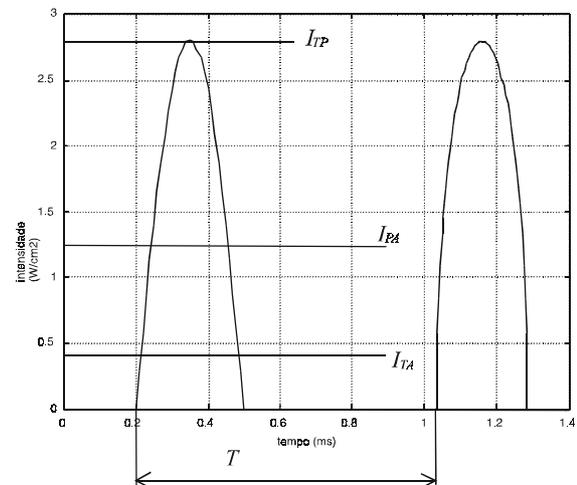
Quando realiza-se a promediação, no tempo, sobre um pulso da forma de onda obtêm-se a intensidade média de pulso ( $I_{PA}$ ). Estas intensidades podem ser observadas na Figura 1.

Porém, a intensidade não é uniforme através do feixe ultra-sônico, e, geralmente, os picos de intensidade localizam-se na região central do feixe, e se reduzem à medida que se afasta do centro.

Se essas intensidades são monitoradas na posição espacial de maior intensidade do feixe, passam a agregar a denominação "pico espacial" (*Spatial Peak* -  $SP$ )

sendo, então, definidas como: Intensidade pico espacial - pico temporal ( $I_{SPTP}$ ), Intensidade pico espacial - média de pulso ( $I_{SPPA}$ ) e Intensidade pico espacial - média temporal ( $I_{SPTA}$ ). Para uma melhor compreensão, suas definições, bem como das pressões de compressão e rarefação, são apresentadas conforme a norma AIUM (1992):

- *Intensidade pico espacial - pico temporal ( $I_{SPTP}$ )*: É o valor de intensidade pico temporal num ponto do campo acústico onde a mesma é um máximo, ou é um máximo local numa determinada região.
- *Intensidade pico espacial - média de pulso ( $I_{SPPA}$ )*: É o valor da intensidade média de pulso no ponto do campo acústico onde a mesma é máxima ou é um máximo local de uma determinada região.
- *Intensidade pico espacial - média temporal ( $I_{SPTA}$ )*: É o valor da intensidade média temporal num ponto do campo acústico onde a mesma é um máximo, ou é um máximo local numa determinada região.
- *Intensidade média espacial - média temporal ( $I_{SATA}$ )*: Para sistemas com varredura automática, é a intensidade média temporal promediada sobre a área através da seção que é varrida sobre uma superfície especificada. Para sistemas sem varredura automática, é a intensidade média temporal promediada sobre a área de uma seção do feixe.
- *Integral de intensidade de pulso (PII)*: É a integral temporal da intensidade, para qualquer ponto especi-



**Figura 1.** Valores de intensidade pico - temporal ( $I_{TP}$ ), intensidade média de pulso ( $I_{PA}$ ) e a intensidade média - temporal ( $I_{TA}$ ).  $T$  é o período de repetição dos pulsos. **Figure 1.** Temporal-peak intensity ( $I_{TP}$ ), pulse-average intensity ( $I_{PA}$ ) and temporal-average intensity ( $I_{TA}$ ) values.  $T$  is the pulse repetition period.

ficado, sobre o intervalo de tempo no qual a envoltória da pressão acústica ou o sinal do hidrofone para um pulso específico é diferente de zero.

- *Pressão de rarefação ( $p_r$ )*: É a amplitude de pressão de rarefação pico temporal.
- *Pressão de compressão ( $p_c$ )*: É a amplitude de pressão de compressão pico temporal.

Outros parâmetros também são calculados a partir do pulso de pressão acústica, como a frequência central ( $f_c$ ), a duração do pulso ( $PD$ ), a frequência de repetição de pulso ( $PRF$ ). Suas definições, também são apresentadas conforme a norma AIUM (1992):

- *Frequência central ( $f_c$ )*: É definida como a média aritmética entre  $f_1$  e  $f_2$ , onde  $f_1$  e  $f_2$  são as frequências nas quais a densidade espectral de potência da pressão acústica transmitida é -3 dB do valor máximo.
- *Duração de pulso ( $PD$ )*: É definida como 1,25 vezes o intervalo entre 10% do valor máximo até 90% do valor máximo da integral de intensidade de pulso ( $PII$ ).
- *Frequência de repetição de pulso ( $PRF$ )*: Para uma forma de onda pulsátil, é o número de pulsos gerados por segundo, sendo  $PRF = 1/T$  onde  $T$  é o período de repetição dos pulsos.

### Medição de $I_{SPTP}$

Como foi observado anteriormente,  $I_{SPTP}$  é medida na posição do espaço de maior amplitude de pressão acústica do feixe. Dessa forma, o primeiro passo para sua aquisição é a determinação desta posição no feixe acústico. Segundo a Norma AIUM (1992), esta localização é realizada a partir da determinação da posição onde  $PII$  é máxima. Considerando-se esta posição determinada, a forma de onda obtida nesse ponto deve ser armazenada para cálculos posteriores. A equação (6) apresenta a intensidade pico espacial - pico temporal ( $I_{SPTP}$ ):

$$I_{SPTP} = \frac{V_{TP}^2}{K_{fc}^2} \quad (6)$$

onde  $V_{TP}$  é o valor de pico de tensão neste ponto e  $K_{fc}^2$  é a sensibilidade do hidrofone para a frequência central  $f_c$ .

A metodologia utilizada para a determinação do ponto de máxima  $PII$  é apresentada no item Protocolo Completo.

### Cálculo de $I_{SPPA}$

A intensidade pico espacial - média de pulso deve ser determinada a partir da equação (7):

$$I_{SPPA} = \frac{I}{K_{fc}^2 PD} \int_{t_1}^{t_2} v^2(t) dt \quad (7)$$

onde  $PD$  é a duração do pulso. O intervalo de tempo entre  $t_1$  (início do pulso) e  $t_2$  (final do pulso) corresponde ao instante de tempo em que  $v(t)$  é diferente de zero. A duração do pulso é calculada como  $PD = 1,25 \cdot (t_4 - t_3)$ , onde  $t_4$  corresponde a 90% do tempo de subida da forma de onda de  $PII$  e  $t_3$  corresponde a 10% do tempo de subida da forma de onda de  $PII$ .

### Cálculo de $I_{SPTA}$

A intensidade pico espacial - média temporal deve ser calculada a partir da expressão (8):

$$I_{SPTA} = I_{SPPA} \cdot PD \cdot PRF \quad (8)$$

### Cálculo de $I_{SATA}$

Para todos os sistemas em que o feixe pode ser delimitado a uma determinada região, a  $I_{SATA}$ , no plano paralelo à face do transdutor, onde  $I_{SPTA}$  é um máximo absoluto, deve ser calculada pela promediação da intensidade sobre a área focal do feixe nesse plano.

A equação (9) é recomendada para determinação da  $I_{SATA}$ .

$$I_{SATA} = \left( \frac{I_{SPTA}}{A_6} \right) \int_{r_{6,-x}}^{r_{6,+x}} \frac{V_p^2(x,0)}{V_p^2(0,0)} dx \int_{r_{6,-y}}^{r_{6,+y}} \frac{V_p^2(0,y)}{V_p^2(0,0)} dy \quad (9)$$

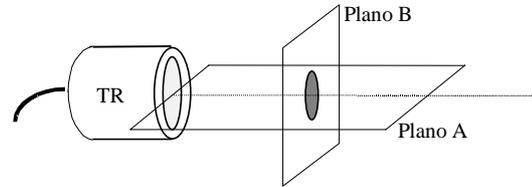
onde  $A_6$  é a área da seção transversal do feixe no plano onde há um pico espacial de  $PII$ , ( $r_{6,+x} + r_{6,-x}$ ) e ( $r_{6,+y} + r_{6,-y}$ ) correspondem aos diâmetros do feixe sobre a seção transversal do feixe no plano nas direções X e Y, respectivamente, para uma queda de 6 dB,  $V_p(x,0)$  e  $V_p(0,y)$  são os picos das envoltórias captadas pelo hidrofone a partir de dois perfis de feixes ortogonais ao longo de linhas normais ao eixo do feixe e dos lados do transdutor, e  $V_p(0,0)$  é a amplitude de pico captada pelo hidrofone onde há um pico espacial de  $PII$ .

### Determinação dos Parâmetros Geométricos do Feixe Ultra-sônico

O feixe acústico de um transdutor ultra-sônico pode ser visto como composto por 4 dimensões. O espaço, formado pelos três eixos coordenados (X, Y, Z), e uma quarta dimensão, que é a pressão acústica em cada posição do espaço. Pensando desta forma, a análise ideal do formato espacial do feixe seria a realização de

um mapeamento volumétrico. Porém, essa abordagem não é prática. Levando-se em consideração o tempo consumido para tal, comparada à quantidade de informação relevante obtida.

As normas AIUM (1992) e IEC 1161 (1992) definem, para transdutores utilizados em aplicações diagnósticas, o mapeamento do feixe em dois planos distintos para determinação dos parâmetros geométricos. Um plano A, perpendicular à face do transdutor onde a distância e o comprimento focal podem ser determinados, e um plano B paralelo à face, onde a área focal pode ser determinada. Na Figura 2 pode-se observar um exemplo dos planos que devem ser mapeados.



**Figura 2.** Planos A, perpendicular à face do transdutor (TR), e B, paralelo à face do transdutor (TR), posicionado sobre o ponto focal. **Figure 2.** Planes A, perpendicular to transducer (TR) face, and B, parallel to transducer (TR) face and at focal point.

Na Figura 3 podem-se observar os parâmetros geométricos sobre o perfil do feixe de um transdutor circular. Suas definições segundo a norma AIUM (1992) são:

- **Distância focal:** é a distância da face do transdutor até o ponto de máxima *PII*, ao longo do eixo de simetria do feixe.
- **Comprimento focal:** é a distância entre duas posições  $z_1$  e  $z_2$ , ao longo do eixo do feixe, uma de cada lado da posição de máxima *PII*, nas quais a intensidade é  $0,5 \cdot I_{SPPA}$ .
- **Área focal ( $A_6$ ):** É a área transversal do feixe sobre o ponto de máxima *PII*, para uma queda de 6dB.

A área focal  $A_6$  é calculada (HARRIS, 1985) como:

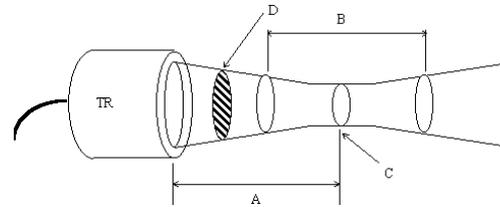
$$A_6 = \pi(r_{6,-x} + r_{6,+x})(r_{6,-y} + r_{6,+y})/4 \quad (10)$$

onde  $(r_{6,+x} + r_{6,-x})$  e  $(r_{6,+y} + r_{6,-y})$  situam-se no plano de máxima *PII* perpendicular ao feixe e representam as larguras do feixe para uma queda de 6 dB ao longo dos eixos X e Y respectivamente, conforme mostrado na Figura 4.

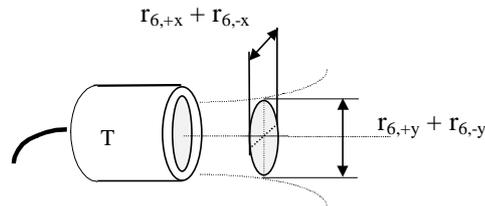
Durante o mapeamento, adquire-se o pico de pressão de cada ponto, gerando um mapa de pressões que traz consigo a informação do formato do feixe. Desse mapa de pressões são obtidas as informações geométricas do feixe.

Na análise específica de transdutores utilizados em equipamentos de fisioterapia os parâmetros de maior importância do feixe são a área da seção transversal do feixe ( $A_{STF}$ ), a área de radiação efetiva ( $A_{RE}$ ) e a razão de não-uniformidade do feixe ( $R_{NF}$ ).

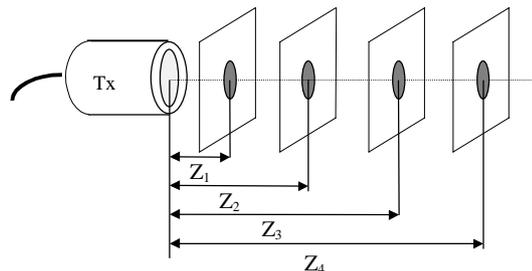
A norma brasileira (ABNT - NBR / IEC 1689, 1998) aponta a necessidade de se determinar o valor de  $A_{STF}$  em 4 planos distintos, paralelos à face do transdutor, contemplando uma região de -32 dB, em relação ao pico de pressão do campo acústico, conforme apresentado na Figura 5. As distâncias  $Z_1, Z_2, Z_3$  e  $Z_4$ , entre cada plano e a face do transdutor, são definidas a partir do valor da distância entre a face do transdutor e o



**Figura 3.** Parâmetros geométricos relacionados com o perfil do feixe. A é a distância focal, B é o comprimento da região focal, C é a área focal e D é a área transversal do feixe numa posição qualquer do feixe. **Figure 3.** Geometric parameters related with the US beam profile. A is the focal distance, B is the focal length, C is the focal area and D is the beam transversal area at an arbitrary generic depth of the beam.



**Figura 4.** Maiores dimensões da área de -6 dB de um transdutor circular. **Figure 4.** Largest dimensions over the -6 dB beam area from a circular transducer.



**Figura 5.** Quatro planos mapeados de um transdutor ultra-sônico de fisioterapia. Vide distâncias na Tabela 1. **Figure 5.** The four planes mapped perpendicularly over the beam of an ultrasonic transducer used in physiotherapy. See distances in table 1.

último máximo da pressão acústica axial ( $Z_N$ ). De acordo com o valor de  $Z_N$  os valores de  $Z_1, Z_2, Z_3$  e  $Z_4$  são determinados segundo os critérios apresentados na Tabela 1 (HEKKENBERG, 1994).

$A_{STF}$  é definida como a menor área que engloba 75% da potência irradiada pelo transdutor determinada numa região do plano onde todos os pontos possuem uma intensidade igual ou superior a -32 dB da intensidade de pico do plano. Para um mapeamento bidimensional do feixe,  $A_{STF} = n \cdot \Delta s$ , onde  $\Delta s$  é a unidade de área do mapeamento (passo em X vezes passo em Y) e  $n$  é determinado por (HEKKENBERG, 1994):

$$\frac{1}{K_{fc}^2} \sum_{i=1}^n V_{Pi}^2 \leq \frac{0,75}{K_{fc}^2} \sum_{i=1}^N V_{Pi}^2 < \frac{1}{K_{fc}^2} \sum_{i=1}^{n+1} V_{Pi}^2 \quad (11)$$

onde  $V_{Pi}^2$  é o quadrado da amplitude de tensão de pico obtida nos terminais do hidrofone,  $N$  é o número total de pontos sobre o plano mapeado e  $K_{fc}^2$  a sensibilidade do hidrofone.

Obtidos os valores de  $A_{STF}$  para os quatro planos, determina-se o valor de  $A_{STF}$  na face do transdutor,  $A_{STF}(0)$ , a partir da regressão linear sobre o valor das 4 áreas de seção transversal. Com o valor de  $A_{STF}(0)$ , determina-se (ABNT - NBR / IEC 1689, 1998):

- Área de Radiação Efetiva ( $A_{RE}$ ) é igual a  $A_{STF}(0)$  multiplicada por um fator adimensional,  $F_{ac}$ , dado por:

$$F_{ac} = \begin{cases} 2,58 - 0,0305ka_1 & ka_1 \leq 40 \\ 1,354 & ka_1 > 40 \end{cases} \quad (12)$$

onde  $k$  é o número de onda e  $a_1$  é o raio efetivo do transdutor calculado por:

$$\begin{aligned} \pi \cdot a_1^2 + (0,0305 \cdot k \cdot A_{STF}(0)) \cdot \\ \cdot a_1 - 2,58 \cdot A_{STF}(0) = 0 \end{aligned} \quad (13)$$

- Razão de Não-uniformidade do Feixe ( $R_{NF}$ ) é definida como a relação entre a intensidade pico espacial – média temporal ( $I_{SPTA}$ ) e a intensidade média espacial – média temporal ( $I_{SATA}$ ), sobre quatro planos distintos ( $Z_i$  – vide Figura 5):

$$R_{NF} = \frac{I_{SPTA}}{I_{SATA}} \quad (14)$$

O valor de  $\overline{I_{SATA}}$  é representado pelo valor médio calculado sobre os quatro planos de varredura  $Z_N$ .

Para os transdutores de fisioterapia, a média espacial é tomada sobre a área de radiação efetiva do feixe ( $A_{RE}$ ) e não sobre a área focal ( $A_f$ ).

- Coeficiente de regressão linear ( $Q$ ) é a relação entre o coeficiente angular da regressão linear  $m$ , em cm, dos 4 valores de  $A_{STF}$  e o valor de  $A_{STF}(0)$ , em cm<sup>2</sup>. O valor de  $Q$  define o tipo de feixe a partir das seguintes inequações:

1. Convergente:  $Q < -0,05 \text{ cm}^{-1}$
2. Colimado:  $-0,05 \text{ cm}^{-1} \leq Q \leq 0,1 \text{ cm}^{-1}$
3. Divergente:  $0,1 \text{ cm}^{-1} < Q$

### Materiais e Métodos

O protocolo foi implementada no Laboratório de Ultra Som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, usando os seguintes equipamentos:

### Tanque Acústico e Sistema de Posicionamento

O tanque acústico e o sistema de posicionamento utilizados atualmente no laboratório são os desenvolvidos por PROAÑO (1987), e atualizados por DIAS e LEOCÁDIO (1994). As dimensões internas do tanque são 900 mm (eixo Z), 600 mm (eixo Y) e 500 mm (eixo X).

O sistema de posicionamento é composto por uma estrutura móvel que está montada sobre eixos, com excursão de 800 mm na direção Z, 600 mm na direção Y e

**Tabela 1.** Distâncias entre os quatro planos mapeados para determinação de  $A_{RE}$ .

**Table 1.** Distances between the four planes used to determine  $A_{RE}$ .

Distância $Z_N$ entre os planos mapeados para determinação da $A_{RE}$	
Se $Z_N \geq 80$ mm,	então: $Z_1 = 10$ mm, $Z_2 = 20$ mm, $Z_3 = 40$ mm e $Z_4 = 80$ mm.
Se $40 \text{ mm} < Z_N < 80$ mm,	então: $Z_1 = 10$ mm, $Z_2 = 10 + \frac{(Z_N - 10)}{3}$ , $Z_3 = 10 + \frac{2 \cdot (Z_N - 10)}{3}$ e $Z_4 = Z_N$
Se $Z_N \leq 40$ mm,	então: $Z_1 = 5$ mm, $Z_2 = 5 + \frac{(Z_N - 5)}{3}$ , $Z_3 = 5 + \frac{2 \cdot (Z_N - 5)}{3}$ e $Z_4 = Z_N$

300 mm na direção X. É controlado por um micro-computador PC com auxílio do software SMAP desenvolvido em C por DIAS e LEOCÁDIO (1994). O sistema permite a movimentação, com motores de passo, nas três direções coordenadas. Os passos em cada eixo coordenado são 0,021 mm para o eixo X e 0,25 mm para os eixos Z e Y. A incerteza geral do sistema de posicionamento é de  $\pm 4,70\%$ .

O alinhamento do sistema é obtido através da fixação do transdutor em um aparato mecânico que preso ao tanque acústico garante o paralelismo entre a face do transdutor e um plano perpendicular ao eixo X do tanque acústico. Em seguida o hidrofone é movimentado em ângulo até que um sinal de máxima amplitude seja obtido.

O sistema de posicionamento não atende por completo as normas, pois não é capaz de proporcionar a rotação do hidrofone através de ângulos medidos ( $\theta_x$ ), requisito exigido. Isto não impede a aplicação do protocolo, mas dificulta o alinhamento do hidrofone com o transdutor.

### Osciloscópio TDS-420

Para a aquisição dos sinais utilizou-se o osciloscópio digital (TDS420; Tektronix, Beaverton, Oregon, USA). Como características principais apresenta frequência de amostragem na faixa de 2,5 *Samples/s* a 100 *MSamples/s*, conversão A/D de 8 bits e sensibilidade de 1 mV/divisão a 10 V/divisão. O osciloscópio foi calibrado pela representante Tektronix, no Brasil, ligada a RBC (Rede Brasileira de Calibração - certificado de calibração nº 0015/98).

### Hidrofone

O hidrofone utilizado (PVDF Ultrasonic Transducer - serial number. 134, Precision Acoustics, Dorchester, Dorset, UK) foi fabricado com elemento efetivo de PVDF de 0,5 mm de diâmetro. Este hidrofone trabalha em conjunto com um pré-amplificador e um acoplador DC. O conjunto foi calibrado no *National Physics Laboratory*, na Inglaterra (certificado de calibração nº U869).

### Gerador de Sinal e Amplificador

Para excitar os transdutores analisados e receber os sinais captados pelo hidrofone utilizou-se uma placa geradora (TB-1000, MATEC Instruments, MA, USA), que apresenta as seguintes conexões:

- *Pulse Out*: Saída do sinal gerado (salva de senóide) pela placa para o transdutor a ser excitado.
- *Receiver In*: Entrada do sinal proveniente do hidrofone a ser amplificado e/ou filtrado.

- *Receiver Out*: Saída do sinal conformado para o osciloscópio.
- *Trigger In/Out*: Entrada para *trigger* externo ou saída para o *trigger* interno.

A saída *pulse out* permite a geração de uma tensão de 300  $V_{pp}$  até 5 MHz e 200  $V_{pp}$  até 15 MHz, faixa de frequência de 500 kHz a 20 MHz, frequência de repetição de pulso 100 Hz a 10 kHz e largura de pulso de 20 ns a 20  $\mu$ s.

O *receiver* possui impedâncias de saída e entrada de 50 Ohms, largura de banda de 50 kHz a 20 MHz e faixa de ganho ajustável de 0 dB a +70 dB em passos de 0,5 dB. Permite também retificar o sinal recebido em onda completa ou meia-onda.

### Sistema de Aquisição de Dados

O sinal proveniente da placa TB-1000 é enviado ao osciloscópio digital TDS420 que realiza a conversão A/D e o exibe em sua tela. O sinal de RF, então, é lido via GPIB pelo programa SMAP que é responsável tanto pela leitura e arquivamento do mesmo, quanto pela movimentação do hidrofone no interior do tanque acústico. O diagrama em blocos do sistema utilizado pode ser observado Figura 6.

### Software para a Aquisição dos Parâmetros do Feixe Acústico de Transdutores Ultra-sônicos

Independente da implementação deste protocolo, o mapeamento de transdutores ultra-sônicos é realizado, com auxílio do *software* SMAP, desenvolvido em linguagem C por DIAS e LEOCÁDIO (1994), que permite a movimentação, através de motores de passo, do hidrofone dentro do tanque acústico, nas direções X, Y e Z e grava um arquivo para posterior avaliação. Este arquivo contém uma matriz com as informações das pressões máximas de cada posição varrida pelo hidrofone e o passo utilizado durante o mapeamento.

Portanto, visando uma maior conveniência na adaptação do protocolo à rotina do laboratório e aproveitando o fato de as principais sub-rotinas já estarem implementadas, optou-se por adequar o SMAP para realizar o protocolo automaticamente. Assim, as sub-rotinas que viabilizaram sua implementação foram desenvolvidas em C e acrescentadas ao SMAP.

Considerando-se realizados os passos de mapeamento e aquisição do sinal de pressão acústica, pelo hidrofone, faz-se necessária a criação de uma plataforma para o processamento dos dados. O ambiente escolhido para o seu desenvolvimento foi o MATLAB® (Mathworks, Natick, MA). Sua escolha surgiu em fun-

ção da variedade de soluções gráficas disponíveis e para criar uma interface com o usuário. Desta forma, foram delineados os requisitos básicos para a implementação do protocolo. Dentro do SMAP foram acrescentadas três novas opções: *Ponto de Máximo*, *Protocolo Completo* e *Fisioterapia*, as quais serão discutidas a seguir.

**Ponto de máximo** - A opção *Ponto de Máximo* foi desenvolvida com o objetivo de determinar um ponto de máximo local do campo acústico do transdutor, independente da necessidade do seu mapeamento. A determinação deste máximo local é baseada no mapeamento independente dos três eixos X, Y e Z. Durante o mapeamento de um eixo, o sistema lê o sinal proporcional à pressão acústica e calcula a *PII* que serve de parâmetro para a determinação do ponto de máximo do campo acústico naquele eixo. Ao finalizar o mapeamento nos três eixos coordenados, obtém-se o ponto correspondente ao máximo local da região em questão. O mapeamento de cada eixo e a determinação do ponto de máximo são realizados automaticamente.

**Protocolo completo** - A opção *Protocolo Completo* disponibiliza o mapeamento do transdutor, ou seja, realizará o mapeamento de dois planos, um paralelo (XY) e outro perpendicular (YZ) à face do transdutor (Figura 1), e determinará o ponto do campo acústico de máxima *PII*.

As dimensões dos planos XY e YZ são definidas, automaticamente, para que as regiões mapeadas contenham sinais de até -26 dB em relação ao valor de máxima *PII* (AIUM, 1992).

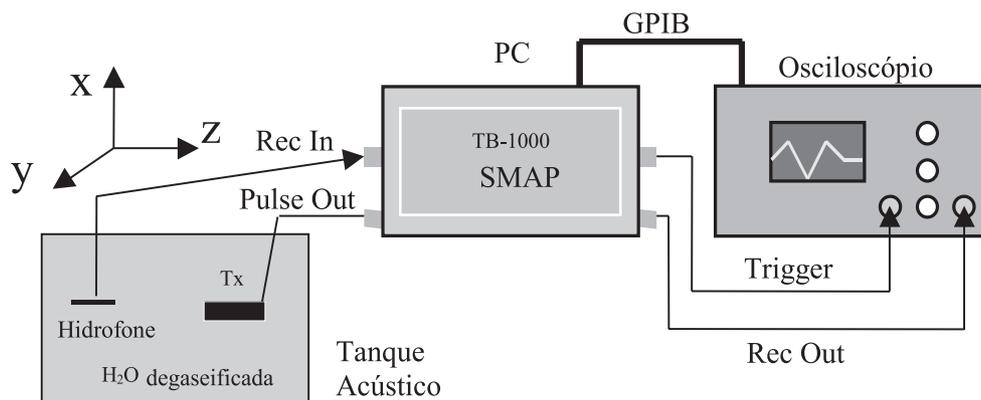
Durante cada mapeamento, o pulso de pressão acústica é adquirido. Com o pulso, calcula-se a *PII* e o valor pico a pico de tensão para o mapa de pressões máximas. Esse mapa traz consigo a informação do formato do feixe. O pulso de pressão acústica é utilizado apenas para o cálculo de *PII*, não sendo gravado em arquivo. Os valores gravados em arquivo, com as extensões \*.xy e \*.yz, são, tão somente, os referentes ao valor pico a pico de tensão.

Ao terminar o mapeamento dos dois planos (XY e YZ), o hidrofone é automaticamente movimentado para a posição do espaço (x,y,z) onde a máxima *PII* foi encontrada, ou seja, sobre o cruzamento dos dois planos. Nesse ponto, o programa lê o sinal de pressão acústica e o grava num arquivo com extensão \*.rf para posterior análise.

**Fisioterapia** - A opção *Fisioterapia* destina-se à realização do mapeamento do transdutor em quatro planos distintos, paralelos à face do transdutor (Figura 5), cujas distâncias à face do transdutor são determinadas a partir das equações apresentadas na Tabela 1 (ABNT - NBR / IEC 1689, 1998).

As dimensões dos planos de mapeamento são definidas, automaticamente, para contemplar uma região que contenha sinais de até -32 dB do valor de pico de tensão no plano analisado (ABNT - NBR / IEC 1689, 1998).

Da mesma forma que nos mapeamentos mencionados anteriormente, o máximo valor pico a pico de pressão, em cada posição, é adquirido para a construção do mapa de pressões.



**Figura 6.** Diagrama em blocos do sistema montado no Laboratório de Ultra-Som (LUS) para a aquisição dos sinais de transdutores biomédicos. Os eixos coordenados X, Y e Z definem as coordenadas de movimentação do hidrofone dentro do tanque acústico. **Figure 6.** Block diagram of the system used in Ultrasound Laboratory (LUS) to acquire the US signals. X, Y and Z-axes define hydrophone-moving directions inside the water tank.

Na Figura 7 pode-se observar o fluxograma completo do protocolo discutido anteriormente.

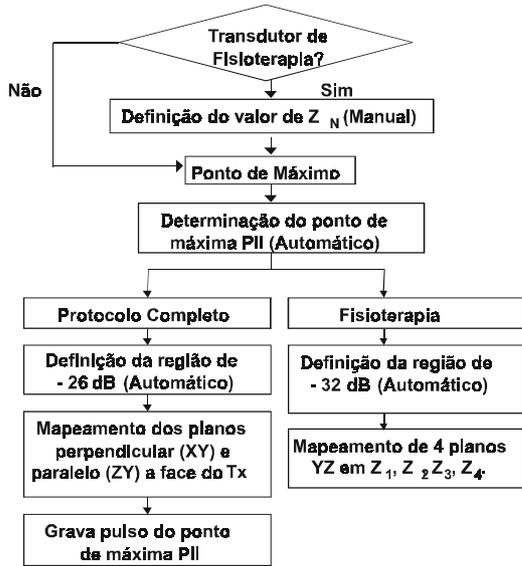


Figura 7. Fluxograma do protocolo. **Figure 7. Protocol flowchart.**

### Software para Determinação das Intensidades e dos Parâmetros Geométricos

Para a determinação das intensidades e dos parâmetros associados foi desenvolvido, como parte deste trabalho, um programa em linguagem MATLAB® (Mathworks, Natick, MA), chamado ATUS (Avaliação de Transdutores Ultra-sônicos).

Este programa é dividido em 3 módulos distintos: *Intensidades, Mapeamento e Área Efetiva.*

**Módulo Intensidade** - O módulo *intensidade* foi desenvolvido com o intuito de se calcularem as intensidades para um determinado transdutor. Neste módulo é realizada a leitura do arquivo \*.rf, onde estão salvas as informações do sinal de pressão acústica do transdutor analisado.

Como foi visto anteriormente, as intensidades são calculadas a partir de integrações sobre os sinais de pressão acústica obtidos no sistema de aquisição. Para tanto, o método numérico utilizado para realizar essas integrações é o de Simpson (RUGGIERO, 1988).

Quando da análise do sinal de pressão acústica, a janela de resultados apresenta o sinal obtido do transdutor, o resultado da *PII*, o espectro de frequência do sinal analisado e as intensidades calculadas, conforme exemplo na Figura 8.

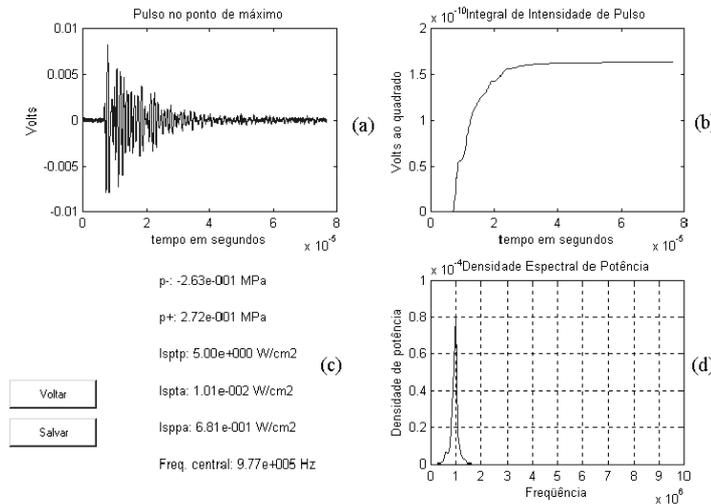


Figura 8. Resultados obtidos com (a) pulso de pressão acústica do ponto de máxima intensidade do campo acústico do transdutor Pulsonic-02 (KW). (b) Integral de intensidade de pulso - *PII*. Em (c) os valores de pico de pressão negativo ( $p_-$ ), pico de pressão positivo ( $p_+$ ),  $I_{SPTP}$ ,  $I_{SPTA}$ ,  $I_{SPPA}$  e a frequência central são apresentados. (d) Densidade espectral de potência do pulso. Esta tela é obtida a partir do módulo *Intensidades*. **Figure 8. (a) The acoustic pressure pulse over maximum intensity of the Pulsonic-02 (KW) acoustic beam. (b) Pulse Integral Intensity - PII. In (c) values of negative pressure peak ( $p_-$ ), positive pressure peak ( $p_+$ ),  $I_{SPTP}$ ,  $I_{SPTA}$ ,  $I_{SPPA}$  and central frequency. (d) Power spectrum density from acoustic pressure pulse. This window came from *Intensidades*.**

**Tabela 2.** Informações dos transdutores avaliados. O transdutor apodizado foi confeccionado por BUTTON (1998). A dimensão apresentada para os transdutores circulares corresponde ao diâmetro e  $\lambda$  representa o comprimento de onda n'água. Para o transdutor Sonolayer (TOSHIBA) não há informações do fabricante quanto a dimensão da sua face de radiação. **Table 2.** Tested transducers. BUTTON (1998) built the apodized transducer. The dimensions (both in millimeters) presented to circular transducers are diameter and  $\lambda$  (wavelength). The Sonolayer transducer dimension (TOSHIBA) was not presented. Because the manufacturer did not provide the element set dimension.

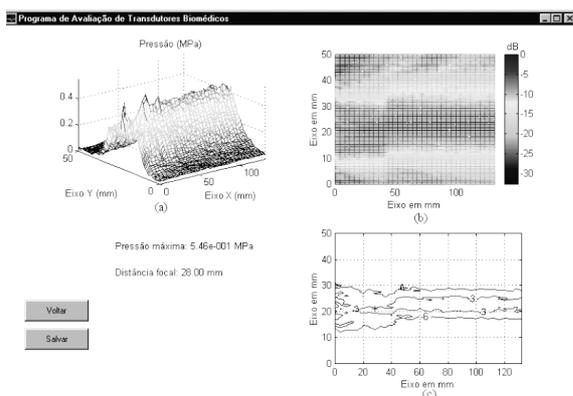
Transdutor	Marca	Aplicação	Geometria	Frequência	$\lambda$ (mm)	Dimensões
CT19EL	AEROTECH	Doppler	Circular	1,9 MHz	0,81	19 mm
Apodizado	-	-	Circular	2,7 MHz	0,57	10 mm
Pulsonic-02	KW	Fisioterapia	Circular	1,0 MHz	1,54	40 mm
Sonolayer	TOSHIBA	Imagem	Retangular	3,75 MHz	0,41	-

**Módulo Mapeamento** - Este módulo tem por objetivo apresentar os mapeamentos realizados em um determinado transdutor. É dividido em dois sub-módulos, denominados *plano XY* e *plano YZ*, destinados, cada qual, à leitura de um plano específico do transdutor. Nestes sub-módulos são realizadas as leituras, respectivamente, dos arquivos \*.xy e \*.yz, onde estão salvas as informações dos mapeamentos dos respectivos planos do transdutor analisado.

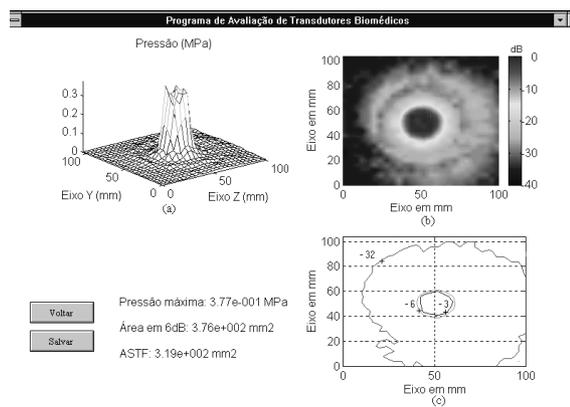
Os dados referentes ao ganho e a sensibilidade utilizados no conjunto amplificador + hidrofone são fornecidos ao *software* pelo operador.

Quando da análise do plano YZ, a janela de resultados apresenta o gráfico obtido do mapeamento e as curvas de nível em -3 dB e -6 dB, conforme exemplo na Figura 9. Quando da análise do plano XY, a janela de resultados apresenta o gráfico obtido do mapeamento, as curvas de nível em -3 dB e -6 dB, a área da região de -6 dB do feixe do transdutor e o valor da área da seção transversal do feixe ( $A_{STF}$ ) do transdutor analisado, conforme exemplos nas Figuras 10 e 11.

**Módulo Área Efetiva** - Este módulo tem por objetivo calcular a área de radiação efetiva ( $A_{RE}$ ) de um transdutor analisado. Para o cálculo de  $A_{RE}$  é necessá-



**Figura 9.** (a) Mapeamento do campo acústico sobre o plano perpendicular à face do transdutor Pulsonic-02 (KW). (b) Mapeamento interpolado em dB, visto de cima. (c) Curvas de nível representando as regiões de -6 dB e -3 dB, respectivamente. Esta tela é obtida a partir do módulo *Mapeamento*, sub-módulo *Plano XY*. **Figure 9.** (a) Acoustic field mapped perpendicular to the face of the Pulsonic-02 (KW) transducer. (b) Interpolated mapping, in dB, seen from top. (c) Contours representing -6 dB and -3 dB regions, respectively. This window came from *Mapeamento*, *Plano XY*.

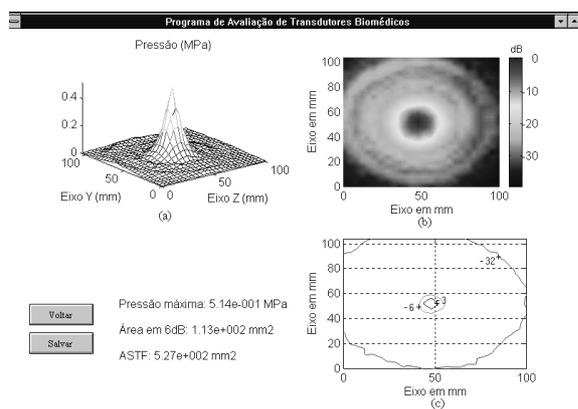


**Figura 10.** (a) Mapeamento interpolado do campo acústico sobre o plano paralelo à face do transdutor Pulsonic-02 (KW), a 10 mm da face. (b) Mapeamento interpolado em dB, visto de cima. (c) Curvas de nível representando as áreas de -32 dB, -6 dB e -3 dB, respectivamente. Esta tela é obtida a partir do módulo *Mapeamento*, sub-módulo *Plano YZ*. **Figure 10.** (a) Acoustic field mapped parallel to the face of Pulsonic-02 (KW) transducer, 10 mm from the face. (b) Interpolated mapping, in dB, seen from top. (c) Contours representing -32 dB -6 dB e -3 dB regions, respectively. This window came from *Mapeamento*, *Plano YZ*.

rio conhecer os quatro valores de  $A_{STF}$ , nos quatro planos mapeados. Esses valores são obtidos a partir do sub-módulo *Plano YZ*, que fornece o valor de  $A_{STF}$  para o plano analisado. Os valores de  $A_{STF}$  são guardados para posterior cálculo de  $A_{RE}$ . Ao escolher a opção *Área Efetiva*, o valor de  $A_{RE}$  é calculado e o resultado é apresentado num gráfico com a regressão linear determinada a partir dos quatro valores de  $A_{STF}$ .

### Resultados

O protocolo foi testado, inicialmente, nos 4 transdutores apresentados na Tabela 2. A título de ilustração, da Figura 8 à figura 11, são apresentados os resultados obtidos com o transdutor de fisioterapia.



**Figura 11.** (a) Mapeamento interpolado do campo acústico sobre o plano paralelo à face do transdutor Pulsonic-02 (KW), a 80 mm da face. (b) Mapeamento interpolado em dB, visto de cima. (c) Curvas de nível representando as áreas de -32 dB, -6 dB e -3 dB, respectivamente. Esta tela é obtida a partir do módulo *Mapeamento*, sub-módulo *Plano YZ*. **Figure 11.** (a) Acoustic field mapped parallel to the face of Pulsonic-02 (KW) transducer, 80 mm from the face. (b) Interpolated mapping, in dB, seen from top. (c) Contours representing -32 dB -6 dB e -3 dB regions, respectively. This window came from *Mapeamento*, *Plano YZ*.

**Tabela 3.** Resultados individuais de mapeamentos realizados em datas diferentes usando os transdutores Tx1 e Tx2. UA - Unidade Arbitrária. **Table 3.** Experimental results obtained in different occasions with transducers Tx1 and Tx2. UA means Arbitrary Unit.

Parâmetros	Tx1		Tx2	
	Medição 1	Medição 2	Medição 1	Medição 2
Pressão máxima (UA)	1,53	1,32	1,69	1,50
ASTF (cm <sup>2</sup> )	7,66	7,18	4,31	4,15

O software apresenta, também, uma janela com o resultado da regressão linear das quatro áreas e os resultados de  $A_{STF}$  do cálculo da área de radiação efetiva ( $A_{RE}$ ), da razão de não-uniformidade e o valor do coeficiente de regressão linear Q, que define o tipo de feixe.

O protocolo foi utilizado, também, na análise do desempenho dos parâmetros do feixe acústico de equipamentos de ultra-som para fisioterapia, operando em clínicas e hospitais do Rio de Janeiro (ISHIKAWA, 2000).

### Discussão e Conclusão

A contribuição deste trabalho consiste na automatização dos procedimentos e a definição de um protocolo para a aquisição dos parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos.

#### Alguns pontos que caracterizam este trabalho são:

1. A possibilidade de se determinar o ponto de máxima intensidade do campo acústico automaticamente;
2. A possibilidade da análise de transdutores de diagnóstico e fisioterapia em apenas um programa;
3. Disponibilidade de um *software* amigável para a apresentação gráfica dos mapeamentos realizados sobre o feixe;
4. Cálculo dos parâmetros geométricos e das intensidades, de forma transparente para o usuário.
5. Tempo médio para a avaliação dos parâmetros do feixe de um transdutor de ultra-som para fisioterapia de aproximadamente 6 horas, desde a montagem do sistema até a geração do relatório.
6. Os resultados individuais de testes realizados em dias diferentes não são exatamente os mesmos. Porém, as variações que ocorrem não comprometem o resultado final da avaliação. Os resultados de dois mapeamentos de um plano paralelo à face de um transdutor de fisioterapia podem ser vistos na Tabela 3.

Essas características simplificam um futuro treinamento do executor do protocolo e a análise dos resultados, pontos importantes quando se deseja realizar, de forma sistemática, a aquisição de parâmetros para a avaliação do feixe de vários transdutores ultra-sônicos.

## Agradecimentos

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

## Referências

- ABNT - NBR / IEC 1689, 1998, "Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequência de 0,5 MHz a 5 MHz"
- AIUM, 1992, "Acoustic Output Measurement and Labeling Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment"
- Bernstein, P. L., 1997, *Desafio aos deuses: a fascinante história do risco*, Editora Campus, Rio de Janeiro.
- Button, V. L. S. N., 1998, "Efeitos da Polarização Não-uniforme de Cerâmicas Piezoelétricas no Campo de Transdutores de Ultra-som", Tese de Doutorado, FEEC/UNICAMP.
- Dias, A. C. L. e Leocádio, M. P., 1994, *Sistema de Mapeamento Computadorizado - SMAP*, Projeto Final, UFRJ/DEE, Rio de Janeiro.
- Harris, G. R., 1985, "A Discussion of Procedures for Ultrasonic Intensity and Power Calculations from Miniature Hydrophone Measurements", *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 11, n. 6, p. 803-817.
- Hekkenberg, R. T., Reibold, R., Zeqiri, B., 1994, "Development of Standard Measurement Methods for Essential Properties of Ultrasound Therapy Equipment", *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 20, n. 1, p. 83-98.
- IEC - 1161, 1992 "Specification for Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0.5 MHz to 25 MHz".
- Ishikawa N. M., 2000, "Avaliação de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia Segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira da Normas Técnicas", Tese de Mestrado, PEB/COPPE/UFRJ.
- Kinsler, L. E., FREY, A. R., Coppens, A. B. e Sanders, J. V., 1982, *Fundamentals of acoustics*, Third Edition, John Wiley & Sons, New York, USA.
- Monteiro Jr, J. A., 1999, "Protocolo de Ensaio para a Avaliação da Qualidade de Imagens de Equipamentos de Ultra-som Diagnóstico", Tese de Mestrado, PEB/COPPE/UFRJ.
- Proaño Apolo, G. V., 1987, "Mapeamento Computadorizado do Campo Acústico Ultra-sônico", Tese de Mestrado, PEB/COPPE/UFRJ.
- Ruggiero, M. A. G., Lopes, V. L. R., 1988, *Cálculo Numérico: Aspectos Teóricos e Computacionais*, McGraw Hill.

