

AVALIAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO DE UM TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO
COM TRÊS CERÂMICAS PIEZOELÉTRICAS DE 3 MHz APLICADO EM
FISIOTERAPIA

Abílio de Oliveira Cardoso

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D. Sc.

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph. D.

Prof. João Carlos Machado, Ph. D.

Rodrigo Pereira Barretto da Costa-Félix, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2008

CARDOSO, ABÍLIO DE OLIVEIRA.

Avaliação do Campo Acústico de um Transdutor Ultra-Sônico com Três Cerâmicas Piezoelétricas de 3MHz Aplicado em Fisioterapia [Rio de Janeiro] 2008.

X, 86 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M. Sc., Engenharia Biomédica 2008).

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE.

1. Mapeamento de Campo Acústico
2. Transdutor com Três Cerâmicas

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

A Vida é como um filme,
onde nós somos o Diretor e o Ator Principal,
por isso depende de nós se a Vida vai ser
um Terror, uma Comédia, uma Aventura ou
um Romance, mas devemos garantir que o
Filme tenha sempre um *Final Feliz*.

Abilio Cardoso

Agradecimentos

Ao LUS que é “*A Escola da Vida*”

Ao Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira que é “*O Paizão*” desta que é “*A Grande Família*” do LUS.

Ao Prof. Marcos Antônio von Krüger que não é “*O Professor Aloprado*” e sim um “*Adorável Professor*”.

Ao Prof. João Carlos Machado que sempre me refiro “*Ao Mestre com carinho*” porque sei que é “*O Poderoso Chefão*”.

Ao Prof. Marcelo Duarte pela “*Proposta Indecente*” que me fez sobre fazer “*A Prova*” de Mestrado.

Ao Edgar Taka pela força que veio do “*Meu Companheiro*” de “*Chinatown*”.

Ao Augusto Prado pela “*Mente Brilhante*” ao desenvolver o programa que fortaleceu “*A Rede*”.

Ao Elyr e Hatus que são “*A Dupla Dinâmica*” do laboratório.

Ao Júlio pelo espírito “*Gladiador*” que sempre demonstrou no laboratório.

Ao André V. Alvarenga pelo “*Golpe de Mestre*” em indicar os ensaios no Inmetro.

Ao Luis E. Maggi pelos “*Embalos de Sábado a Noite*” que tivemos no LUS.

A Lorena que sempre “*Evita*” discussão no laboratório.

Ao Amauri de Jesus Xavier pelo “*Apoio Tático*”.

Ao Valmir que sempre me ajudou com seu “*Coração Valente*”.

A Advice por ser “*A Firma*” que viabilizou “*O Desafio*”.

Aos meus pais que são a “*Matrix*” de tudo.

A minha irmã Estela que é a “*Mulher Maravilha*”.

Às minhas filhas, Nathália, Alessandra e Jéssica, que para mim são “*As Panteras*”

A minha adorada esposa Sheila, que sempre será “*Uma Linda Mulher*”.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para que “*O Risco*” desta “*Conquista*” fosse “*Abaixo de Zero*”.

A Graduação de Engenharia Química foi minha “*Missão Impossível I*”

A Graduação de Engenharia Eletrônica foi minha “*Missão Impossível II*”

Agora o Mestrado em Engenharia Biomédica é minha “*Missão Impossível III*”

(Ainda bem que não lançaram a Missão Impossível IV)

Espero que o “*Efeito Colateral*” desta dissertação faça as pessoas deixarem de agir como “*Robot*” e que após o “*Day After*” da defesa eu possa dizer que “*Eu Sou a Lenda*” que comprova que “*A Vida é Bela*”.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AValiação DO CAMPO ACÚSTICO DE UM TRANSDUTOR ULTRA-SÔNICO
COM TRÊS CERÂMICAS PIEZOELÉTRICAS DE 3 MHz APLICADO EM
FISIOTERAPIA

Abilio de Oliveira Cardoso

Março/2008

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O uso terapêutico do ultra-som tornou-se uma prática bem estabelecida na área da reabilitação. Mais recentemente, o ultra-som tem-se tornado popular em aplicações dermato-funcionais na área de estética. A grande variedade de aplicações e técnicas propostas não encontra contrapartida em termos de níveis de segurança confiáveis. Este é o caso dos transdutores com três elementos circulares propostos para acelerar o tratamento, assumindo que o aumento da área de exposição aumenta o aporte dos efeitos benéficos do ultra-som. Este tipo de transdutor já se encontra em uso, apesar de inexistir metodologia para se estimar sua área de radiação efetiva. Este trabalho propõe a avaliação de três parâmetros de um transdutor com três elementos circulares de 3 MHz: área efetiva de radiação, a relação de não uniformidade do feixe e o tipo de feixe. O resultado demonstrou que a área da secção transversal do feixe à face do transdutor ($A_{STF}(0)$) é, aproximadamente, três vezes a $A_{STF}(0)$ de cada elemento. Isto é uma indicação de que o transdutor de 3 elementos poderia ter o efeito do uso de três transdutores individuais.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.).

ACOUSTIC FIELD EVALUATION OF A THREE ELEMENT ULTRASONIC
TRANSDUCER OF 3 MHz APPLIED TO PHYSIOTHERAPY

Abílio de Oliveira Cadoso

March/2008

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The therapeutical use of ultrasound became a well established practice in the rehabilitation area. Recently, ultrasound is also becoming popular for dermatofunctional applications in the area of aesthetics. The variety of proposed applications and techniques is not followed by reliable safety levels. One example is the case of the transducer with three circular elements proposed as a way of accelerating the treatment assuming that by widening the area of exposure the beneficial effects of ultrasound are more available. Such kind of transducer is already in practice despite the inexistence of a method for the estimating its effective radiation area. The subject of the present work was a first evaluation of three parameters of a three elements transducer of 3 MHz: the effective radiation area, the beam nonuniformity ratio and the classification of the beam as convergent, collimated or divergent. As a result it was determined that the beam cross-sectional area (BCSA) of such transducer oscillates around three times the area of each element. Thus, in a first approach, this transducer can be thought as working like three individual ones.

Sumário

Capítulo 1. Introdução	1
1.1. Objetivo geral	2
1.1.1. Objetivos Específicos	3
Capítulo 2. Revisão Bibliográfica	4
2.1. Técnicas de Aplicação do Ultra-Som em Terapia	4
2.2. Efeitos Biológicos do Ultra-som	5
2.2.1. Efeito Térmico	5
2.2.2. Efeito Mecânico	6
2.3. Evolução das Normas aplicadas ao uso de ultra-som em fisioterapia	7
Capítulo 3. Transdutores e Normatização	10
3.1. Transdutores Ultra-sônicos	10
3.2. Principais Parâmetros dos Transdutores para fisioterapia	11
3.2.1. Definições dos parâmetros para transdutores de aplicação terapêutica.	11
3.2.2. Área de Radiação Efetiva e Tipo de Feixe	12
3.2.3. Relação de não Uniformidade do Feixe	16
Capítulo 4. Sistemas de Medição	18
4.1. Hidrofonos Ultra-sônicos	19
4.1.1. Sensibilidade do hidrofone	19
4.1.2. Diâmetro efetivo	20
4.2. Tanque acústico	20
4.2.1. Sistema de posicionamento	21
4.3. Medição da pressão acústica	21
4.4. Medição de potência acústica	22

Capítulo 5. Materiais	24
5.1. Laboratórios	24
5.1.1. Laboratório de Ultra-Som (LUS)	24
5.1.2. Laboratório de Ultra-Som (LABUS)	25
5.2. Equipamento de Ultra-som	25
5.3. Transdutores ultra-sônicos	26
5.3.1. Transdutor Mono-elemento	26
5.3.2. Transdutor com 3 cerâmicas	27
Capítulo 6. Metodologia	29
6.1. Varredura geral do campo acústico no LUS da PEB -COPPE/UFRJ	29
6.1.1. O Software SIMCAUS	31
6.1.2. Osciloscópio TDS-3014B	31
6.1.3. Hidrofone	31
6.1.4. Gerador de Sinal e Amplificador	32
6.2. Sistema de Mapeamento do Feixe Acústico do Laboratório do LABUS no INMETRO	33
Capítulo 7. Resultados	37
7.1. Visualização do efeito da irradiação sobre uma placa termocromática	37
7.2. Mapeamento do campo Acústico de um transdutor (transdutor 3T) com 3 cerâmicas piezoelétricas de 3 MHz	39
7.3. Medição do campo acústico do transdutor com 1 cerâmica	46
7.4. Medição do campo acústico do transdutor com 3 cerâmicas	49
7.4.1. Transdutor T Padrão	50
7.4.2. Transdutor T0	55
7.4.3. Transdutor T1	57
7.4.4. Transdutor T2	59

Capítulo 8.	Discussão	61
Capítulo 9.	Conclusão	64
Capítulo 10.	Referências Bibliográficas	65
Capítulo 11.	Apêndice	68
11.1.	Sistema de Mapeamento de Campo Acústico - SIMCAUS	68
11.2.	Programa Supervisório	69
11.3.	Circuito Eletrônico com microcontrolador	70
11.4.	Drivers e Motores de Passo	70
11.5.	Programa Supervisório	72
11.5.1.	Osciloscópio Tektronix TDS 3014B	73
11.5.2.	Observações	75
11.5.3.	Modos de Varredura	76
11.5.4.	“Joystick”	84
11.5.5.	Gráficos	85
11.5.6.	Gera Gráficos	86

Lista de Símbolos:

a_l	Raio efetivo do elemento ativo do transdutor
A_{STF}	Área da seção transversal do feixe acústico
$A_{STF}(0)$	Área da seção transversal do feixe extrapolada à face do transdutor
c	Velocidade do som
ERA	Área de radiação efetiva de um transdutor
fc	Frequência central de trabalho acústico
F_{ac}	Fator de conversão para converter $A_{STF}(0)$ para ERA
I_e	Intensidade efetiva do feixe
I_m	Intensidade máxima temporal
$Imemt$	Intensidade média espacial – média temporal
$Ipemt$	Intensidade pico espacial – média temporal
k	Número de ondas
m	Gradiente de regressão linear para um conjunto de medições da área de seção transversal do feixe em quatro planos de medição
$M_L(f)$	Sensibilidade de um hidrofone com carga de terminação
P	Potência de saída de um transdutor
Q	Coefficiente de regressão linear
R_{NF}	Relação de não uniformidade do feixe acústico
s	Tamanho do passo para uma varredura
U	Tensão da carga de terminação de um hidrofone
Z	Distância da face do transdutor a um ponto especificado no eixo de alinhamento do feixe acústico
Z_N	Distância do último máximo axial da face do transdutor
λ	Comprimento de onda ultra-sônica

Capítulo 1. Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde, “*saúde é um estado de completo bem estar físico, mental e social e, não meramente a ausência de doença e enfermidade*”. Esta afirmação também reforça a idéia de que a saúde é um direito humano fundamental.

A radiação ultra-sônica é um recurso amplamente utilizado em Fisioterapia para tratamento de enfermidades do sistema músculo-esquelético, alterações do tecido conectivo e outros, com o objetivo de diminuir a dor, reduzir a inflamação e melhorar a amplitude de movimento, (McDIARMID e BURNS,1987).

Nos últimos anos, o ultra-som (US) tem sido aplicado em um novo ramo da fisioterapia denominado dermato-funcional, que se dedica a tratamentos pré e pós-cirúrgicos, assim como procedimentos relacionados à estética.

O equipamento de ultra-som consiste basicamente de um gerador de sinais elétricos (contínuos ou pulsáteis) acoplado a transdutor piezoelétrico (também conhecido como cabeçote aplicador) que converte a energia elétrica em mecânica (onda ultra-sônica).

A intensidade ultra-sônica que os aparelhos comerciais de ultra-som fornecem pode variar de 0,1 a 3,0 W/cm², numa faixa de freqüências entre 0,5 e 5,0 MHz. Alguns equipamentos operam apenas no modo contínuo, enquanto outros em modos contínuo e pulsado. Os níveis de intensidade ultra-sônica utilizados são altos o suficiente para poderem gerar efeitos biológicos adversos, em detrimento dos benefícios esperados.

Na área Dermato-funcional, geralmente utiliza-se o ultra-som com freqüências de 3 e 5 MHz, que produzem efeitos mais superficiais, pois a atenuação é mais elevada (DYSON, 1985).

Tendo em vista o uso seguro de equipamentos de fisioterapia, atenção especial deve ser dada ao tempo de exposição dos tecidos durante a aplicação do US. Por esta razão, equipamentos de fisioterapia por ultra-som são dotados de um circuito temporizador, para limitar o período de exposição do paciente, prevenindo assim eventuais danos às estruturas irradiadas decorrentes de longas exposições a altas intensidades.

Para determinar o tempo de aplicação, divide-se a área a ser tratada pela área do cabeçote, sendo o tempo máximo de aplicação de 15 minutos. Os cabeçotes aplicadores comerciais mais comuns possuem uma área de face em torno de 5 cm². Recentemente,

surgiu no mercado um aparelho de ultra-som com cabeçote de área em torno de 35 cm², de modo a reduzir o tempo de aplicação.

O aumento da área de face de um transdutor implica a elaboração de uma estratégia de construção: ou se aumenta o tamanho do elemento piezoelétrico (cerâmica) único ou se colocam vários elementos num mesmo cabeçote. A opção mais viável adotada atualmente é a colocação de três cerâmicas, já que a cerâmica única representa desafios tecnológicos adicionais (manuseio mais delicado, dificuldade de colagem homogênea, menor vida útil). Note-se que isto é mais crítico para as frequências maiores (3 e 5 MHz).

O tratamento fisioterápico, para ser eficaz, deve ser realizado com segurança e exatidão quanto a intensidade, frequência e duração da aplicação. Portanto, para evitar que danos teciduais ou tratamentos ineficazes acarretem prejuízos para o paciente e para o profissional, há a necessidade de calibração dos equipamentos (LLOYD e EVANS, 1988; PYE, 1996; AIUM, 1994).

O parâmetro essencial para segurança biológica é a intensidade irradiada. Esta é obtida como resultado da relação entre a potência emitida pelo transdutor e a área de irradiação. A norma brasileira para equipamentos de US para fisioterapia (NBR-IEC 61689) define esta área como uma “área de radiação efetiva” (*ERA – Effective Radiation Area*) e estabelece como deve ser estimada, no caso de transdutores mono-elementos. Não há, entretanto, norma aplicável diretamente aos novos transdutores com três cerâmicas, apesar de permanecer a necessidade de avaliação do feixe deste tipo de transdutor.

Neste trabalho buscou-se caracterizar o feixe de transdutores com três elementos piezoelétricos e propor uma metodologia de cálculo da *ERA*, a partir da extensão dos conceitos contidos na norma NBR-IEC 61689.

1.1. Objetivo geral

O objetivo deste trabalho foi avaliar o feixe de transdutores de fisioterapia com três cerâmicas piezoelétricas de ultra-som a 3 MHz, baseado a norma NBR- IEC 61689.

1.1.1. Objetivos Específicos

Avaliar os seguintes parâmetros: tipo de feixe (Q), razão de não-uniformidade do feixe acústico (R_{NF}) e área de radiação efetiva (ERA).

Capítulo 2. Revisão Bibliográfica

Neste capítulo será feita uma revisão nos temas principais relacionados ao trabalho: conceitos básicos do uso do ultra-som em fisioterapia; efeitos biológicos que podem ser causados pelo uso inadequado do ultra-som; e histórico da normalização.

2.1. Técnicas de Aplicação do Ultra-Som em Terapia

O ultra-som fisioterapêutico é geralmente aplicado no tratamento de lesões em tecidos moles, para a aceleração da cicatrização, no tratamento de edemas, em lesões ósseas, em articulações e em distúrbios circulatórios (TER HAAR *et al.*, 1985).

Existem várias técnicas para a aplicação do ultra-som no tratamento fisioterápico. Este pode ser realizado diretamente sobre a pele, utilizando um gel de acoplamento (para regiões de fácil acesso), ou com bolsas de água ou com imersão em banheira de água (para regiões de difícil acoplamento, como tornozelos e cotovelos). Durante a aplicação, o transdutor pode permanecer fixo em uma posição (técnica da cabeça estacionária), ou ser movido continuamente (técnica da cabeça em movimento (TER HAAR, 1985)).

DOCKER *et al.* (1982) observaram que um acoplamento adequado tem as seguintes propriedades: promove lubrificação entre a pele e o cabeçote, permite alta transmissão e viscosidade (deslizamento) e não forma bolhas de ar (o que aumentaria a atenuação). Ainda observaram que alguns tipos de gel para eletrocardiograma podem danificar o cabeçote. Os agentes mais usados são os géis, óleos e cremes, dos quais existe uma grande variedade.

Quando a pele está lesionada, a técnica por contato direto com o gel pode ser inapropriada devido à dor e à sensibilidade à pressão exercida pelo cabeçote. A técnica por imersão na água nestes casos é recomendada, uma vez observados os procedimentos para controle de infecção. Podem ser usadas também almofadas de gel estéril quando há lesões e ferimentos na pele. Os equipamentos disponíveis no mercado apresentam grande variedade, mas, em geral, são pequenos e leves o suficiente para serem transportáveis. Fornecem intensidade média-espacial média-temporal (*Imemt*) de até 3 W/cm², numa faixa de frequência de 0,75 a 5 MHz. A frequência utilizada durante uma sessão é definida em função da profundidade da lesão a ser tratada. Frequências mais altas são utilizadas para lesões mais superficiais.

O cabeçote deve ser movimentado lenta e continuamente durante o tratamento, para se obter uma exposição mais uniforme e reduzir a possibilidade de exposição do tecido a ondas estacionárias que podem diminuir o fluxo sanguíneo e danificar os vasos (PATRICK, 1966).

A técnica estacionária para o posicionamento do cabeçote é contra-indicada, por promover um superaquecimento, principalmente nos pontos quentes (regiões do feixe com intensidade local muito alta), uma diminuição ou interrupção do fluxo sanguíneo (DYSON, 1985; DYSON, 1987; TER HAAR *et al.*, 1987; NUSSBAUM, 1996).

A literatura é controversa quanto à eficácia da terapia por ultra-som. Um estudo mais detalhado da mesma demonstra que o problema principal reside no fato de não se ter, até o momento, constatação científica irrefutável, já que praticamente todos os trabalhos experimentais têm limitações metodológicas sérias, sendo a mais comum delas, a não calibração dos equipamentos de ultra-som (US) (SÁ *et al.*, 2006).

2.2. Efeitos Biológicos do Ultra-som

Em se tratando de aplicação de radiação em seres humanos, há sempre a preocupação com os efeitos biológicos, não só sob o aspecto de benefícios promovidos pela terapia, mas também pelos potenciais danos que possa causar. De forma didática, os efeitos biológicos dividem-se em dois tipos, o térmico e o mecânico.

2.2.1. Efeito Térmico

O aquecimento de tecidos biológicos expostos ao ultra-som é um fato irrefutável. Uma intensidade I absorvida pelo tecido biológico causa um aumento de temperatura T que varia com uma taxa apresentada na Equação 2.1 (MILLER, 1991):

$$\frac{dT}{dt} = \frac{2\alpha I}{\rho \cdot c_v} \quad \text{Equação 2.1}$$

onde α é o coeficiente de absorção, c_v é o calor específico do tecido e ρ é a densidade do tecido.

A absorção, conversão de energia mecânica gerada pelo US nos tecidos em calor, é a propriedade que gera ao aumento da temperatura (FISH, 1990). Quando a taxa de energia absorvida por uma determinada região do tecido excede sua capacidade de dissipar o calor, a temperatura local tende a aumentar. Porém, outras características influenciam na variação da temperatura durante a exposição de tecidos ao ultra-som

(AIUM, 1993), como é o caso da atenuação, velocidade do som no tecido, a impedância acústica e a estrutura anatomo-fisiológica já que estas características modificam a distribuição espacial da energia acústica no tecido. Outro parâmetro seria a condutividade térmica que poderia influenciar o campo térmico gerado.

Características como as dimensões do transdutor, frequência, varredura, potência, frequência de repetição de pulso, duração do pulso, tempo de exposição e forma de onda do pulso, também influenciam neste processo.

As maiores temperaturas tendem a ocorrer na região entre a entrada do feixe de US no tecido e o foco (PRESTON, 1991). Devido a essa variedade de características e fatores que influenciam na variação da temperatura, foram criados Índices Térmicos para auxiliar na avaliação dos possíveis efeitos biológicos. Índice Térmico ou TI (*Thermal Index*) é uma razão adimensional utilizada para estimar o aumento da temperatura em determinados tipos de tecidos biológicos (WFUMB, 1992). Os índices são estimados a partir da modelagem de cada tecido específico. Assim, TI pode ser definido como a razão entre a potência acústica emitida e a potência requerida para aquecer um determinado tecido de 1 °C (ECURS, 1996).

2.2.2. Efeito Mecânico

Como toda onda mecânica, o ultra-som gera uma pressão no meio por onde passa. Essa pressão de radiação age sobre os tecidos biológicos e produz efeitos mecânicos.

O foco principal de ação dos efeitos mecânicos são as estruturas contendo gases, que podem entrar num processo oscilatório, quando expostas a quaisquer frequências (no caso de tecidos biológicos, frequências da ordem de MHz). A oscilação de corpos gasosos pode ser considerada um caso especial do fenômeno conhecido como cavitação. A cavitação é a geração de microbolhas, que tendem a oscilar, expandindo-se e contraindo-se, levando à fadiga das estruturas que as cercam, e em casos mais extremos, à destruição celular, processos hemorrágicos, bem como à geração de radicais livres (MILLER, 1991). A esta oscilação contínua se chama cavitação estável.

Já a cavitação instável provoca o crescimento progressivo da bolha, a cada ciclo de rarefação/compressão, culminando com o colapso das bolhas. Este fenômeno pode produzir danos, desintegrando localmente os tecidos e induzindo a produção de radicais livres, devido ao aumento da pressão e temperatura local (DYSON, 1987).

Para a mensuração dos possíveis efeitos biológicos de origem mecânica durante o uso do ultra-som, foi estabelecido o Índice Mecânico, ou MI (*Mechanical Index*) conforme Equação 2.2.

$$MI = \frac{P_{r,3}}{\sqrt{f_c}} \quad \text{Equação 2.2}$$

onde $P_{r,3}$ é o pico de pressão de rarefação em MPa, medido no ponto de maior intensidade do campo acústico, corrigida por 0,3 dB/cm, que corresponde a uma estimativa da pressão no tecido biológico e f_c é a frequência central em MHz (AIUM/NEMA, 1992). Este índice é uma tentativa de indicar a probabilidade de ocorrer processos de origem mecânica nos tecidos, em particular a cavitação (ECURS, 1996).

2.3. Evolução das Normas aplicadas ao uso de ultra-som em fisioterapia

Protocolos para a calibração de equipamentos de US para Fisioterapia são relatados na literatura há quase 40 anos, começando por KOSSOFF (1962). Em 1963, foi publicada a primeira norma em Fisioterapia a IEC 150 - *Measurement of Ultrasound Physiotherapy Therapeutic Equipment*, que descreve um método para testar e medir a intensidade do equipamento de US terapêutico. Os parâmetros propostos pela IEC 150 são: frequência, potência acústica, intensidade, tipo de saída, tipo de feixe, fator de operação, período no modo pulsátil e área efetiva. As técnicas de medição são antigas e algumas não têm a descrição do procedimento.

A IEC 601-2-5 foi publicada em 1984, contendo prescrições particulares para segurança em equipamentos de ultra-som para terapia que devem ser utilizados inclusive para a fabricação, e em 1997, foi publicada no Brasil, pela Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, segundo a denominação NBR-IEC 601-2-5, norma de segurança particular para ultra-som, que é aplicada na certificação de aparelhos de ultra-som.

Em 1987 foi criada uma substituição para a IEC 150, devido a falta de descrição das técnicas de medição e também por não contemplar todos os ensaios necessários a avaliação de ultra-som. Como resultado de um estudo apoiado pela Comunidade Européia, foi elaborada a norma IEC 61689, publicada em outubro de 1996 e no Brasil, em março de 1998, pela ABNT, segundo a denominação NBR-IEC 61689, Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz.

Para medir a intensidade é necessário obter-se a potência média, através da balança, e a área efetiva de radiação. A determinação da área efetiva de radiação de equipamentos de fisioterapia pode ser obtida pela técnica *baffle* (IEC 150 de 1963) e pela técnica de varredura por hidrofone (NBR-IEC 61689). Ambas definem métodos diferentes de medição, e com isto diferentes áreas de radiação são determinadas para o mesmo cabeçote. Neste estudo foi utilizada a técnica de varredura por hidrofone segundo a norma NBR-IEC 61689.

A vibração da superfície da cerâmica gera um campo difratado que, por sua vez, produz um feixe cuja área não coincide com a área geométrica da cerâmica. Devido ao fato do elemento ser circular espera-se que o feixe tenha uma simetria em torno do eixo de radiação (HEKKENBERG *et al.*, 1986).

O valor correto da *ERA* é de extrema importância, uma vez que normalmente se mede a potência acústica e a partir daí, a intensidade acústica é calculada pela relação entre a potência acústica medida e a *ERA*. O valor medido para *ERA* pode diferir consideravelmente daquele fornecido pelo fabricante (FYFE e PARNELL, 1982; BLY *et al.*, 1989).

BLY *et al.* (1989) determinaram a área de radiação efetiva (*ERA*) de 17 transdutores de fisioterapia. O aparato utilizado era composto de um tanque acústico com dimensões internas de 460 mm x 460 mm x 750 mm. O sistema de movimentação permitia um passo mínimo de 0,08 mm. O hidrofone utilizado tinha um diâmetro de 0,6 mm. O artigo discute a metodologia proposta, pelo FDA, na Norma *Radiation Safety Performace Standard. Ultrasound Therapy Products. Title 21, Part 1050* (1979), para o cálculo da *ERA*. Ela é definida como a área de radiação que contém todos os pontos para os quais a intensidade ultra-sônica é igual ou maior que 5% da intensidade pico espacial da superfície. A superfície irradiante efetiva era determinada a 5 mm da face do transdutor.

BLY *et al.* (1989) observaram que a dependência da determinação de um único ponto de máximo na superfície irradiante, para o cálculo de *ERA*, é um ponto crítico na metodologia. Com a medição da área de radiação efetiva sendo realizada próximo da face do transdutor (5 mm), a determinação de um único ponto de pressão máxima torna-se extremamente difícil, pois na região de campo próximo, variações na temperatura, a presença de “pontos quentes”, ou regiões de pressão local muito alta, e a possibilidade de cavitação tendem a dificultar a determinação de um único ponto de máximo. Estas características levam a instabilidade dessa metodologia.

Este problema levou HEKKENBERG *et al.* (1994) a proporem uma nova metodologia de cálculo da *ERA*, sendo a mesma determinada a partir de uma regressão linear para os valores de 4 áreas da seção transversal do feixe a determinadas distâncias específicas da face do transdutor.

Esta metodologia é a adotada pela Norma “Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequência de 0,5 MHz a 5 MHz” - ABNT – NBR- IEC 61689 (1998).

A recomendação do FDA apresenta uma metodologia diferente para a determinação da *ERA*. Para avaliar as duas metodologias recomendadas pela FDA e pela IEC 61689, HEKKENBERG *et al.* (1994), avaliaram 48 transdutores de fisioterapia. Concluíram que os valores da *ERA* (FDA) eram 27% maiores do que a *ERA* (IEC), embora existam variações dependendo do cabeçote. Em alguns casos a *ERA* (IEC) excedeu a *ERA* (FDA) em aproximadamente 12%.

A faixa de frequência normalmente utilizada situa-se entre 1 MHz e 3 MHz. Essas ondas acústicas são transmitidas aos tecidos e os atravessam com diferentes velocidades. Esta, por sua vez, é função da densidade e da elasticidade do tecido, como pode-se observar na Equação 2.3.

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad \text{Equação 2.3}$$

onde K ($\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$) é o módulo de elasticidade do tecido e ρ é (kg.m^{-3}) a sua densidade.

O presente trabalho teve como base a norma NBR-IEC 61689, Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz.

Capítulo 3. Transdutores e Normatização

Neste capítulo serão apresentados os conceitos teóricos necessários à compreensão dos parâmetros que serão avaliados no feixe de um transdutor ultra-sônico, bem como as definições e procedimentos gerais descritos nas Normas para esta avaliação.

3.1. Transdutores Ultra-sônicos

O transdutor é o componente principal do equipamento de ultra-som em Fisioterapia, pois contém o elemento piezoelétrico responsável pela geração da onda mecânica a partir dos sinais elétricos. Em geral, estes elementos são cerâmicas de PZT (Titanato Zirconato de Chumbo) e suas variações. Cada pastilha de PZT possui uma frequência de ressonância característica, determinada por sua composição e geometria, e um diagrama de radiação específico definido por uma relação entre o diâmetro da pastilha e o comprimento da onda emitida.

Na construção do transdutor, a espessura da pastilha é o fator determinante da sua frequência de operação. Porém, como existem pequenas variações de pastilha para pastilha, é necessário sintonizar o circuito de excitação para cada transdutor de forma a maximizar a eficiência do equipamento.

As camadas de acoplamento acústico e de retaguarda (*backing*) são utilizadas para seu melhor rendimento dentro da aplicação para a qual será destinado. No caso de transdutores utilizados para equipamentos de fisioterapia, onde o interesse é maximizar a potência acústica gerada, a maior parte da energia é transmitida durante uma aplicação, não sendo necessária a minimização da duração do pulso. Logo, nestes transdutores, se utiliza o ar como *backing*, (Figura 3.1, conforme KOSSOFF, 1962).

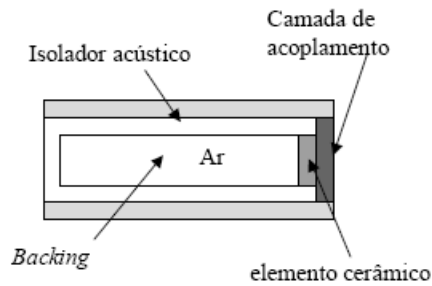


Figura 3.1 – Diagrama básico da montagem de um transdutor ultra-sônico circular construído utilizando-se *backing* de ar.

3.2. Principais Parâmetros dos Transdutores para fisioterapia

A norma NBR-IEC 61689 contempla ensaios realizados em transdutores circulares, não fazendo menção a outros tipos de transdutores. Não foi encontrado nenhum trabalho que abordasse ensaios em transdutores com mais de uma cerâmica, provavelmente porque estes transdutores começaram a ser utilizados após a publicação da Norma. Assim, como não há nenhuma norma específica para esse tipo de transdutor, a metodologia utilizada foi baseada na Norma NBR-IEC 61689 e no trabalho de ALVARENGA *et al.* (2001), que a aplicou no levantamento de parâmetros para avaliação de campos acústicos de transdutores ultra-sônicos biomédicos.

Os valores entre parênteses representam a tolerância, admitida pela Norma, entre o valor medido e aquele indicado pelo fabricante, sendo os principais apresentados abaixo.

- Área de radiação efetiva, ERA , do cabeçote aplicador ($\pm 20\%$).
- Relação de não-uniformidade do feixe, R_{NF} , ($\pm 30\%$).
- Tipo de feixe: convergente, colimado ou divergente.
- Intensidade efetiva ($\pm 20\%$).
- Intensidade máxima do feixe.
- Frequência ultra-sônica de trabalho ($\pm 10\%$).
- A relação entre a potência de saída temporal e a potência de saída ($\pm 5\%$).

3.2.1. Definições dos parâmetros para transdutores de aplicação terapêutica.

- Área de Radiação Efetiva (ERA): Área da seção transversal do feixe extrapolada para a face frontal do transdutor, $A_{STF}(0)$, multiplicada por um fator de conversão

adimensional, *Fac*. A A_{STF} (Área da Seção Transversal do Feixe) é a área mínima de um plano especificado perpendicular ao eixo de alinhamento do feixe, no qual a potência acústica é 75% da potência acústica contendo sinal entre 0 e -32 dB em relação ao sinal máximo.

- Razão de Não-uniformidade do Feixe (R_{NF}): Relação entre o quadrado da pressão acústica eficaz máxima e a média espacial do quadrado da pressão acústica eficaz, onde a média espacial é tomada sobre a área de radiação efetiva.
- Tipo de feixe: Determinado através do coeficiente de regressão linear (Q): obtido pela relação entre o gradiente da regressão linear (m), de 4 valores de A_{STF} , e o valor de A_{STF} (0), que classificam o tipo de feixe como Colimado, Convergente ou Divergente.
- Intensidade efetiva (I_e): Definida como a razão entre a potência de saída (P) e a área de radiação efetiva (ERA). Esta intensidade não pode ultrapassar $3\text{W}/\text{cm}^2$. Conforme Equação 3.1.

$$I_e = \frac{P}{ERA} \quad \text{Equação 3.1}$$

- - Intensidade máxima do feixe (I_M): produto entre Relação de Não Uniformidade do Feixe (R_{NF}) e potencia de saída (P) dividido pela área de radiação efetiva (ERA). Conforme Equação 3.2.

$$I_M = \frac{(R_{NF} \cdot P)}{ERA} \quad \text{Equação 3.2}$$

3.2.2. Área de Radiação Efetiva e Tipo de Feixe

Para a determinação de área de radiação efetiva, ERA , relação de não uniformidade do feixe, R_{NF} , tipo de feixe e conseqüentemente da intensidade acústica efetiva, o ponto de partida consiste no mapeamento do feixe acústico. Para isso, normalmente utiliza-se um tanque acústico (contendo água destilada e preferencialmente controlado por computador), e um hidrofone, (de agulha ou membrana) com raio da superfície ativa, r , satisfazendo $r < \lambda$, (HEKKENBERG *et al.*, 1994), sendo λ o comprimento de onda. Após o alinhamento do feixe ultra-sônico gerado pelo cabeçote com o sistema de mapeamento, realiza-se uma varredura ao longo do eixo central do feixe, para determinar posição Z_N (último máximo axial de pressão)

que corresponde à posição onde termina o campo próximo (zona de Fresnel) e inicia o campo distante (zona de Fraunhofer), conforme a Figura 3.2.

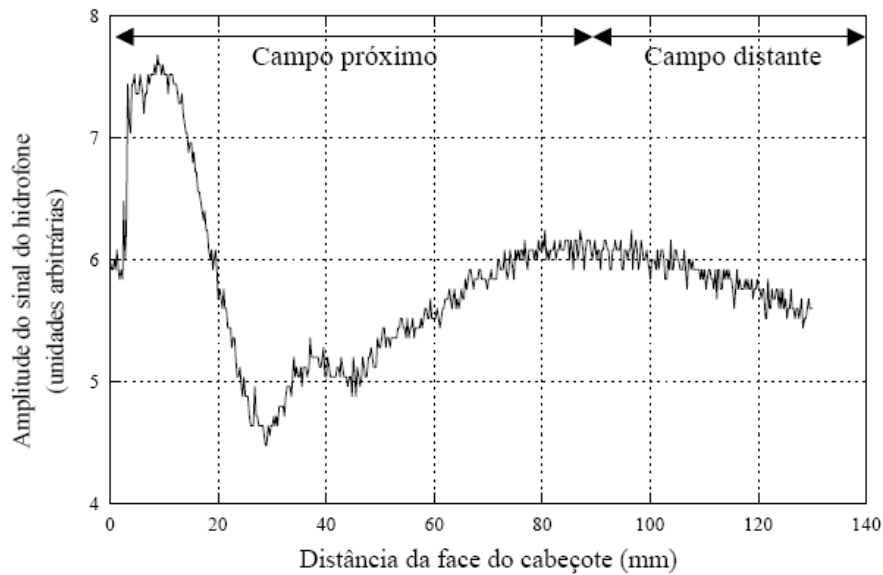


Figura 3.2 – Mapeamento no eixo central do feixe, para determinar o último máximo de pressão (Z_N). Transdutor com $Z_N = 8,7$ cm.

O processo de determinação da *ERA* envolve, primeiramente, a medição da área da seção transversal do feixe, A_{STF} , em quatro planos perpendiculares ao feixe e distantes da face do cabeçote de $Z1$, $Z2$, $Z3$ e $Z4$, (Figura 3.3) cujos valores são determinados de acordo com os seguintes critérios da Norma NBR-IEC 61689:

Para $Z_N \geq 8,0$ cm, então:

$$Z1 = 1,0 \text{ cm}, Z2 = 2,0 \text{ cm}, Z3 = 4,0 \text{ cm}, Z4 = 8,0 \text{ cm}.$$

Para $4,0 \text{ cm} < Z_N < 8,0$ cm, então:

$$Z1 = 1,0 \text{ cm}, Z2 = 1,0 + [(Z_N - 1,0) / 3] \text{ cm}, Z3 = 1,0 + 2 [(Z_N - 1,0) / 3] \text{ cm}, \\ Z4 = Z_N;$$

Para $Z_N \leq 4,0$ cm, então:

$$Z1 = 0,5 \text{ cm}, Z2 = 0,5 + [(Z_N - 0,5) / 3] \text{ cm}, Z3 = 0,5 + 2 [(Z_N - 0,5) / 3] \text{ cm}, \\ Z4 = Z_N.$$

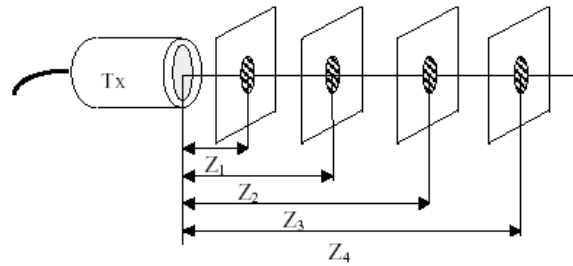


Figura 3.3 – Quatro planos perpendiculares ao feixe e distantes da face do cabeçote para medição da área da seção transversal do feixe, A_{STF} .

Em cada plano de mapeamento, os limites de varredura devem ser suficientemente amplos tal que o nível do sinal do hidrofone em qualquer parte externa à região varrida seja pelo menos 26 dB abaixo do sinal de pico de tensão neste plano.

Entretanto, para cabeçotes com $Z_N \leq 130$ mm, o nível do sinal que exceder os limites da varredura global deve ser de pelo menos 32 dB abaixo do sinal do pico, conforme a Norma. Para manter uma exatidão melhor do que 2 %, o número de pontos de varredura que contribuem para a medição do A_{STF} deve ser de, pelo menos, 100 (Figura 3.4) . Para obter informação de simetria do feixe, uma varredura quadrada de 50 por 50 pontos é a mais apropriada (NBR-IEC 61689, e HEKKENBERG, 1994).

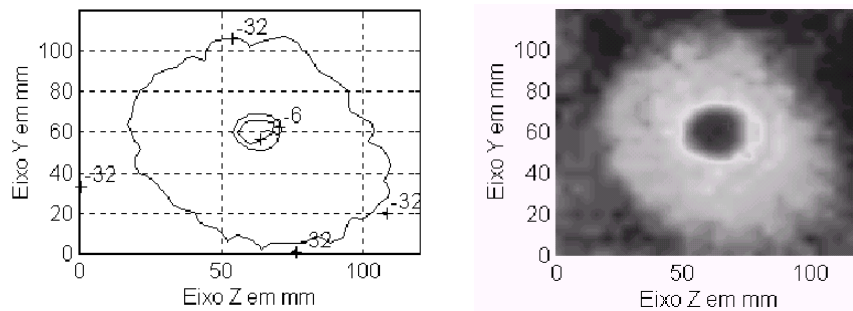


Figura 3.4 – Mapeamento no plano ZY , perpendicular ao feixe, para a determinação de A_{STF} (MACEDO *et al.*, 2003).

Em cada um dos planos, os dados do mapeamento são analisados para determinar a área da seção transversal do feixe (A_{STF}) que corresponde a uma área mínima no plano de varredura sobre a qual 75% da potência acústica irradiada pelo transdutor está dentro da área delimitada por A_{STF} . Sua determinação é obtida com a realização das seguintes etapas:

1) Os valores de amplitude do sinal de pressão medido pelo hidrofone ao quadrado, U_i^2 , são ordenados em ordem decrescente; sendo $1 < i < N$ onde N é o número total de pontos do plano varridos pelo hidrofone.

2) Procura-se um valor para n tal que satisfaça a Equação 3.3:

$$\sum_{i=1}^n U_i^2 \leq 0,75 \sum_{i=1}^N U_i^2 \leq \sum_{i=1}^{n+1} U_i^2 \quad \text{Equação 3.3}$$

De posse do valor n , então A_{STF} é calculado como o produto de n por s^2 , sendo s o tamanho do passo da varredura. Conforme Equação 3.4

$$A_{STF} = n \cdot s^2 \quad \text{Equação 3.4}$$

onde s^2 é a unidade de área do mapeamento calculada a partir do quadrado do passo utilizado no mapeamento.

Da regressão linear aplicada aos 4 valores de A_{STF} obtidos para as posições Z1, Z2, Z3 e Z4 resulta o A_{STF} para $Z = 0$, $A_{STF}(0)$, conforme Figura 3.5. O coeficiente angular (m) da reta de regressão linear A_{STF} versus distância (cm), fornece por sua vez, o coeficiente de regressão linear, Q , ($Q = m / A_{STF}(0)$) utilizado conforme a NBR-IEC 61689, para a classificação do feixe em:

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

Abaixo a título de exemplificação é apresentado o cálculo de A_{STF0} e Q a partir valores de A_{STF} (206,5; 222,5; 239,5 e 255,5) obtidos experimentalmente :

$$Y = A_{STF}(0) + mX = 207 + 6,4 X \quad \text{Equação 3.5}$$

então:

$$Q = \frac{m}{A_{STF}(0)} = \frac{6,4}{207} = 0,03 \quad \text{Equação 3.6}$$

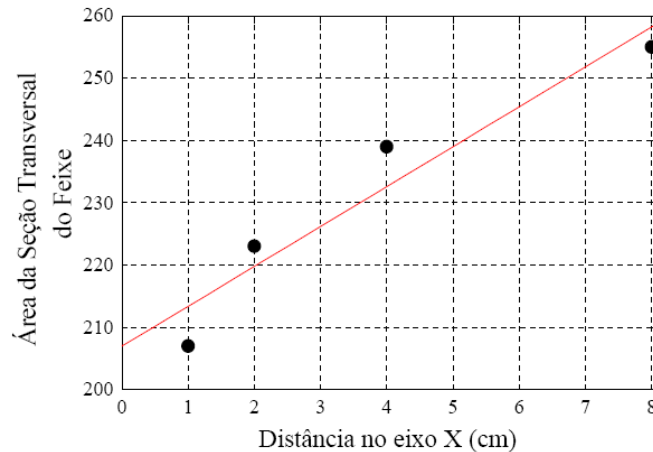


Figura 3.5 – Exemplo de curva de regressão linear considerando as quatro áreas de A_{STF} , para determinação do $A_{STF}(0)$ ($2,07 \text{ cm}^2$), ERA ($2,81 \text{ cm}^2$), R_{NF} ($2,99$) e Q ($0,03$) obtido do programa ATUS - Avaliação de Transdutores Ultra-sônicos (Alvarenga, 1999).

O raio efetivo do cabeçote, a (em cm) é obtido a partir da Equação 3.7:

$$\pi \cdot a_1^2 + (0,0305 k \cdot A_{STF}(0) \cdot a_1) - 2,58 \cdot A_{STF}(0) = 0 \quad \text{Equação 3.7}$$

onde $k = 2\pi / \lambda$ é o número de onda.

O F_{ac} é um fator de conversão cujo valor depende do produto k por a_1 , onde:

$$F_{ac} = \begin{cases} 1,354 & k \cdot a_1 > 40 \\ 2,58 - 0,0305 k \cdot a_1 & k \cdot a_1 \leq 40 \end{cases} \quad \text{Equação 3.8}$$

De posse do F_{ac} e $A_{STF}(0)$ a ERA é calculada como sendo:

$$ARE = F_{ac} \cdot A_{STF}(0) \quad \text{Equação 3.9}$$

3.2.3. Relação de não Uniformidade do Feixe

A distribuição do feixe ultra-sônico produzido por um cabeçote aplicador terapêutico é não-uniforme por natureza. Além dessa característica natural, detalhes da construção e operação do cabeçote aplicador podem produzir “pontos quentes”, ou regiões de pressão local muito alta, que podem resultar em aquecimento excessivo em pequenas regiões do tecido tratado, provocando efeitos prejudiciais ao paciente. Os transdutores terapêuticos não são projetados para prover tratamentos altamente localizados de tecido, por isso os transdutores contemplados pela Norma são planos. (NBR-IEC 61689).

O parâmetro R_{NF} é definido como a relação entre a intensidade de pico espacial - média temporal, I_{pemt} , e a intensidade média espacial - média temporal, I_{memt} , num plano perpendicular ao feixe. Seu cálculo se faz através da seguinte expressão:

$$R_{NF} = \frac{I_{pemt}}{I_{memt}} = \frac{U_{sp}^2 \cdot ERA}{\sum_{i=1}^N U_i^2 \cdot \Delta s^2} \quad \text{Equação 3.10}$$

onde: U_{sp} = valor máximo do sinal de pressão fornecido pelo hidrofone no espaço;
 Δs = passo da varredura.

O termo no denominador da equação representa a potência irradiada pelo cabeçote e determinada sobre um dos planos usados para o cálculo de A_{STF} . Em princípio, esse valor deveria ser invariante em relação à distância entre o plano de varredura e a face do cabeçote. Na prática, utiliza-se um valor médio calculado para os quatro planos de varredura situados em $Z1$, $Z2$, $Z3$ e $Z4$.

Normalmente, R_{NF} deve estar na faixa de 3 a 7, mas alguns transdutores podem ter um $R_{NF} > 8$ e nesses casos podem ser considerados como tendo um alto R_{NF} . Para efeitos de segurança, a NBR-IEC 61689 recomenda um $R_{NF} < 8$.

Segundo HEKKENBERG (1998), um valor de 2 é considerado razoável. O valor limite de oito tem sido identificado na Norma pelas seguintes razões:

- Em fisioterapia ultra-sônica a dose (saída, duração e frequência) utilizada é baseada em um feixe ultra-sônico que comporta-se seguindo as expectativas teóricas. No entanto o cálculo da dose para um tratamento é atualmente difícil de definir. Um R_{NF} no valor de 8 e com I_{memt} de 3 W/cm^2 , resulta em uma intensidade pico espacial média temporal, I_{pemt} de 24 W/cm^2 , que é um valor alto e pode provocar efeitos biológicos adversos.
- Os fisioterapeutas não necessitam de um transdutor focalizado. Neste, o R_{NF} facilmente excederia o valor de 8.
- Para a determinação da relação de não uniformidade do feixe, sob condições normais de ensaio, os métodos de ensaio resultam em uma incerteza da medição de $\pm 15\%$ (com o nível de confiança de 95%) (NBR-IEC 61689, 1998).
- A intensidade máxima do feixe é determinada pela razão entre o produto da R_{NF} do feixe pela potência medida e a ERA .

Capítulo 4. Sistemas de Medição

No campo ultra-sônico existem grandezas que variam em função de duas variáveis: espaço e tempo. Exemplos são a pressão, a densidade e o deslocamento das partículas, além das suas derivações temporais e espaciais, tais como velocidade da partícula e gradiente de pressão, condensação e temperatura. Desta forma, com relação as grandezas do campo ultra-sônico, uma distinção deve ser feita entre os parâmetros primários, que são medidos diretamente, e outras quantidades que podem ser estimadas através de cálculos (DUCK, 1991).

Existem diferentes métodos para medição de energia do campo ultra-sônico, de sua intensidade e de grandezas derivadas, que podem ser divididos em três grupos principais: métodos que medem pressão acústica, força de irradiação e temperatura (GUIRRO & SANTOS, 1997). Dos três métodos apresentados, a pressão pode ser medida diretamente utilizando o hidrofone, a força de irradiação pode ser medida utilizando a balança de radiação e a temperatura pode ser medida utilizando sensores térmicos (DUCK, 1991). Apesar de existirem variados métodos, o mais utilizado é a balança de radiação, que mede a potência total de saída.

A carência de métodos acessíveis, de fácil manuseio, para avaliar o desempenho dos equipamentos de ultra-som para Fisioterapia, conduz a uma desinformação a respeito da periodicidade com que estes aparelhos devem ser calibrados (MACEDO *et al.*, 2003).

A medição dos parâmetros citados em metrologia deve ser realizada como rotina para possibilitar uma correta utilização do equipamento, prevenindo, dessa forma, tratamentos inadequados ocasionados pelas alterações das intensidades emitidas pelos equipamentos. Deve-se salientar que, além da adoção das Normas pelo país, é necessário uma mudança da cultura por parte dos usuários e um maior esclarecimento quanto à importância de se adotarem procedimentos metrológicos para a aferição e calibração sistemática de equipamentos ultra-sônicos (GUIRRO & SANTOS, 1997).

4.1. Hidrofonos Ultra-sônicos

Com o avanço tecnológico no processo de construção e materiais utilizados, a técnica baseada no hidrofone mostrou-se a mais completa para analisar várias características do campo acústico de transdutores ultra-sônicos.

Assim, quando o seu objetivo é determinar o valor da pressão acústica do campo ultra-sônico, o mesmo deve ser calibrado (ECURS, 1994).

Um hidrofone é um dispositivo piezoelétrico destinado à medição das características espaciais e temporais de um campo acústico na água em pontos determinados. Ele deve ser projetado para gerar o mínimo possível de perturbação no campo de modo a fornecer uma réplica não distorcida da forma de onda da pressão acústica local. Um requisito importante para um hidrofone é ser calibrado na faixa de frequência de interesse, permitindo assim o conhecimento da pressão acústica do campo em função da tensão elétrica em sua saída. O fator utilizado para converter a tensão elétrica proveniente do hidrofone em pressão acústica é conhecido como sensibilidade, $M_L(f)$.

Recomenda-se utilizar hidrofonos fabricados a partir do polímero piezoelétrico PVDF (Fluoreto de Polivinilideno), pois sua resposta em frequência é bastante plana na faixa de interesse (1 a 20 MHz) (AIUM, 1992).

Os diâmetros dos elementos piezoelétricos, para os hidrofonos comerciais podem ser encontrados na faixa dos 1 mm a 0,075 mm.

A seguir, as características básicas de um hidrofone para medição de campos acústicos serão detalhadas.

4.1.1. Sensibilidade do hidrofone

Segundo a Norma AIUM / NEMA (1992), a sensibilidade do hidrofone, $M_L(f)$, quando utilizada em um campo de onda contínua (CW) com uma determinada frequência, é definida pela Equação 4.1:

$$M_L(f) = \frac{v}{p} \left[\frac{V}{Pa} \right] \quad \text{Equação 4.1}$$

onde v é a amplitude de tensão elétrica obtida nos terminais do hidrofone ou do conjunto (hidrofone + amplificador) e p é a amplitude da onda de pressão acústica em campo livre, isto é, a pressão acústica existente no campo sem o hidrofone.

4.1.2. Diâmetro efetivo

É importante que o diâmetro do elemento efetivo do hidrofone seja pequena o suficiente comparado com o comprimento de onda e com as dimensões do feixe acústico evitando que, durante a leitura, o mesmo interfira no campo (HARRIS, 1988).

As Equações 4.2 e 4.3 (AIUM, 1992) podem ser utilizadas como critério para a escolha do diâmetro efetivo do hidrofone (d_e):

$$d_e < \frac{\lambda \cdot z}{2d_s} \quad \text{se} \quad \frac{z}{d_s} \geq 1 \quad \text{Equação 4.2}$$

e

$$d_e < \frac{\lambda}{2} \quad \text{se} \quad \frac{z}{d_s} < 1 \quad \text{Equação 4.3}$$

onde d_s é o diâmetro da fonte (caso não seja circular, sua maior dimensão), z é a distância entre hidrofone e fonte e λ é o comprimento de onda.

Quando os critérios das duas equações acima não forem satisfeitos, o diâmetro efetivo do hidrofone é considerado muito grande e isso acarretará uma promediação espacial do sinal de amplitude de pressão medido.

Pela norma IEC 61689, para as medições de área de radiação efetiva (*ERA*) devem utilizar um hidrofone de agulha, com elemento ativo de Fluoreto de Polivinilideno (PVDF) ou de piezocerâmica (PZT). O raio máximo efetivo (*a.máx*) do hidrofone utilizado para as medições de ser tal que:

- *a.máx.* $\leq 0,5 \text{ mm}$, se a frequência de trabalho acústica for menor ou igual a 3 MHz.
- *a.máx.* $\leq 0,3 \text{ mm}$, se a frequência de trabalho acústica for maior que 3 MHz.

4.2. Tanque acústico

As características básicas do tanque acústico, (AIUM, 1992), são: as dimensões devem ser grandes o suficiente para permitir a excursão do hidrofone na região de interesse do feixe analisado e garantir que os sinais provenientes de reflexões das ondas acústicas em suas paredes sejam os menores possíveis. Caso seja necessário, o fundo do tanque, bem como suas paredes internas, devem ser cobertas com material que absorva as ondas acústicas para evitar reflexões indesejadas. A água com a qual o tanque acústico é preenchido deve ser destilada, degaseificada e estar a uma temperatura de $22 \text{ }^\circ\text{C} \pm 3 \text{ }^\circ\text{C}$.

4.2.1. Sistema de posicionamento

O aparato para posicionar e movimentar o hidrofone dentro do tanque acústico deve ser tal que permita sua movimentação nos três eixos ortogonais. Os eixos Z e Y devem estar perpendiculares em relação ao eixo do feixe de transmissão do transdutor e o eixo X deve estar paralelo ao eixo do feixe de transmissão do transdutor.

O sistema deve ser capaz de proporcionar a rotação do hidrofone através de ângulos medidos sobre um eixo que seja paralelo ao eixo Y e passe através do centro do elemento ativo do hidrofone (AIUM, 1992).

4.3. Medição da pressão acústica

A Figura 4.1 ilustra o mapeamento de um feixe ultra-sônico, realizado com hidrofone por ALVARENGA (1999). Nesse caso, a aquisição dos dados utilizados na avaliação do campo acústico de transdutores ultra-sônicos é realizada a partir de um mapeamento da pressão acústica com o auxílio de um sistema de posicionamento computadorizado, onde um hidrofone varre o meio irradiado que normalmente é um volume de água dentro de um tanque. (ALVARENGA *et al.*, 2001).

Para o uso do hidrofone como método de medição do campo ultra-sônico, os órgãos internacionais especificaram as dimensões máximas eficazes para sua área de recepção, que são uma função não somente do comprimento de onda, como também das dimensões da fonte e da distância entre o transmissor e receptor.

A norma NBR-IEC 61689 (1998) determina a realização do mapeamento por varredura planar com hidrofone com, no mínimo, 31 x 31 pontos.

Discussões entre pesquisadores se relacionam com o fato de que as medidas da ERA podem diferir consideravelmente das especificadas pelos fabricantes e que o uso do hidrofone auxilia na identificação destas medidas (GUIRRO & SANTOS, 1997).

O método de avaliação do campo ultra-sônico utilizando o hidrofone fornece dados precisos sobre o perfil espacial do feixe, proporcionando ao usuário o local exato da aplicação do transdutor na área afetada.

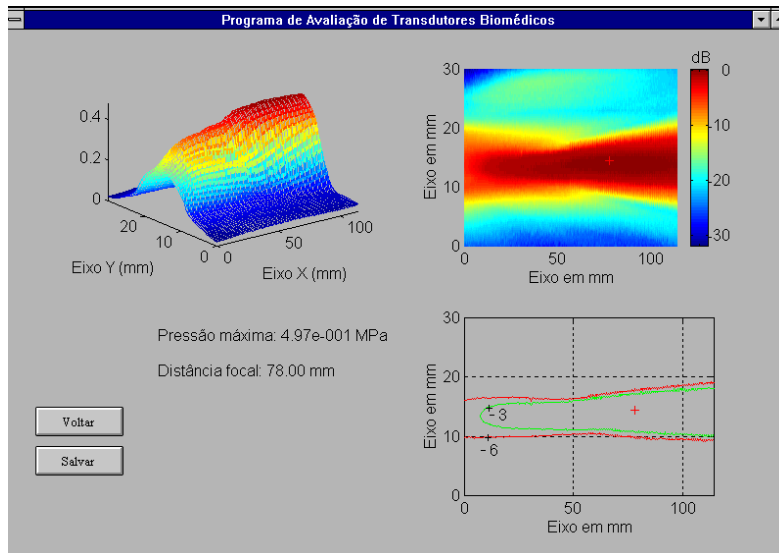


Figura 4.1 – Diagrama de um feixe ultra-sônico. (Alvarenga, 1999).

4.4. Medição de potência acústica

A balança de radiação é um método simples de medir a potência acústica de saída do transdutor podendo ser utilizada tanto para ondas contínuas, quanto para ondas pulsadas. Como este instrumento fornece os valores da potência em *watt*, a intensidade emitida pelo transdutor é calculada dividindo a potência pela área efetiva de radiação (GUIRRO & SANTOS, 1997).

A balança de radiação é construída com um recipiente com água revestido de borracha absorvente dentro do qual está contido um alvo cônico que está conectado a uma balança. Este cone apresenta um ângulo de 45° para que toda a radiação incidente reflita nas paredes onde é absorvida evitando re-irradiação do alvo. Durante a medição, o transdutor é mantido alinhado com o alvo e perpendicular ao seu ápice por uma garra acoplada a um suporte universal. Quando equipamento de ultra-som é ligado, o alvo percebe uma força proporcional a potência acústica (GUIRRO & SANTOS, 1997). A Figura 4.2 ilustra dois tipos de balanças acústicas.



Figura 4.2 – Balanças de radiação, na figura da direita pode-se observar o transdutor, a balança o suporte e o alinhamento entre o transdutor e o alvo cônico, na figura da esquerda pode-se observar um outro projeto no qual as paredes do tanque estão revestidas para evitar a re-irradiação.

Capítulo 5. Materiais

Neste capítulo são descritos os laboratórios e equipamentos utilizados para a avaliação e medição do campo acústico dos transdutores de 3 MHz com uma e com três cerâmicas.

5.1. Laboratórios

Foram desenvolvidas atividades em dois laboratórios: Laboratório de Ultra-som (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) na COPPE – Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ e o Laboratório de Ultra-som (LABUS) da Divisão de Acústica e Vibração (DIAVI) do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial – INMETRO.

5.1.1. Laboratório de Ultra-Som (LUS)

Neste laboratório foram utilizados os seguintes recursos:

- Balança de força de radiação calibrada (UPM-DT-1; Ohmic Instruments, EUA),
- Osciloscópio digital TDS 3014B (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA).
- Hidrofone tipo agulha de piezocerâmica 1mm de diâmetro, fabricado no mesmo laboratório.
- Tanque acústico (90,0 cm x 60,0 cm x 50,0 cm) com posicionadores XYZ e ‘drivers’ fornecidos pela OTIME.BRASIL.
- Placa geradora de sinal (MATEC, modelo TB 1000) montada em um computador PC.
- Blocos termocromáticos em desenvolvimento no LUS como tese de mestrado de Rejane Medeiros (para os ensaios de temperatura).
- Programa SIMCAUS – Sistema de Mapeamento de Campo Acústico de Ultra-Som desenvolvido no mesmo laboratório por Augusto Prado.
- Programa controlador da placa geradora de sinal (MATEC) para conexão com o PC.

5.1.2. Laboratório de Ultra-Som (LABUS)

Neste laboratório foram utilizadas as seguintes facilidades:

- Osciloscópio TDS 3032B (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA)
- Gerador de sinais AFG 3252 (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA)
- Hidrofone tipo agulha de filme PVDF com diâmetro de 0,2 mm fabricado por Precision Acoustics Ltd., Dorchester, Dorset, UK.
- Programa para Avaliação de Transdutores Ultra-sônicos, que implementa o protocolo de cálculo de intensidades e mapeamento do feixe, e visualização da A_{STF} desenvolvido no Inmetro.
- Tanque acústico (1,7 m x 1,0 m x 0,8 m) construído no Inmetro, com posicionadores XYZ de fabricação da Newport.

5.2. Equipamento de Ultra-som

O equipamento de ultra-som para Fisioterapia empregado foi um Ultra-Som de 3 MHz, modelo Plus, da marca ADVICE fabricado pela Ro & Su Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil, com uma faixa de intensidade de 0,20 a 3,0 W/cm². O circuito eletrônico deste equipamento é composto pelos seguintes módulos:

- Oscilador: Gera o sinal a ser aplicado ao transdutor na mesma frequência da cerâmica piezoelétrica. A forma de onda na saída do oscilador pode ser uma onda quadrada ou senoidal.
- Fonte de alimentação: Responsável pela energização de todo o circuito eletrônico e responsável pelo ajuste de potência de saída para excitação do transdutor.
- Amplificador de potência: Responsável pela transferência de potência para o transdutor.
- Módulo de controle: Esse módulo gerencia todo o equipamento.

5.3. Transdutores ultra-sônicos

5.3.1. Transdutor Mono-elemento

Este transdutor é construído com 1 cerâmica piezoelétrica PZT4 medindo 25,4 mm de diâmetro, 0,7mm de espessura e frequência de ressonância de 3MHz. Esta cerâmica é colada em uma base de alumínio (copo) com as seguintes medidas:

- Diâmetro Externo = 38 mm
- Diâmetro Interno = 32 mm
- Altura = 13 mm
- Espessura da parede (base) = 2,5 mm

O eletrodo da face anterior, que fica em contato com a parede do copo, se prolonga pela borda da cerâmica até a face oposta formando uma pequena aba de forma a facilitar a soldagem do fio terra da excitação. O eletrodo da face posterior recobre parcialmente sua superfície mantendo um espaçamento de isolamento, conforme a Figura 5.1.



Figura 5.1 - Foto detalhada do Transdutor mono-elemento apresentando a cerâmica, o copo e a cerâmica montada dentro do copo.

A conexão entre a cerâmica e o equipamento é feito com um cabo coaxial (blindado), flexível, com impedância de 75 Ohms. O processo de colagem garante que 100% da área da face anterior da cerâmica é coberta com o adesivo condutor especial de altíssima aderência e com espessura mínima.

5.3.2. Transdutor com 3 cerâmicas

Este transdutor é construído com 3 cerâmicas PZT4 cada uma com 25,4 mm de diâmetro e 0,7 mm de espessura e frequência de ressonância de 3MHz. A montagem completa com o cabo e o *plug* para conexão ao aparelho é mostrada na Figura 5.2.



Figura 5.2 – Transdutor de ultra-som com três cerâmicas montado completamente.

O copo onde as cerâmicas piezoelétricas são fixadas possui as seguintes medidas:

- Diâmetro Externo: 68 mm
- Diâmetro Interno: 62 mm
- Altura: 13 mm

A espessura da parede onde são fixadas as cerâmicas (copo) mede 2,5 mm. Esta base possui 3 rebaixos de 0,5 mm de profundidade por 27 mm de diâmetro e os rebaixos são equidistantes; conforme *figura 5.3 (a)*.

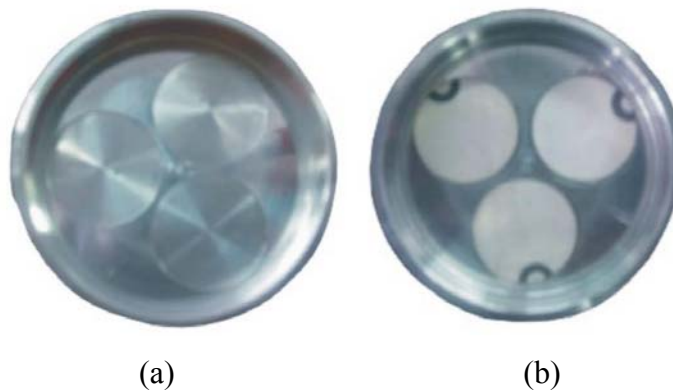


Figura 5.3 – (a) Tampa fixadora das cerâmicas com os rebaixos; (b) Cerâmicas fixadas na tampa.

Os eletrodos de cada uma destas cerâmicas apresentam a mesma configuração da cerâmica descrita no caso do mono-elemento. Observou-se entretanto que a localização destas abas pode diferir de um transdutor para outro dos utilizados nos ensaios conforme Figura 5.3 (b).

Depois de fixadas as cerâmicas, essa tampa é rosqueada no corpo do manípulo, mostrado na Figura 5.4.



Figura 5.4 – (a) Corpo do Manípulo sem o copo; (b) Transdutor montado com as cerâmicas

Capítulo 6. Metodologia

Neste capítulo são descritas a metodologia empregada na varredura geral do campo acústico para a determinação da posição dos planos de interesse e a metodologia empregada para o mapeamento destes planos.

6.1. Varredura geral do campo acústico no LUS da PEB -COPPE/UFRJ

Todo o gerenciamento da varredura e do protocolo de aquisição e tratamento de sinais é realizado pelo programa SIMCAUS (Sistema de Mapeamento do Campo Acústico de Ultra-Som) escrito em LabView (*National Instruments Corporation, Austin, TX, USA*). A movimentação do hidrofone para fazer a varredura do campo é controlada por 3 motores de passo. O transdutor que se quer estudar é fixado perpendicularmente ao centro de um dos planos e o hidrofone é movimentado de forma a efetuar a varredura 1D (segundo um único eixo, X, Y, ou Z) sendo o deslocamento máximo no eixo X de 550 mm e varredura 2D em planos transversais ou longitudinais (segundo qualquer plano, XY, YZ ou ZX).

O tanque acústico do LUS possui dimensões XYZ respectivamente de 900 x 600 x 500 mm. O sistema de posicionamento é composto por trilhos perpendiculares entre si dispostos segundo os eixos X, Y e Z. O eixo X (comprimento) é duplo, fixado em cada lado do tanque e disposto segundo a direção de sua maior dimensão. Um motor de passo localizado numa das extremidades deste eixo produz o movimento de translação no eixo Y (largura). Um segundo motor de passo localizado em uma extremidade do eixo Y produz a movimentação transversal de um suporte deslizante onde se fixa o eixo Z. Um terceiro motor fixado a uma extremidade do eixo Z movimenta verticalmente a haste em que o hidrofone é fixado, conforme a Figura 6.1.

A Figura 6.2 mostra o diagrama do sistema para aquisição dos sinais do transdutor, contendo tanque, a placa geradora e receptora de ultra-som inserida em um microcomputador e o osciloscópio digital para a aquisição do sinal captado pelo hidrofone.

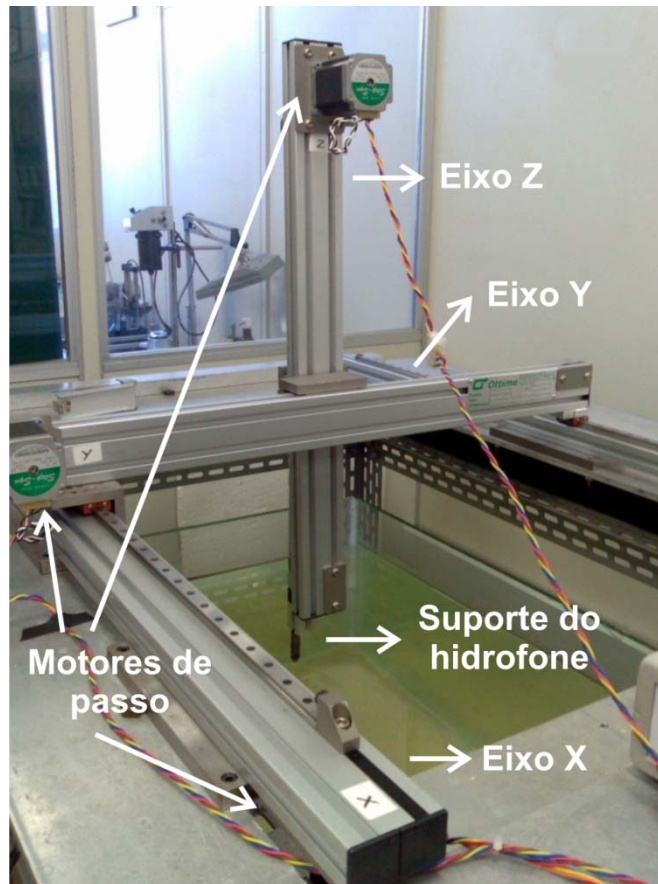


Figura 6.1 – Sistema para mapeamento do feixe acústico, contendo tanque acústico com motores de passo, eixos X, Y e Z, haste suporte do hidrofone.

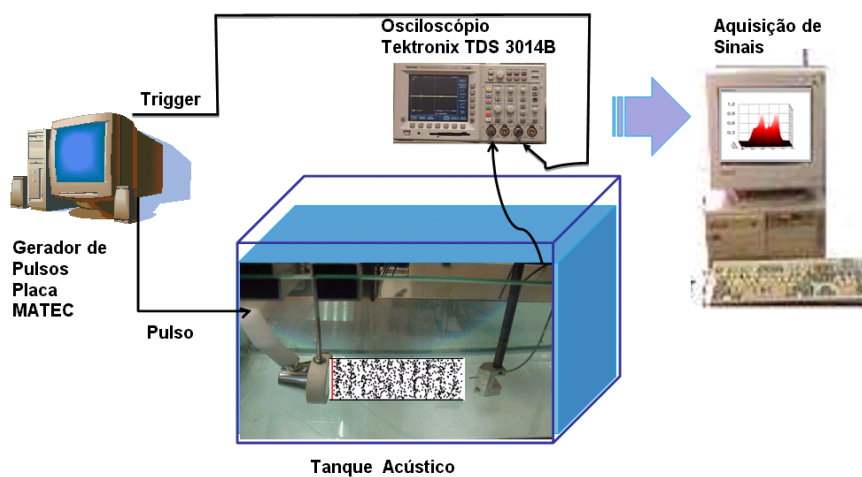


Figura 6.2 – Diagrama experimental do sistema para aquisição dos sinais do transdutor mostrando tanque, osciloscópio, microcomputador com placa MATEC e computador com programa SIMCAUS.

O passo angular mínimo do motor é de $1,8^\circ$ o que representa um passo linear mínimo $L_{\min} = 0,174$ mm. O programa SIMCAUS permite definir o tamanho de cada deslocamento com valores múltiplos de L_{\min} . A norma NBR IEC 61689 propõe a realização do mapeamento utilizando passos de até 2 mm, e neste caso foi utilizado um passo de 0,55 mm no LUS para mapear o campo acústico.

O sinal do hidrofone captado é transferido do osciloscópio via interface GPIB (*General Purpose Interface Board*) para um computador onde os dados são processados e o campo acústico apresentado em gráficos.

A posição relativa e a orientação angular do cabeçote e do hidrofone devem ser ajustadas para garantir o alinhamento entre os dois. O sistema de posicionamento não atende por completo às normas, pois não é capaz de proporcionar a rotação do hidrofone o que obriga a se fazer o alinhamento do hidrofone manualmente.

6.1.1. O Software SIMCAUS

O programa SIMCAUS (Sistema de Mapeamento do Campo Acústico de Ultra-Som), desenvolvido no PEB pelo Engenheiro Augusto Prado, é apresentado em detalhe no Apêndice 1.

6.1.2. Osciloscópio TDS-3014B

Para a aquisição dos sinais utilizou-se o osciloscópio Tektronix, modelo TD3014B, Beaverton, Oregon, USA, que apresenta como características principais frequência de amostragem na faixa de 2,5 amostras/s a 100 Mamostras/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).

6.1.3. Hidrofone

O hidrofone utilizado foi fabricado no LUS com elemento efetivo de PZT e possui área ativa com diâmetro de 1 mm o que o habilita apenas para a determinação da distribuição geral do campo e a localização do último máximo.

6.1.4. Gerador de Sinal e Amplificador

Para excitar os transdutores utilizou-se uma placa TB-1000 da MATEC, que apresenta as seguintes conexões:

- Pulse Out: Saída do sinal gerado (salvo 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 do *trigger* interno.

A saída pulse out permite a geração de uma tensão de 300 Vpp até 5 MHz e 200 Vpp 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 µs.

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. Permite também retificar o sinal recebido em onda completa ou meia-onda.

A configuração da placa, utilizada pelo software da MATEC, para realizar os mapeamentos dos planos foi:

- Frequência de excitação (*Frequency*): 3,0 MHz
- Tipo de transmissão (X/R): Tx
- Taxa de repetição do pulso (*Repetition rate*): 10,055 ms
- Largura do pulso (*Pulse width*): 12,8 µs
- Tipo de sincronismo utilizado (*Trigger*): +int
- Amplitude de excitação (Use): *High*
- Retificação do sinal (*Rectification*): *none*
- Frequência de corte superior na recepção (HPF): *none*
- Frequência de corte inferior na recepção (LPF): *none*
- Ganho dado ao sinal (*Gain*): 29,5 dB

6.2. Sistema de Mapeamento do Feixe Acústico do Laboratório do LABUS no INMETRO

O sistema de mapeamento consiste de um tanque acústico (de aço inoxidável e com uma janela de vidro) de dimensões 1,7 m x 1,0 m x 0,8 m, suficiente para a realização de diferentes ensaios (Figura 6.3). Dentro do tanque encontram-se dois suportes, um deles (fixo) onde se coloca o transdutor a ser mapeado e o outro suporte (móvel) onde o hidrofone será fixado.



Figura 6.3 – Tanque acústico de aço inoxidável e com uma janela de vidro do LABUS de dimensões 1,7 m x 1,0 m x 0,8 m (retirado de Alvarenga *et al.*, 2007).

O suporte móvel está conectado a um sistema de posicionamento que possui eixos Z e Y com excursões máximas de 300 mm, e eixo X com excursão máxima de 600 mm (*Newport Corporation, Irvine, CA, USA*) (Figura 6.4).



Figura 6.4 – Detalhe do sistema de posicionamento onde pode-se observar o suporte da haste que movimenta o hidrofone segundo os eixos X, Y e Z (INMETRO).

A resolução de cada eixo está estimada em 1,25 μm . O sistema possui ainda dois eixos de rotação, permitindo movimentações azimutais de 360° e 45° segundo os planos XY e YZ respectivamente, ambos com uma resolução de 0,01°. O hidrofone de agulha possui elemento ativo de 0,2 mm (*Precision Acoustics Ltd., Dorchester, Dorset, UK*).

Todo o sistema é controlado por um software desenvolvido no Labus, em LabVIEW (*National Instruments Corporation, Austin, TX, USA*), o qual permite controlar o movimento de todos os eixos (Figura 6.5), realizar mapeamentos 1D e 2D, paralelos ou perpendiculares à face do transdutor (Figura 6.6), bem como calcular os parâmetros essenciais para avaliação e calibração dos transdutores de ultra-som.

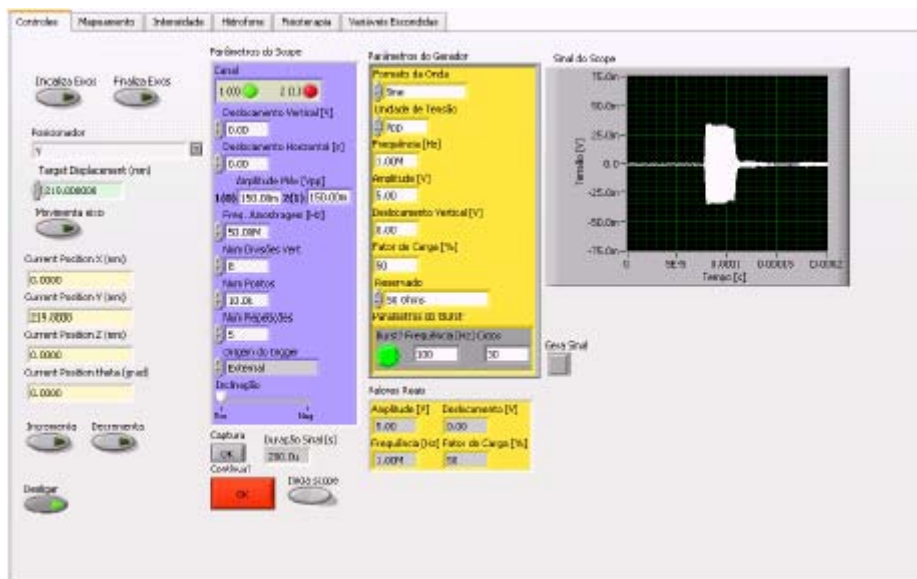


Figura 6.5 – Painel frontal do sistema que controla o gerador de funções, o osciloscópio e realiza movimentações independentes nos eixos lineares e de rotação (INMETRO).

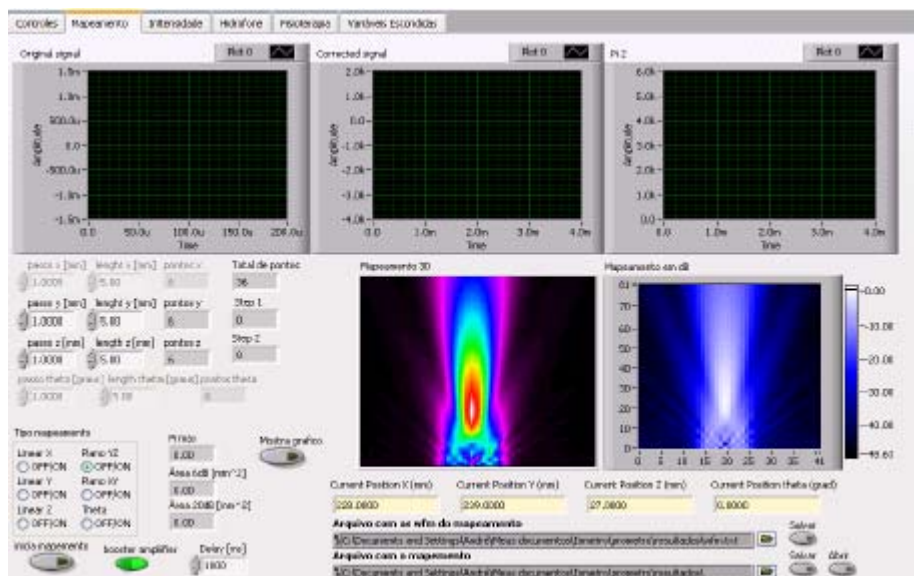


Figura 6.6 – Painel frontal utilizado para programar mapeamentos perpendiculares (YZ) e paralelos (XY) a face do transdutor (INMETRO).

O software possui, ainda, um módulo dedicado à determinação e avaliação dos parâmetros apontados pela norma NBR-IEC 61689.

Nos ensaios determinou-se a ERA de cinco transdutores, com 3 (três) cerâmicas de ultra-som de 3 MHz e um transdutor com 1 (uma) cerâmica de ultra-som de 3 MHz. Os transdutores foram excitados utilizando-se salvas de senóide de 20 ciclos, amplitude de 5 Vpp, frequência central de 3 MHz.

O sinal de excitação foi obtido com um gerador de função arbitrária AFG 3252 (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA), e os sinais captados pelo hidrofone foram digitalizados por um osciloscópio TDS 3032B (Tektronix, Beaverton, Oregon, USA) (Figura 6.7). A frequência de amostragem foi de 50 Mamostras/s, média coerente de 32 amostras e número de pontos igual a 10K.

Os transdutores foram mapeados com passo de 1,0 mm em quatro planos paralelos à face, contemplando o protocolo para determinar a A_{STF} , ERA, R_{NF} , e Q conforme descrito anteriormente.

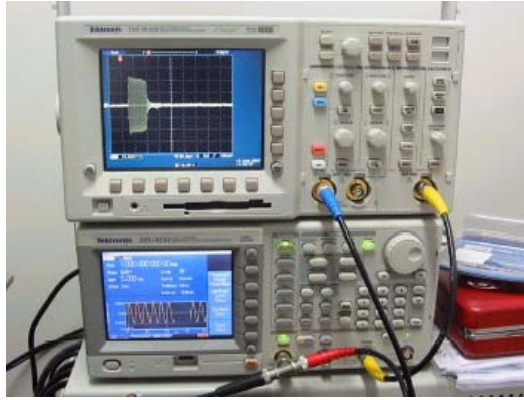


Figura 6.7 – Detalhe do osciloscópio (acima) e do gerador de funções arbitrárias (abaixo) utilizados no sistema de medição. Observa-se a salva de senóides e os parâmetros da mesma (retirado de Alvarenga *et al.*, 2007).

Capítulo 7. Resultados

Neste Capítulo são apresentados os resultados das medições realizadas nos transdutores, para os seguintes parâmetros: mapeamento acústico; área de radiação efetiva do transdutor com três e com uma cerâmica; relação de não uniformidade do feixe e o tipo de feixe.

7.1. Visualização do efeito da irradiação sobre uma placa termocromática

Uma simples visualização do efeito da irradiação ultra-sônica sobre uma placa de epoxi carregada com partículas termocromáticas foi realizada para averiguar se as três cerâmicas estavam irradiando e se haveria diferença entre elas. Foi montado um experimento muito simples.

O experimento foi realizado em um transdutor (transdutor 3T) com três cerâmicas de 3MHz com diâmetro de 2,54 cm cada cerâmica e com um aparelho de ultra-som da empresa Advice, durante 2 minutos, com uma intensidade nominal de $2,0 \text{ W/cm}^2$ e fotografado a cada 10 segundos até completar 1 minuto e após, 90 segundos e 120 segundos, conforme as Figura 7.1 e 7.2.

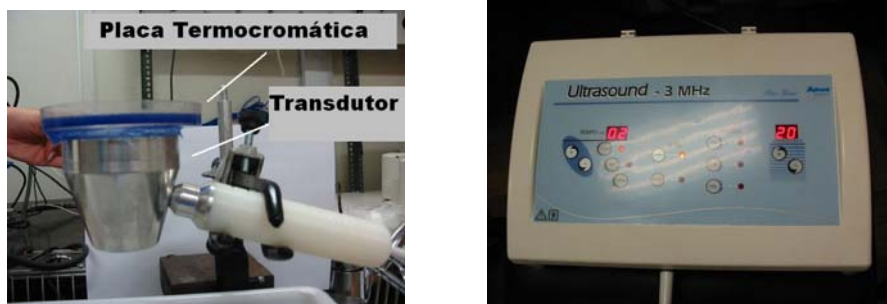


Figura 7.1 – Posição da placa monocromática sobre o transdutor 3T, com 3 cerâmicas e o aparelho de ultra-som de 3MHz.

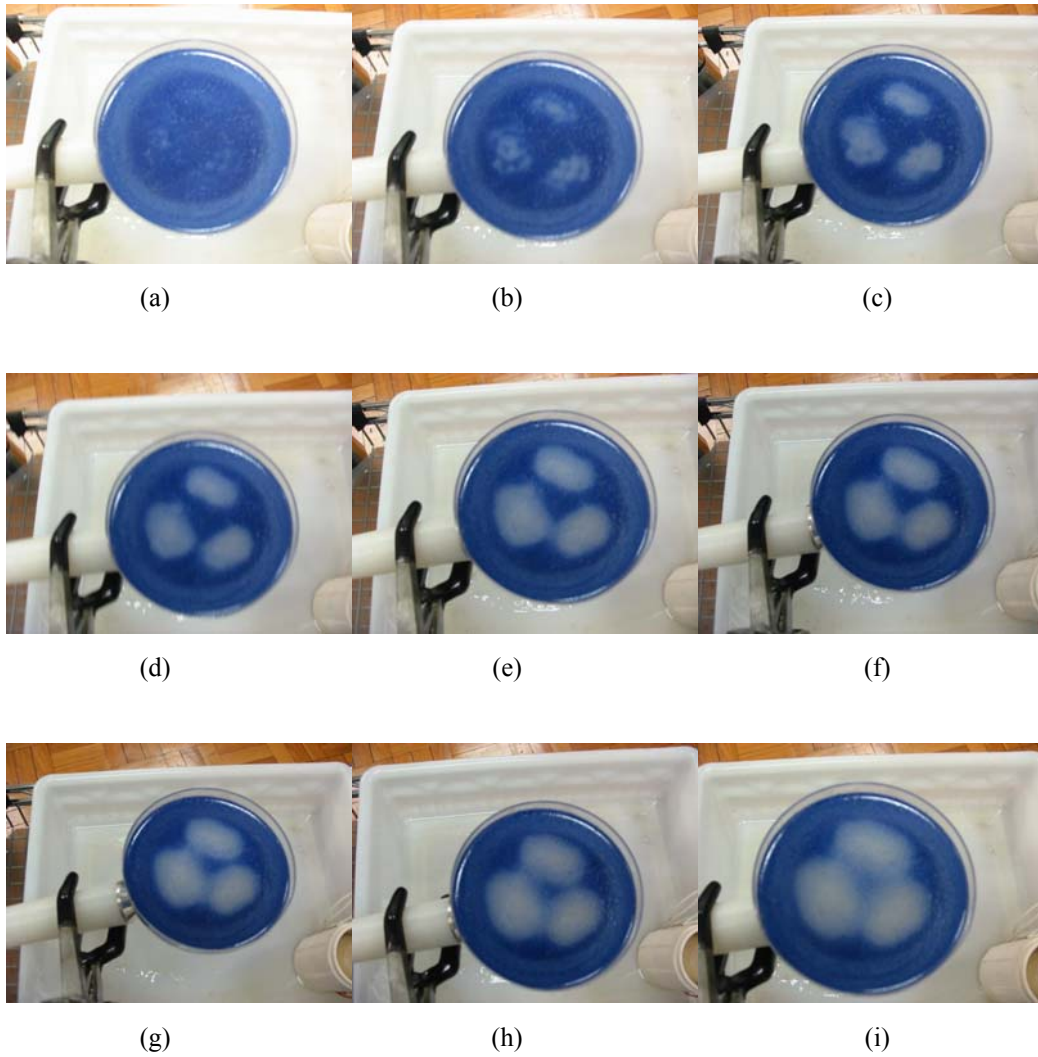


Figura 7.2 – Transdutor com as três cerâmicas piezoelétricas (transdutor 3T), sendo: (a) momento inicial, (b) após 10s, (c) após 20s, (d) após 30s, (e) após 40s, (f) após 50s, (g) após 60s, (h) após 90s, (i) após 120s.

7.2. Mapeamento do campo Acústico de um transdutor (transdutor 3T) com 3 cerâmicas piezoelétricas de 3 MHz

Para melhor avaliação dos mapeamentos em cores apresentados neste capítulo é apresentada a seguir a palheta de cores neles utilizada. Derivados desta palheta foi feito um gráfico de normalização, Figura 7.3. Os valores absolutos e normalizados são resumidos na *Tabela 7.1*.

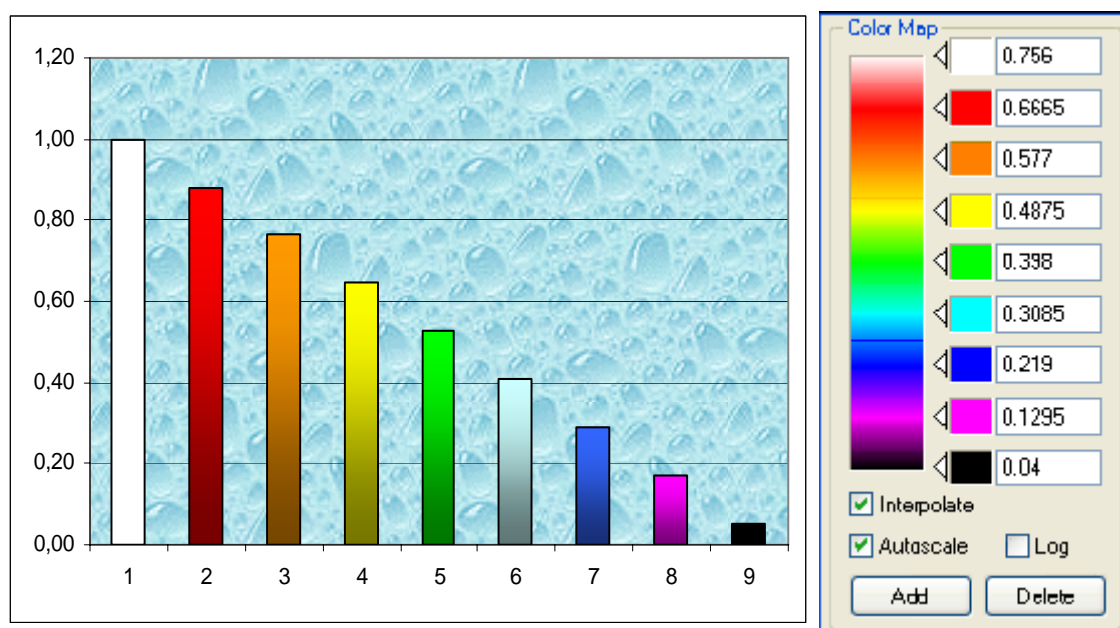


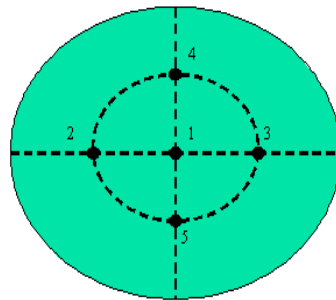
Figura 7.3 – Palheta de cores e gráfico normalizado da palheta de cores.

Tabela 7.1 – Tabela de cores correspondente a palheta de cores e gráfico normalizado

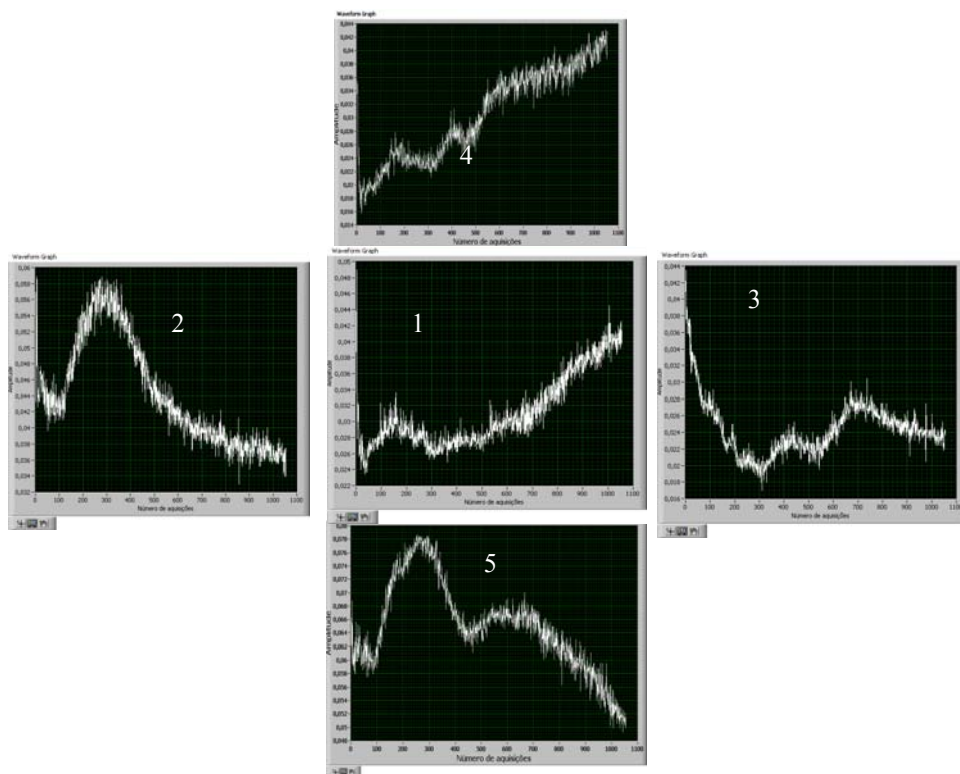
Cor	Branco	Vermelho	Laranja	Amarelo	Verde	Azul Claro	Azul Escuro	Rosa	Preto
Valor Abs.	0,76	0,67	0,58	0,49	0,4	0,31	0,22	0,13	0,04
Normalizado	1,00	0,88	0,76	0,64	0,53	0,41	0,29	0,17	0,05

Foram realizadas no LUS da COPPE, cinco varreduras ao longo do eixo X do transdutor 3T, com 3 cerâmicas. Essas varreduras foram feitas uma a partir do: (1) centro do transdutor; (2) da metade do raio para o lado esquerdo do transdutor; (3) da metade do raio para o lado direito; (4) da metade do raio para cima; (5) da metade do raio para baixo. Figura 7.4.

Cada gráfico representa a curva em cada uma das cinco varreduras, a distribuição espacial das figuras refere-se à correspondente posição de partida na face do transdutor.



(a)

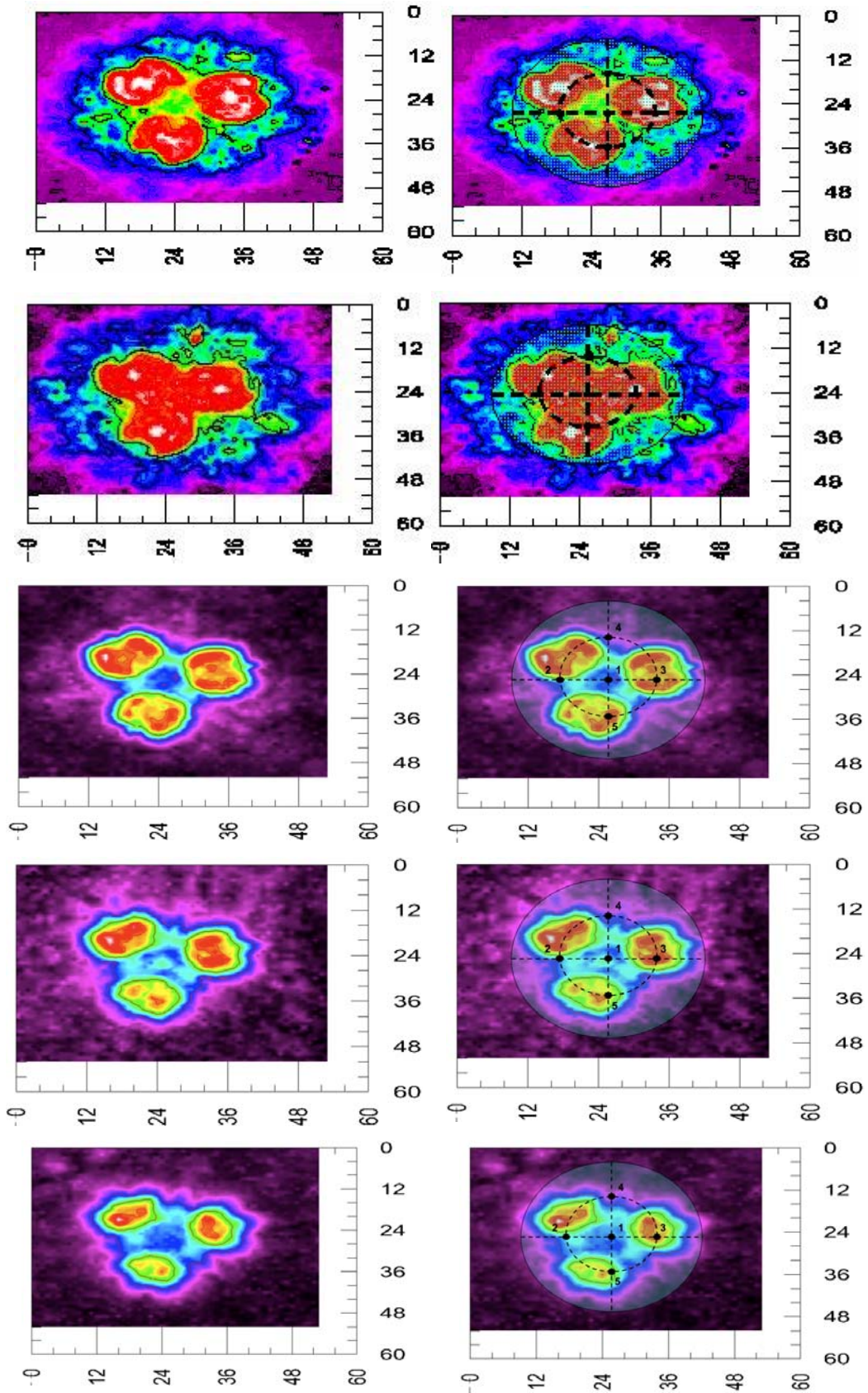


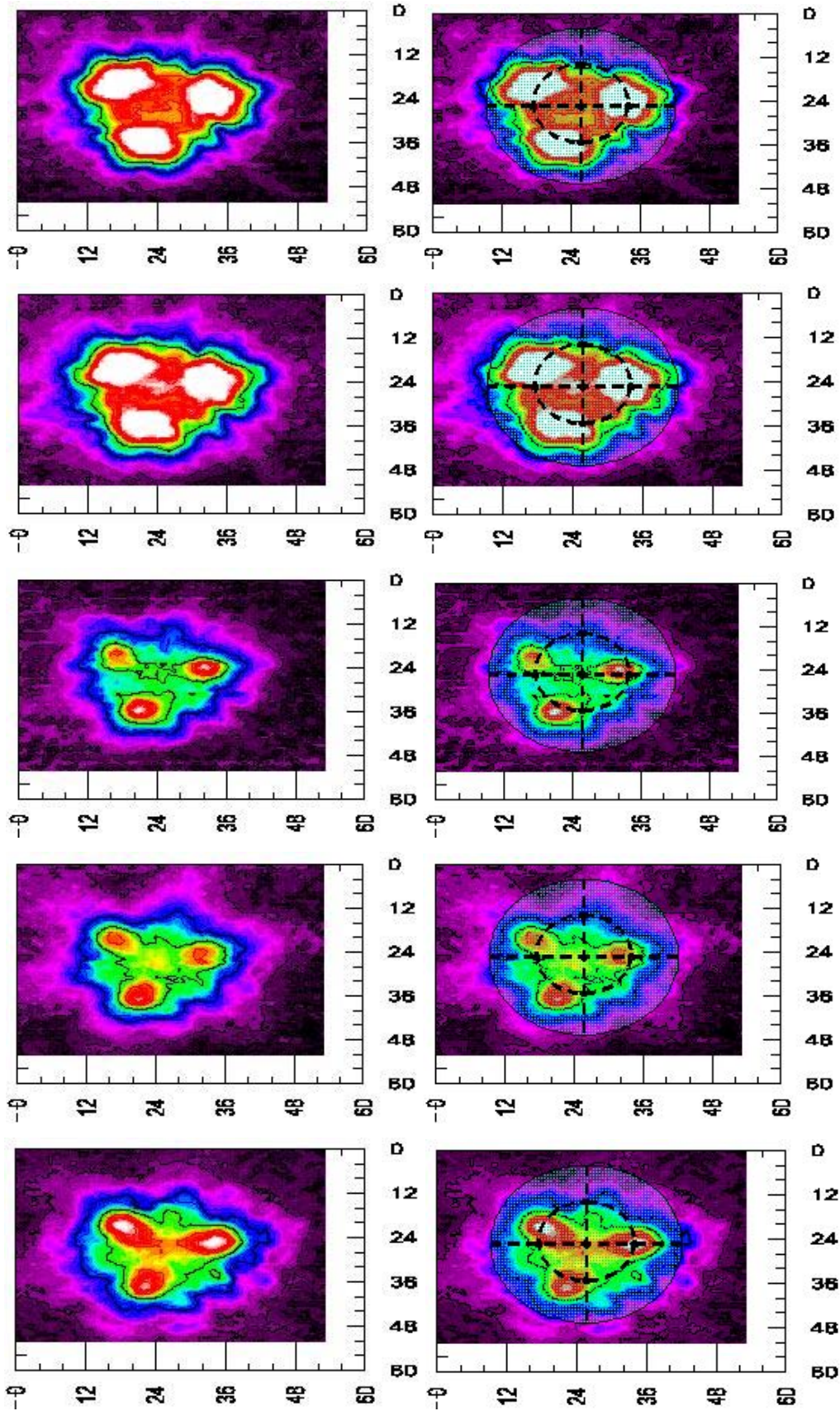
(b)

Figura 7.4 – (a) Indicação dos cinco pontos de partida do hidrofone; (b) Gráficos das cinco curvas nos cinco pontos mapeados. 1, 2, 3,4 e 5.

Em seguida foram mapeados 13 planos YZ paralelos a face do transdutor nas seguintes distâncias ao longo do eixo X: 1 mm; 10 mm; 50 mm; 100 mm; 150 mm; 200 mm; 250 mm; 300 mm; 350 mm; 400 mm; 450 mm; 500 mm e 550 mm (limite do tanque), para se ter uma idéia da forma espacial do campo acústico, conforme Figura 7.5.

Ao lado esquerdo estão os mapeamentos dos planos, realizados no LUS/COPPE. Ao do lado direito, o mesmo mapeamento sobreposto pela marcação da posição das cerâmicas em relação aos cinco pontos de partida indicados na Figura 7.4a.





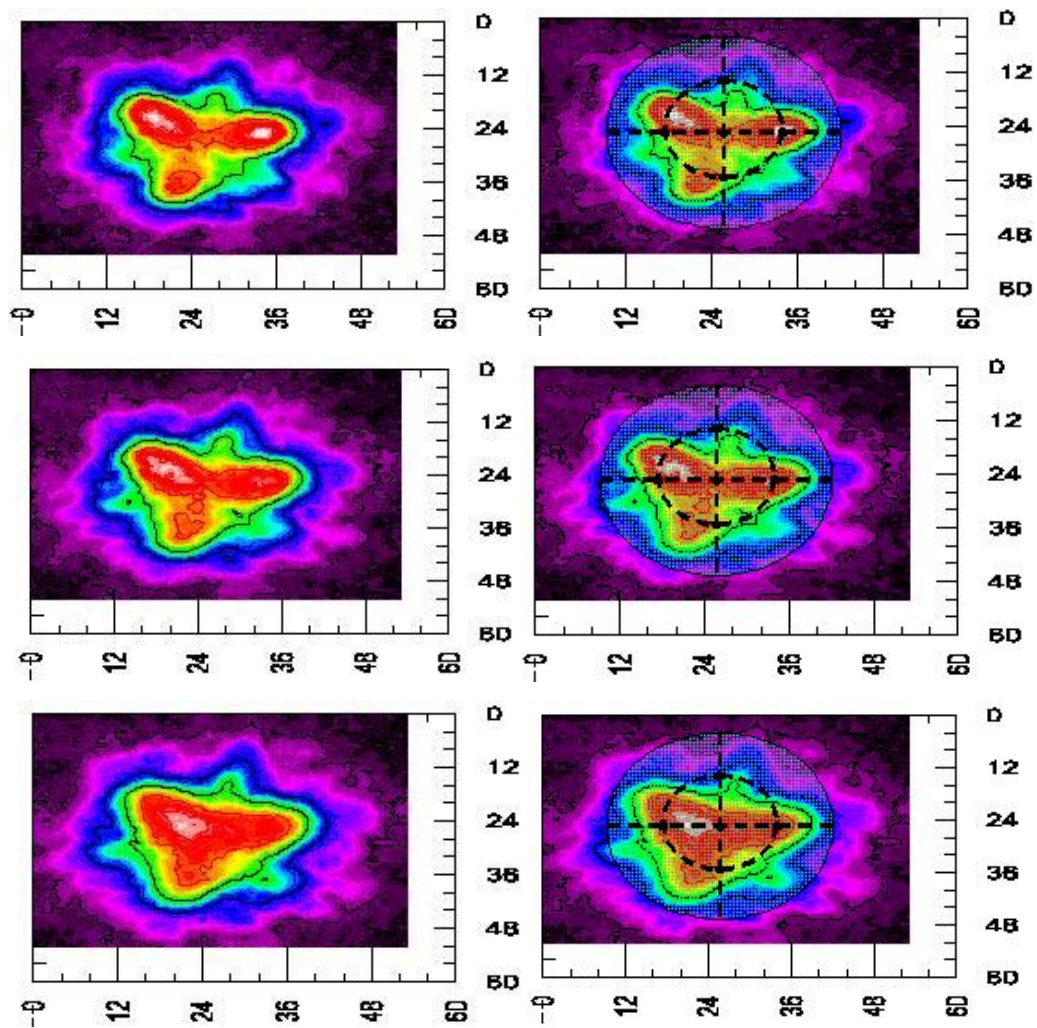
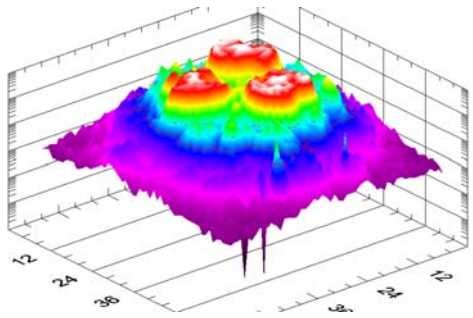
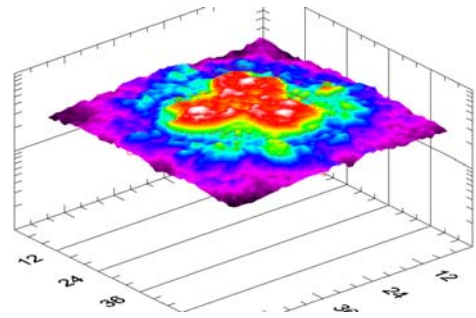


Figura 7.5 – Do lado esquerdo os 13 mapeamentos paralelos a face do transdutor, e do lado direito, os mesmos mapeamentos com a posição das cerâmicas em relação aos cinco pontos de partida do hidrofone, nas seguintes distâncias da face do transdutor: 1; 10; 50; 100; 150; 200; 250; 300; 350; 400; 450; 500 e 550 mm.

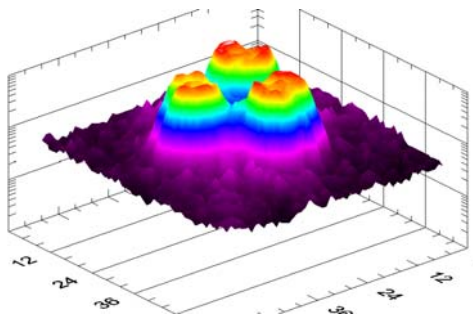
Para visualizar a distribuição de amplitude e sua variação em função da distância, é apresentada uma visão em perspectiva do 13 planos mapeados na Figura 7.6.



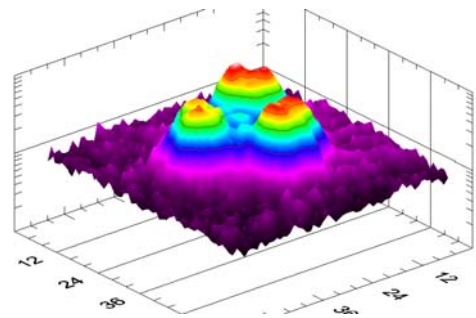
a = 1 mm



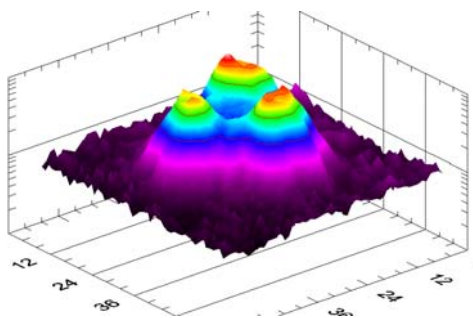
b = 10 mm



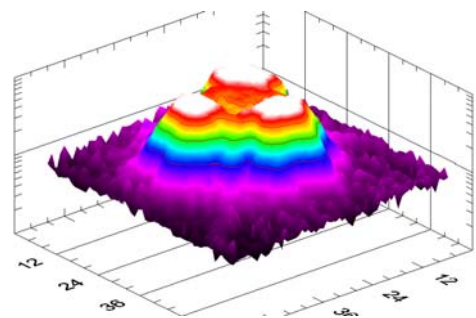
c = 50 mm



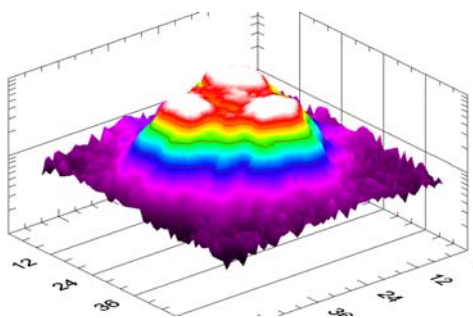
d = 100 mm



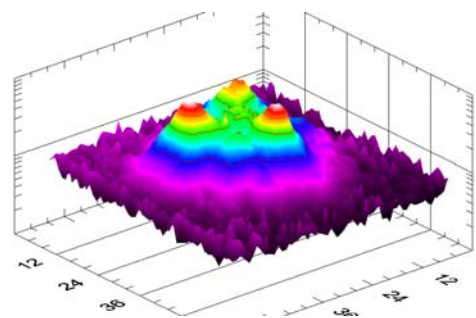
e = 150 mm



f = 200 mm



g = 250 mm



h = 300 mm

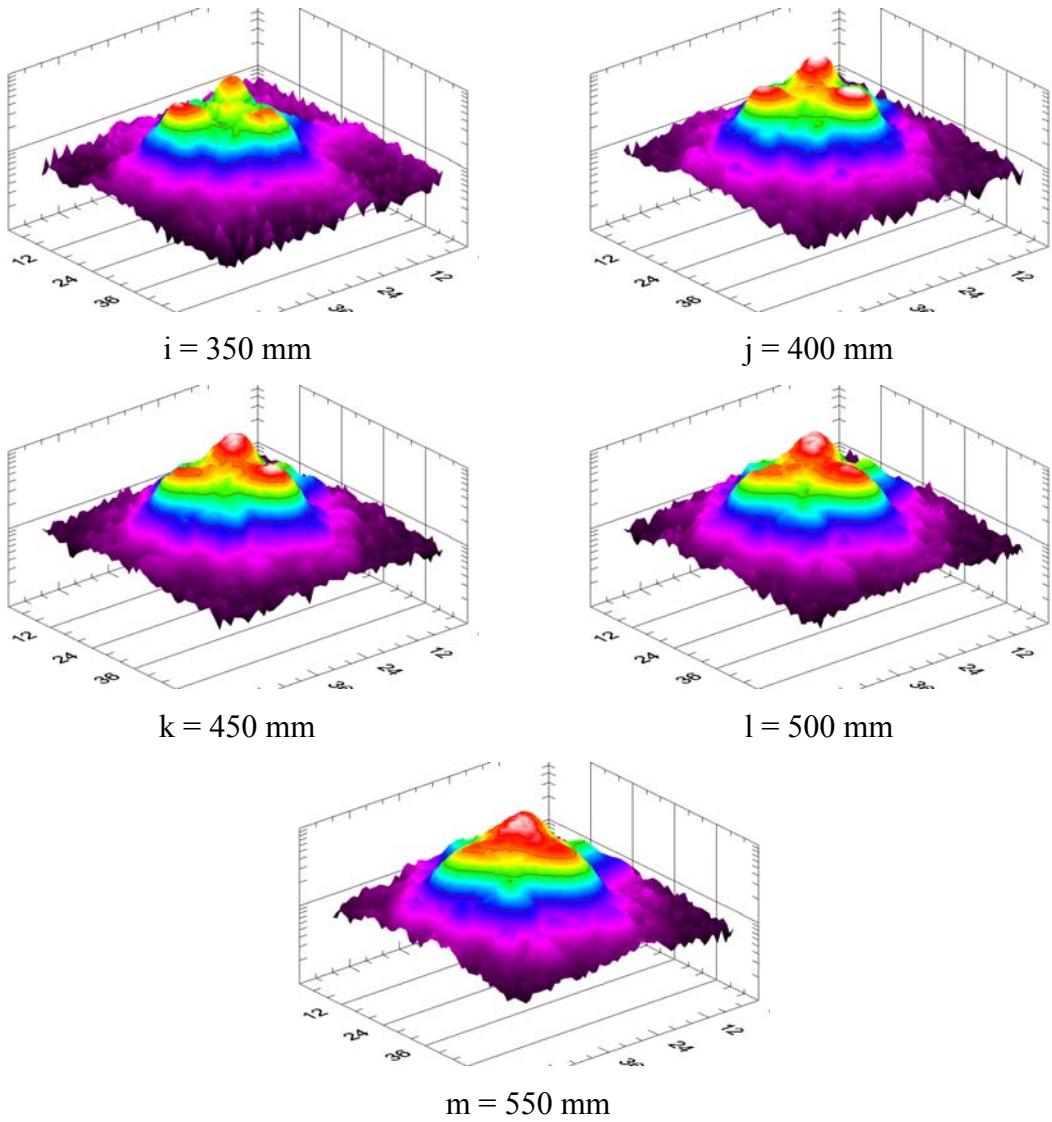


Figura 7.6 – Visão em perspectiva dos 13 planos mapeados nas seguintes distâncias da face do transdutor: $a = 1$; $b = 10$; $c = 50$; $d = 100$; $e = 150$; $f = 200$; $g = 250$; $h = 300$; $i = 350$; $j = 400$; $k = 450$; $l = 500$ e $m = 550 \text{ mm}$.

7.3. Medição do campo acústico do transdutor com 1 cerâmica

Inicialmente foram feitas medições, no LABUS do INMETRO, em um transdutor de uma cerâmica a título de referência uma vez que as Normas existentes se aplicam a este tipo de transdutor.

A partir do mapeamento do eixo central do transdutor aqui denominado transdutor 1T – Padrão, foi determinado o valor de $Z_N = 272$ mm (Z_N teórico de 320 mm), conforme a Figura 7.7. Como Z_N foi maior do que 80 mm, os planos paralelos à face a serem medidos foram $Z_1 = 10$, $Z_2 = 20$, $Z_3 = 40$ e $Z_4 = 80$ mm conforme determina a Norma NBR 61689. Os planos apresentam-se na Figura 7.8. A partir destes quatro planos, foram determinados os parâmetros $A_{STF}(0)$, a ERA , a R_{NF} e o Q , definindo o tipo de feixe, conforme Tabela 7.2.

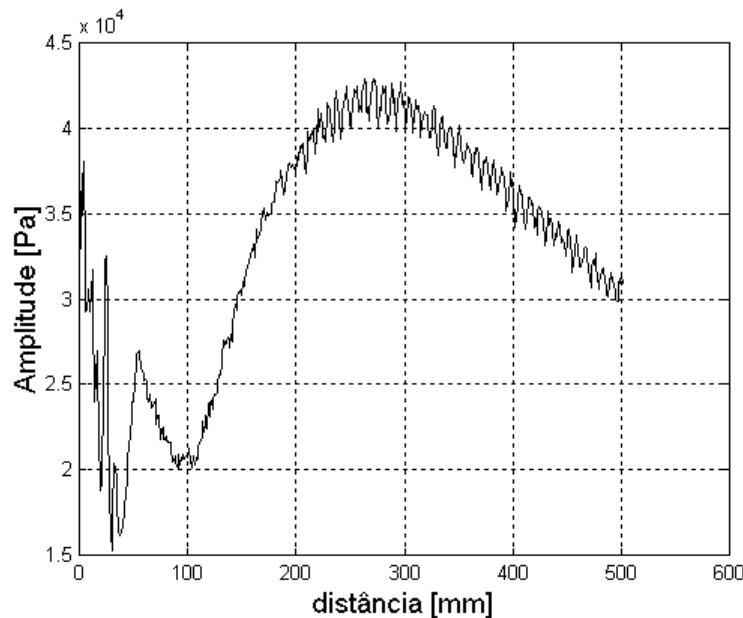


Figura 7.7 – Mapeamento no eixo x para determinação do $Z_N = 272$ mm.

Tabela 7.2 - Determinação dos parâmetros do feixe para o transdutor de 1 elemento, conforme a NBR IEC 61689.

Transdutor 1T – Padrão					
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF}(0)$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}	Q
10	3,58	3,40	4,60	1,88	0,07
20	3,81				colimado
40	4,61				
80	5,27				

Em seguida, de posse do Z_N , foram definidos outros quatro planos baseados na proporção indicada pela Norma para $Z_N > 8$ cm, ou seja, $Z_4 = 272 (Z_N)$; $Z_3 = 140$; $Z_2 = 70$ e $Z_1 = 30$. Usando regressão linear, calculou-se novamente a *ERA* com estes quatro novos planos, apresentados na *Tabela 7.3* e *Figura 7.9*.

A intenção foi avaliar a diferença da *ERA* medida com os quatro planos da Norma, os quatro planos a partir de Z_N e utilizando-se os oito planos mapeados. Dessa forma pode-se analisar a influência da definição exata dos quatro planos mapeados na determinação da *ERA*.

Planos baseados na Norma do transdutor de 1 elemento.

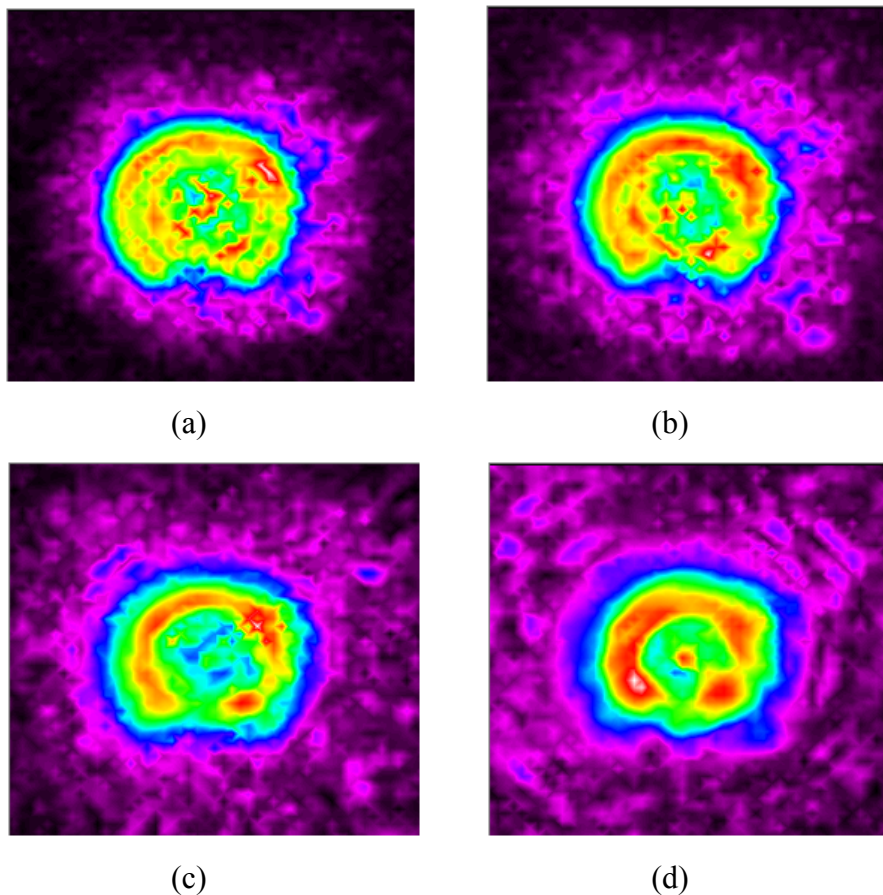


Figura 7.8 – Mapeamento dos quatro planos da norma. (a) $Z_1 = 10$ mm. (b) $Z_2 = 20$ mm. (c) $Z_3 = 40$ mm. (d) $Z_4 = 80$ mm. Planos varridos de 50 por 50 mm.

Tabela 7.3 – Determinação dos parâmetros do feixe, a partir das quatro áreas novas.

Transdutor 1T – Padrão				
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF(0)}$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}
30	4,26	4,45	6,03	3,89
70	5,94			
140	5,25			
272	6,98			

Planos novos do transdutor de 1 elemento:

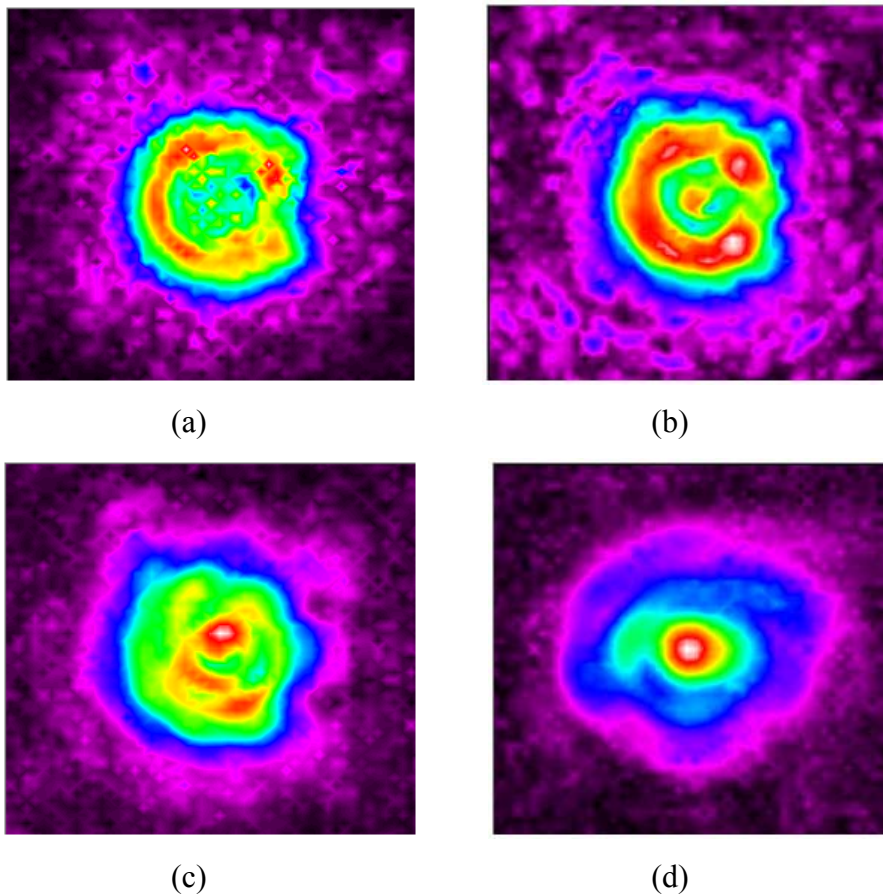


Figura 7.9 – Mapeamento dos quatro planos novos. (a) Z1 = 30mm. (b) Z2 = 70mm. (c) Z3 = 140mm. (d) Z4 = 272mm. Planos de varredura de 50 x 50 mm.

7.4. Medição do campo acústico do transdutor com 3 cerâmicas

Foram analisados no LABUS do INMETRO, quatro transdutores compostos por três cerâmicas de 3 MHz, sendo denominados de transdutor: TPadrão; T0; T1 e T2. Em todos os quatro transdutores foram realizadas as varreduras ao longo do eixo X para determinar a posição Z_N , porém, não foi possível alcançar o valor teórico de Z_N (1800 mm, para transdutor circular de diâmetro de 62 mm, que é o diâmetro interno do copo), pois o tanque de medição não tinha comprimento suficiente.

No transdutor Tpadrão foram mapeados os quatro planos conforme recomendado pela norma e mais quatro planos a partir do último máximo alcançado dentro da distância máxima permitida pelo tanque (580 mm), para analisar a influência dos planos na determinação das *ERAS* e com isso justificar a aplicação dos planos da norma para um transdutor com três cerâmicas. Nos demais transdutores foram mapeados apenas os quatro planos baseados na Norma.

Em todos os transdutores, calculou-se a área de radiação efetiva (*ERA*), a razão de não uniformidade do feixe (R_{NF}) e o coeficiente de regressão linear (Q) que define se o tipo de feixe é divergente, colimado ou convergente.

7.4.1. Transdutor T Padrão

Seguindo a Norma, para Z_N maior do que 8, Figura 7.10, foram definidos os quatro planos: $Z_1 = 10\text{mm}$, $Z_2 = 20\text{mm}$, $Z_3 = 40\text{mm}$ e $Z_4 = 80\text{mm}$, obtendo-se as áreas apresentadas na Tabela 7.4. e Figura 7.11.

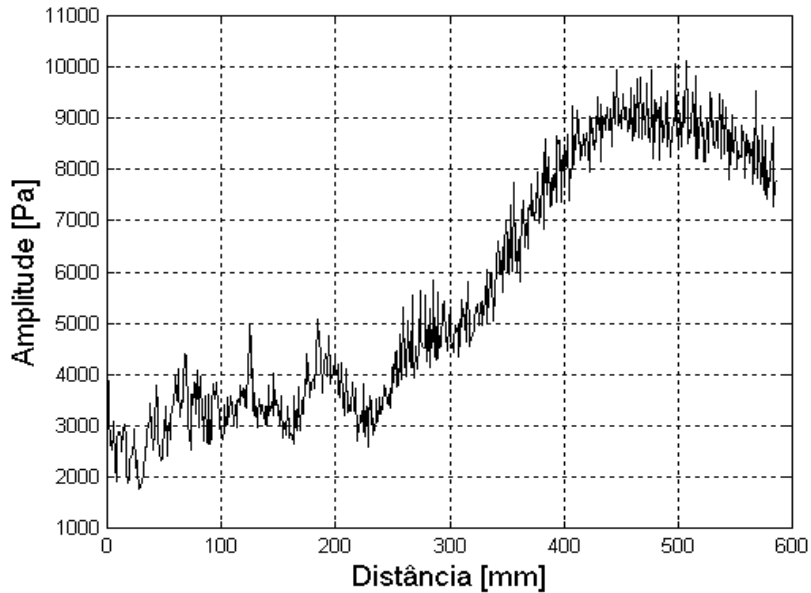


Figura 7.10 - Mapeamento no eixo x para determinação do Z_N alcançado de 560mm no tanque.

Tabela 7.4 – Áreas dos quatro planos da norma.

Transdutor T Padrão					
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF}(0)$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}	Q
10	10,70	8,69	11,80	2,46	0,17
20	11,20				divergente
40	14,70				
80	21,00				

Planos da Norma do transdutor de T(padrão) de 3 cerâmicas:

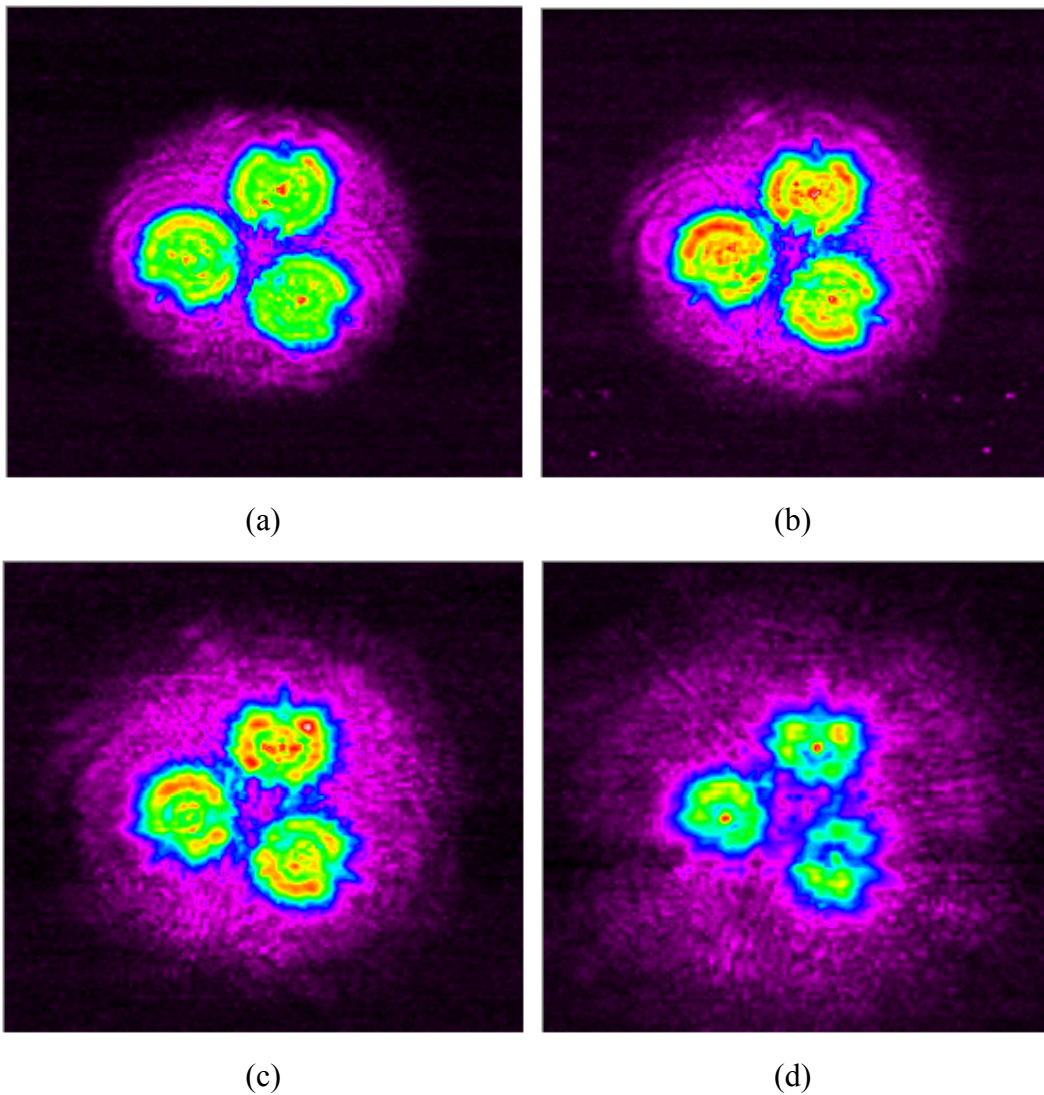


Figura.7.11 – Mapeamento dos quatro planos da norma para o transdutor Tpadrão: (a) $Z1 = 10\text{mm}$. (b) $Z2 = 20\text{mm}$. (c) $Z3 = 40\text{mm}$. (d) $Z4 = 80\text{mm}$. Planos de varreduras de $120 \times 120 \text{ mm}$.

Foram definidos outros quatro planos, levando-se em conta o último máximo alcançado na distância máxima permitida pelo tanque (580 cm), que foi: $Z4 = 560 \text{ mm}$; $Z3 = 280 \text{ mm}$ ($Z4/2$); $Z2 = 140 \text{ mm}$ ($Z3/2$) e $Z1 = 70 \text{ mm}$ ($Z2/2$). Esses novos planos foram mapeados para analisar a influência da definição exata dos quatro planos mapeados na determinação da *ERA*.

A partir da regressão das quatro áreas, obtiveram-se os parâmetros constantes na *Tabela 7.5* e os planos na *Figura 7.12*.

Tabela 7.5 – Determinação das quatro áreas novas.

Transdutor T Padrão				
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF(0)}$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}
70	11,8	11,10	15,00	1,82
140	13,8			
280	14,7			
560	19,3			

Planos Novos do transdutor de T(padrão) de 3 cerâmicas:

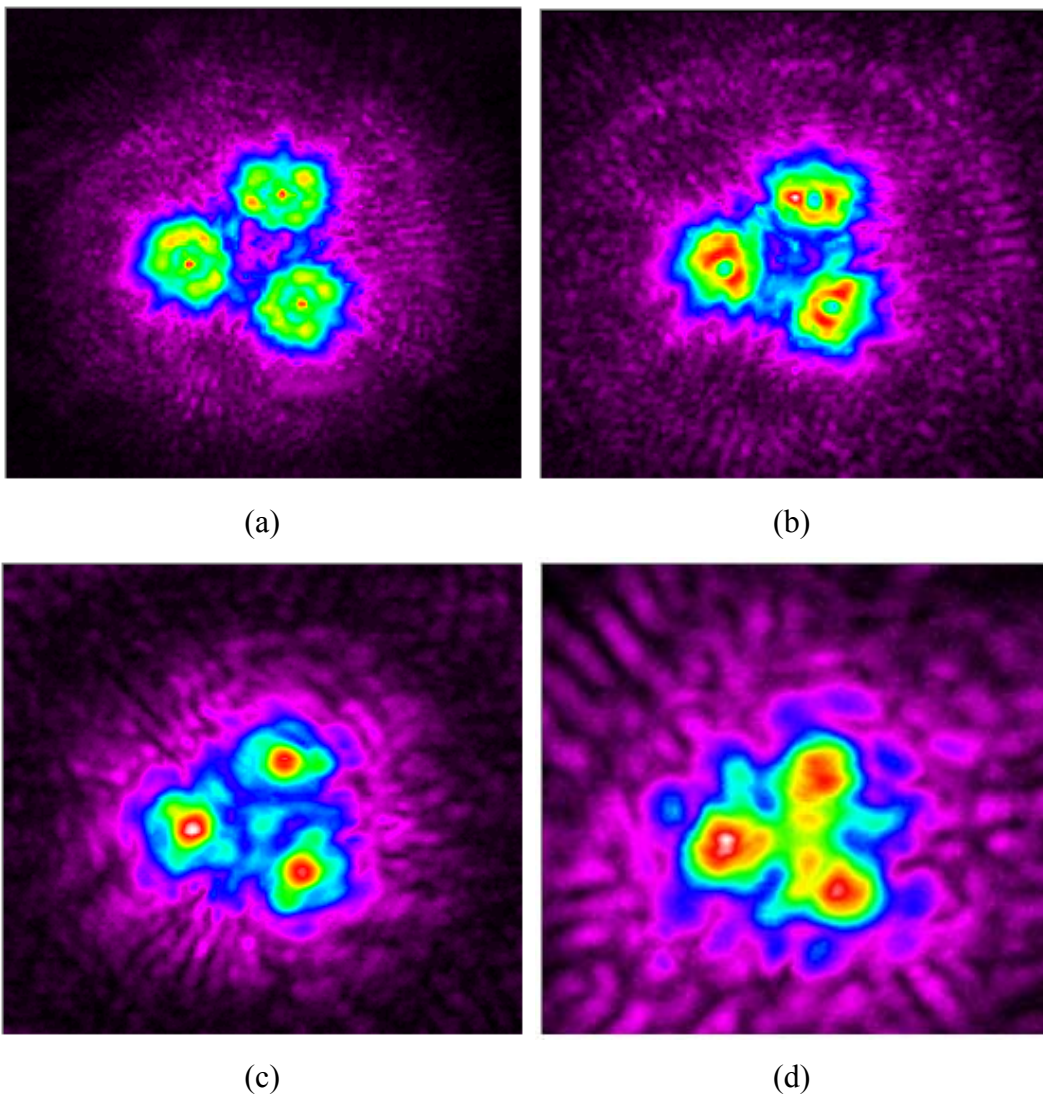


Figura 7.12 – Mapeamento dos quatro planos novos: (a) Z1 = 70 mm. (b) Z2 = 140 mm. (c) Z3 = 280 mm. (d) Z4 = 560 mm. Planos de varreduras de 120 x 120 mm.

Para visualizar a distribuição de amplitude e sua variação em função da distância é apresentada uma visão em perspectiva dos oito planos mapeados, Figura 7.13 e 7.14.

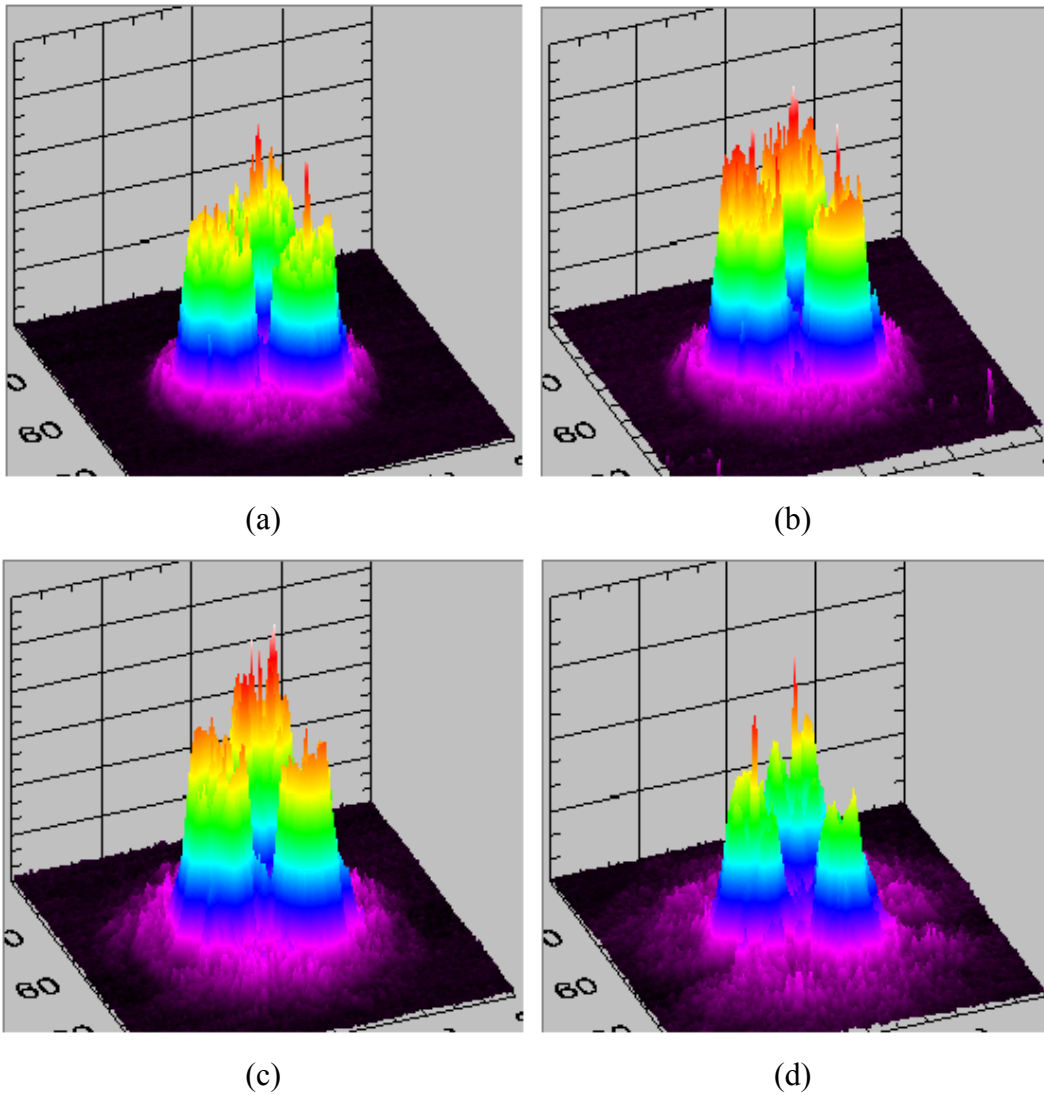
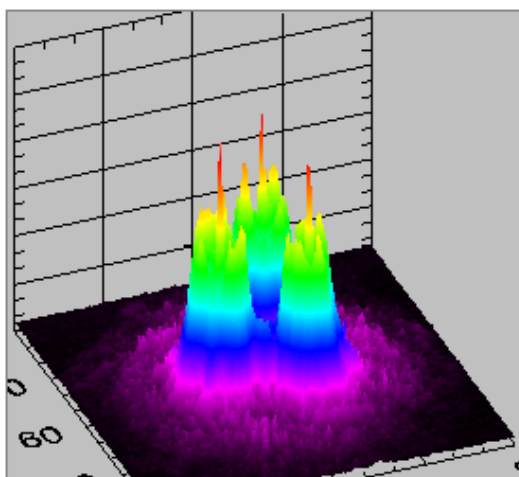
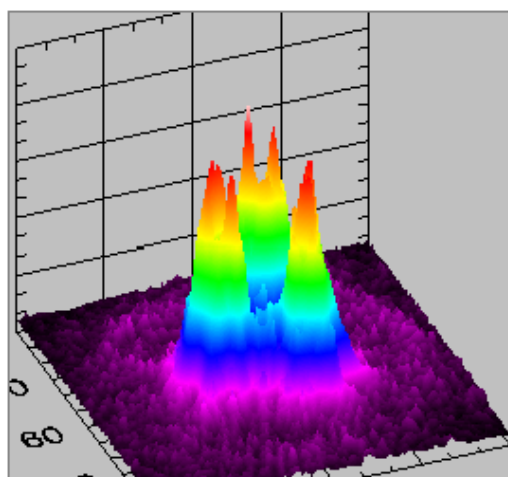


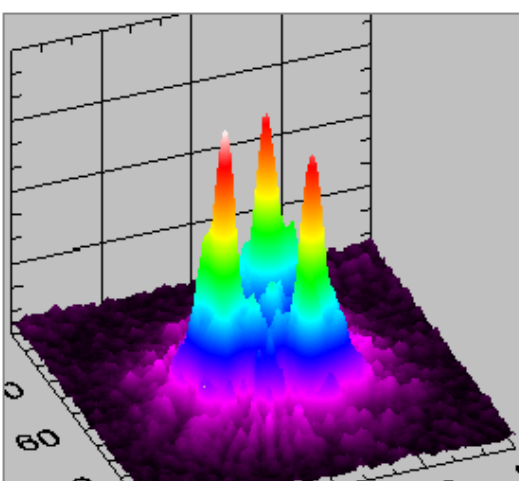
Figura.7.13 – Planos em perspectiva: (a) $Z1 = 10$ mm. (b) $Z2 = 20$ mm. (c) $Z3 = 40$ mm. (d) $Z4 = 80$ mm.



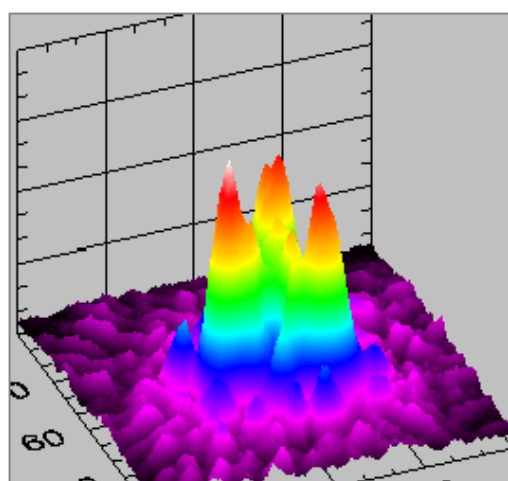
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 7.14 – Planos em perspectiva: (a) $Z_1 = 70$ mm. (b) $Z_2 = 140$ mm. (c) $Z_3 = 280$ mm. (d) $Z_4 = 560$ mm.

7.4.2. Transdutor T0

Neste transdutor foi realizado o mapeamento ao longo do eixo X para determinação do Z_N , Figura 7.15, e os quatro planos segundo a norma, com $Z1 = 10$ mm, $Z2 = 20$ mm, $Z3 = 40$ mm e $Z4 = 80$ mm, Figura 7.16, para determinação dos parâmetros do feixe, Tabela 7.6.

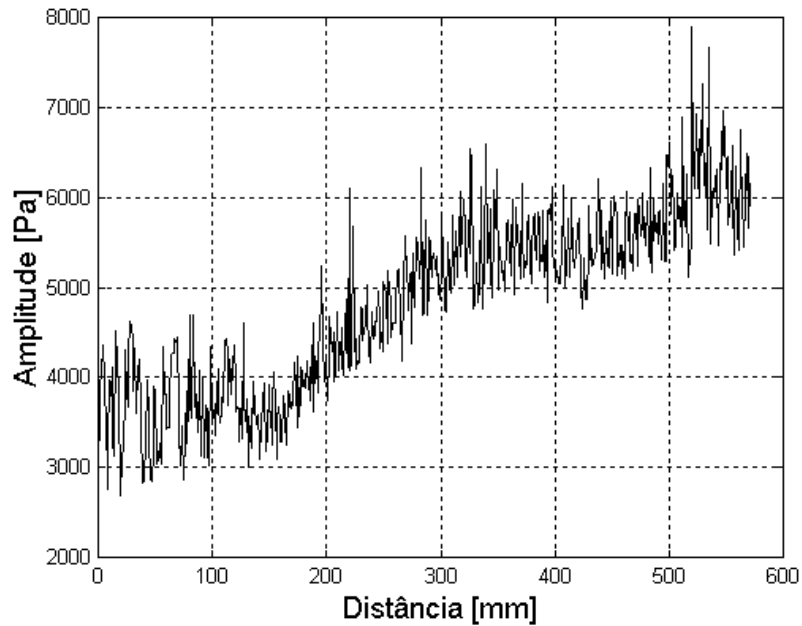


Figura 7.15 – Mapeamento ao longo do eixo X, para determinação do Z_N .

Tabela 7.6 – Áreas dos quatro planos da Norma.

Transdutor T0					
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF}(0)$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}	Q
10	15,00	10,30	14,10	1,14	0,34
20	17,10				divergente
40	23,00				
80	39,40				

Planos da Norma do transdutor de T0 de 3 cerâmicas:

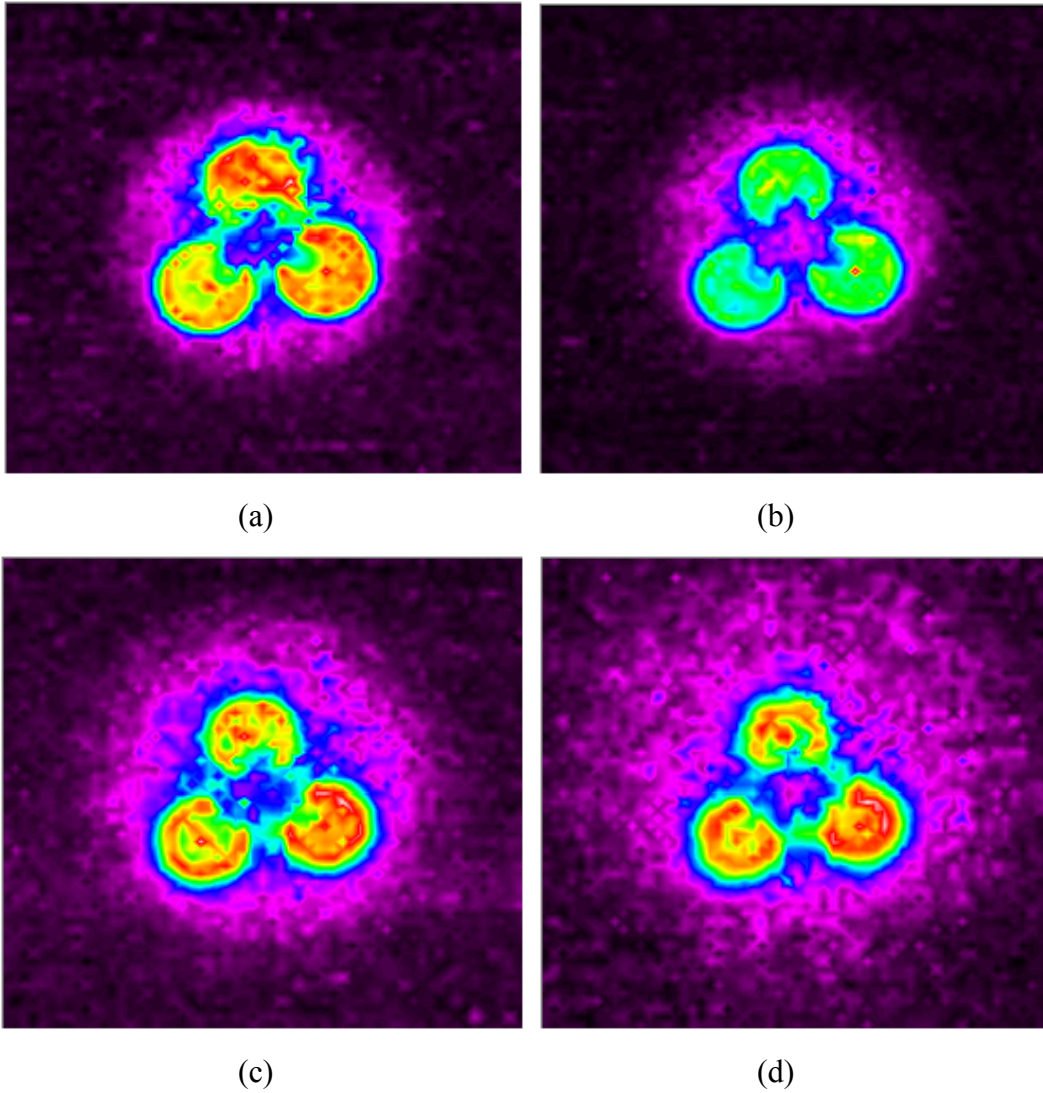


Figura 7.16 – Mapeamento dos quatro planos da norma: (a) $Z1 = 10$ mm. (b) $Z2 = 20$ mm. (c) $Z3 = 40$ mm. (d) $Z4 = 80$ mm. Plano de varredura de 120×120 mm.

7.4.3. Transdutor T1

Neste transdutor foi realizado o mapeamento ao longo do eixo X para determinação do Z_N , Figura 7.17, e os quatro planos segundo a norma, com $Z1 = 10\text{mm}$, $Z2 = 20\text{mm}$, $Z3 = 40\text{mm}$ e $Z4 = 80\text{mm}$, Figura 7.18, para determinação dos parâmetros do feixe, Tabela 7.7.

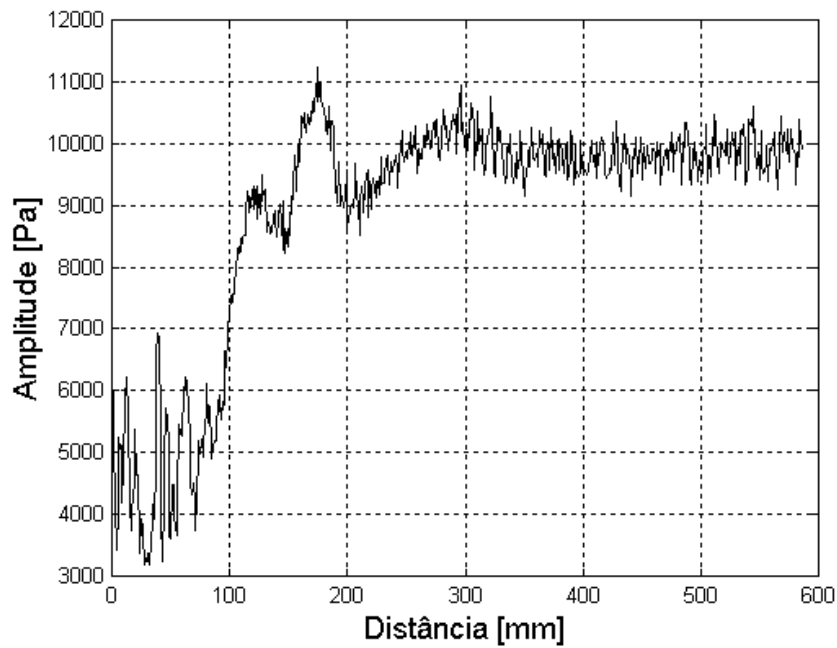


Figura 7.16 – Mapeamento ao longo do eixo X , para determinação do Z_N .

Tabela 7.7 – Áreas dos quatro planos da norma.

Transdutor T1					
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF}(0)$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}	Q
10	10,60	9,40	12,70	1,54	0,09
20	11,00				colimado
40	12,40				
80	16,40				

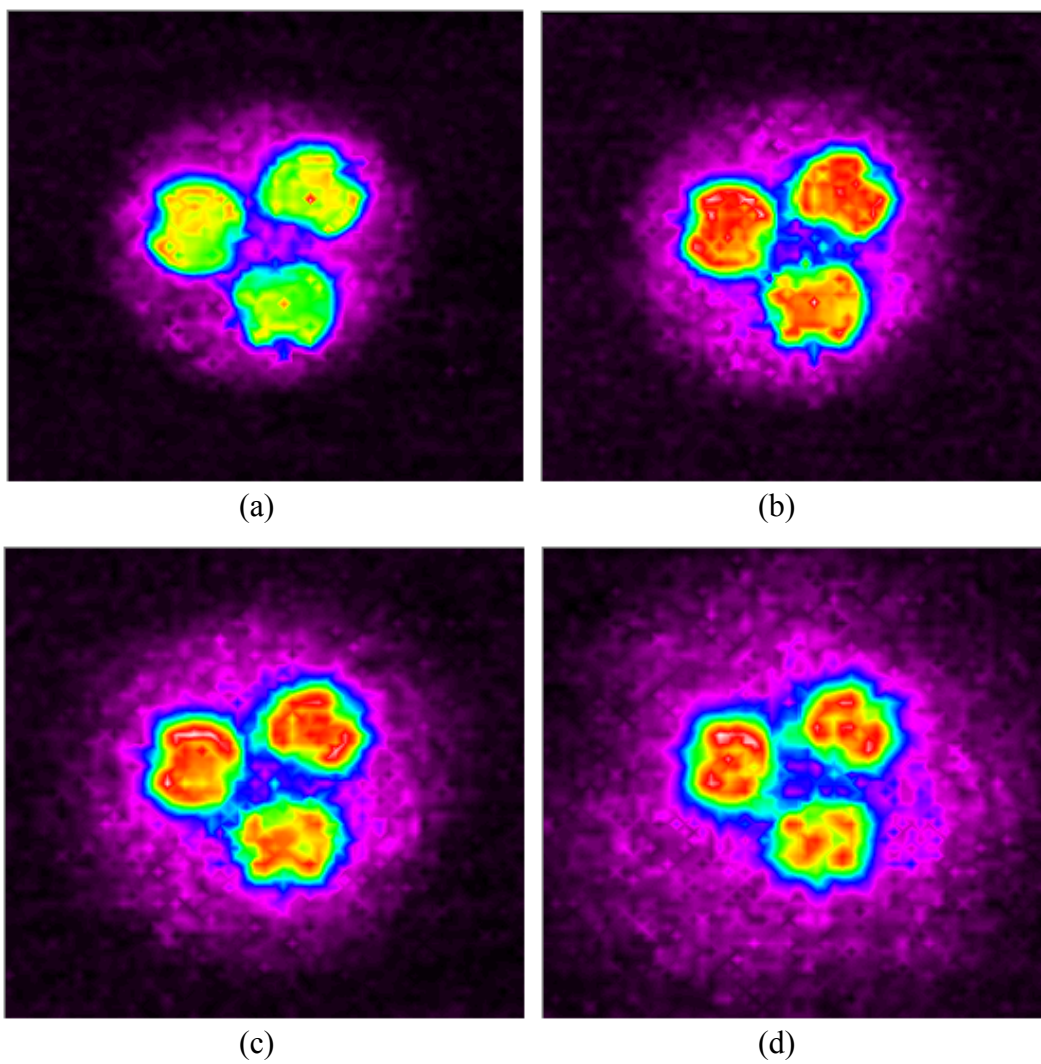


Figura 7.18 – Mapeamento dos quatro planos da norma: (a) $Z1 = 10$ mm. (b) $Z2 = 20$ mm. (c) $Z3 = 40$ mm. (d) $Z4 = 80$ mm. Plano de varredura de 100×100 mm.

7.4.4. Transdutor T2

Neste transdutor foi realizado o mapeamento ao longo do eixo X para determinação do Z_N , Figura 7.19, e os quatro planos segundo a norma, com $Z1 = 10$ mm, $Z2 = 20$ mm, $Z3 = 40$ mm e $Z4 = 80$ mm, Figura 7.20, para determinação dos parâmetros do feixe, Tabela 7.8.

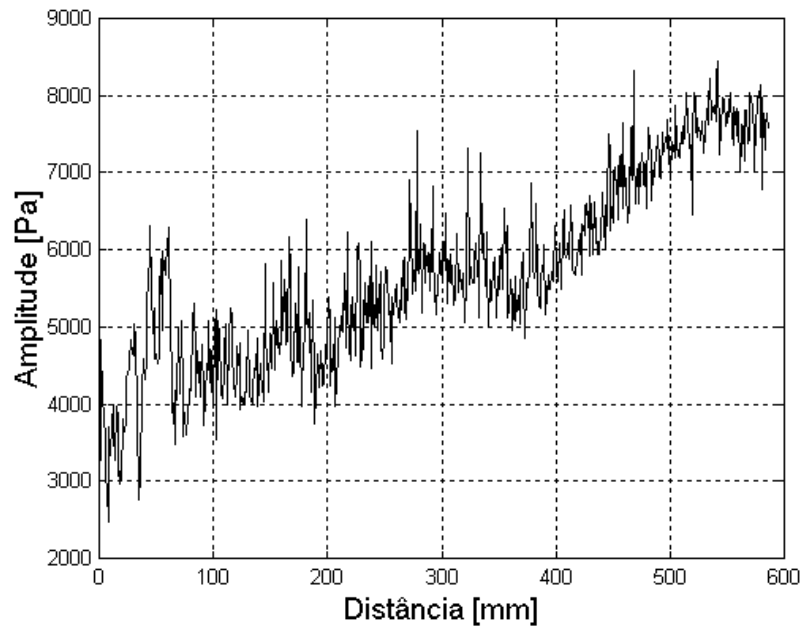


Figura 7.19 – Mapeamento ao longo do eixo x para determinação do Z_N .

Tabela 7.8 – Áreas dos quatro planos da norma.

Transdutor – T2					
Distância [mm]	A_{STF} [cm ²]	$A_{STF(0)}$ [cm ²]	ERA [cm ²]	R_{NF}	Q
10	11,00	9,60	13,00	2,12	0,12
20	11,70				Divergente
40	13,80				
80	18,90				

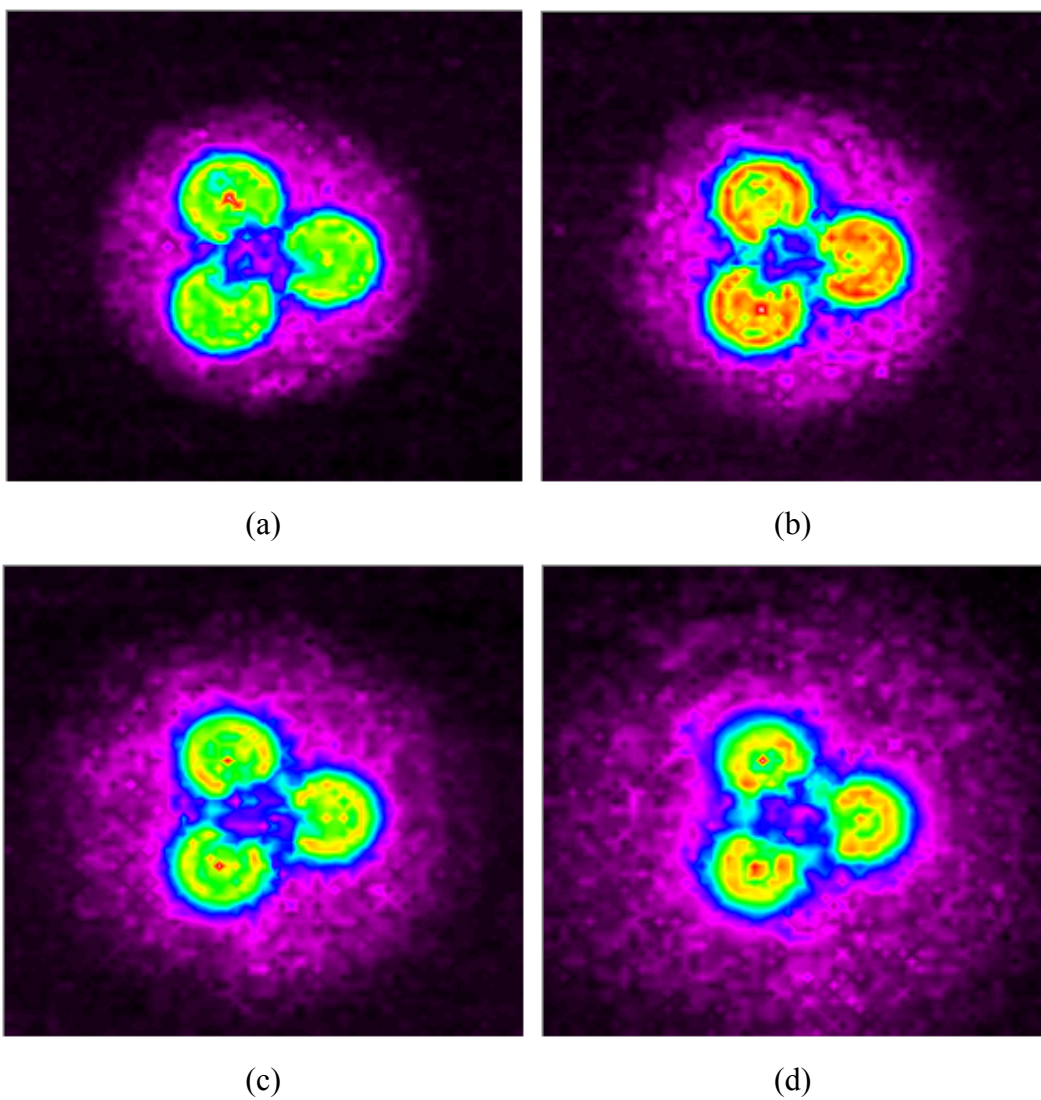


Figura 7.20 – Mapeamento dos quatro planos da norma: (a) $Z1 = 10\text{mm}$. (b) $Z2 = 20\text{ mm}$. (c) $Z3 = 40\text{ mm}$. (d) $Z4 = 80\text{ mm}$. Plano de varredura de $100 \times 100\text{ mm}$.

Capítulo 8. Discussão

Este capítulo apresenta a discussão sobre os resultados obtidos nos ensaios. Este tipo de transdutor com 3 cerâmicas (3 MHz) é recente e, apesar de muito utilizado em equipamentos comerciais, não há trabalhos em revistas científicas apresentando e discutindo suas características. Assim, este trabalho concentrou-se em verificar a aplicabilidade da Norma para o cálculo da ERA, com o objetivo de se avaliar se a ERA destes transdutores poderia ser considerada como o triplo da ERA dos transdutores de uma única cerâmica, como é assumido pelos fabricantes. O valor desta área é ponto crucial para se determinar a intensidade efetivamente aplicada ao paciente.

A Norma internacional (e sua similar brasileira) aplica-se a equipamentos de ultrassom para fisioterapia, empregando um elemento transdutor circular único no cabeçote aplicador.

A decisão de se realizar medições em outros planos para o cálculo da ERA foi uma regra heurística criada para verificar se sua aplicação em ambos tipos de transdutores gerariam resultados similares. Em caso positivo (que foi o ocorrido), esta seria uma forma de inferir que a norma atual também poderia ser aplicada aos novos tipos de transdutores em questão.

A Norma aplica-se a elemento único circular cujo feixe apresenta simetria em torno do eixo central de radiação. Nesta situação, a ERA é obtida a partir da multiplicação da área $A_{STF}(0)$ por um fator de conversão (F_{ac}). No caso dos transdutores com 3 cerâmicas, esta simetria do feixe não ocorre e, por isso, as comparações deveriam se restringir aos valores de $A_{STF}(0)$, para o qual não há restrições quanto à simetria do feixe..

Para os transdutores de mono-elemento (3 MHz e diâmetro de 2,54 cm), a $A_{STF}(0)$ obtida a partir dos quatro planos novos (4,45 cm²) foi 31% maior do que aquela obtida com os quatro planos da Norma (3,40 cm²).

Aplicando-se o mesmo critério para o transdutor com 3 cerâmicas (3 MHz e diâmetro de 2,54 cm), a $A_{STF}(0)$ obtida com os quatro planos novos (11,10 cm²) foi 28% maior do que a $A_{STF}(0)$ com os planos da Norma (8,69 cm²). Isso pode ser considerado um comportamento similar ao transdutor mono-elemento.

Os resultados obtidos utilizando-se a regra heurística aqui proposta mostraram-se coerentes, ou seja, o mesmo comportamento foi observado para ambos os tipos de transdutores. Isto sugere que a Norma atual, no que se refere a $A_{STF}(0)$, pode ser estendida para os transdutores com três elementos.

Em relação às áreas $A_{STF}(0)$ entre ambos os tipos de transdutor, com 1 e 3 cerâmicas, os resultados sugerem que a $A_{STF}(0)$ do transdutor com três cerâmicas (valor médio de $9,50 \text{ cm}^2$) é aproximadamente o triplo daquela obtida com elemento único ($3,40 \text{ cm}^2$).

A diferença de 19% entre as áreas $A_{STF}(0)$ medidas para o Tpadrão ($8,69 \text{ cm}^2$) e o T0 ($10,30 \text{ cm}^2$) mereceu uma análise particular, uma vez que tal porcentagem poderia significar mais que um simples erro de medição. Ao se observar a forma como os transdutores foram montados, pode-se notar que a posição da aba das cerâmicas na base que as suporta tem um características diferentes. Uma delas tem todas as abas voltadas para o centro do transdutor, enquanto a outra é exatamente o oposto (todas voltadas para fora).

Observando os respectivos planos mapeados, nota-se claramente a diferença que a posição desta aba gera no campo. Isto pode explicar a diferença de 19% obtidas na estimativa das respectivas $A_{STF}(0)$. Estas abas são dois pontos de contato elétrico que estão de um mesmo lado da cerâmica, onde deve ser aplicado o sinal de excitação, conforme as figura 8.1 e figura 8.2.

Dos quatro transdutores mapeados, dois apresentavam as abas voltadas para o centro e dois com as abas para as extremidades. A *ERA* média dos transdutores foram, respectivamente, $9,95 \text{ cm}^2$ e $9,00 \text{ cm}^2$, representando uma variação de 11 %.

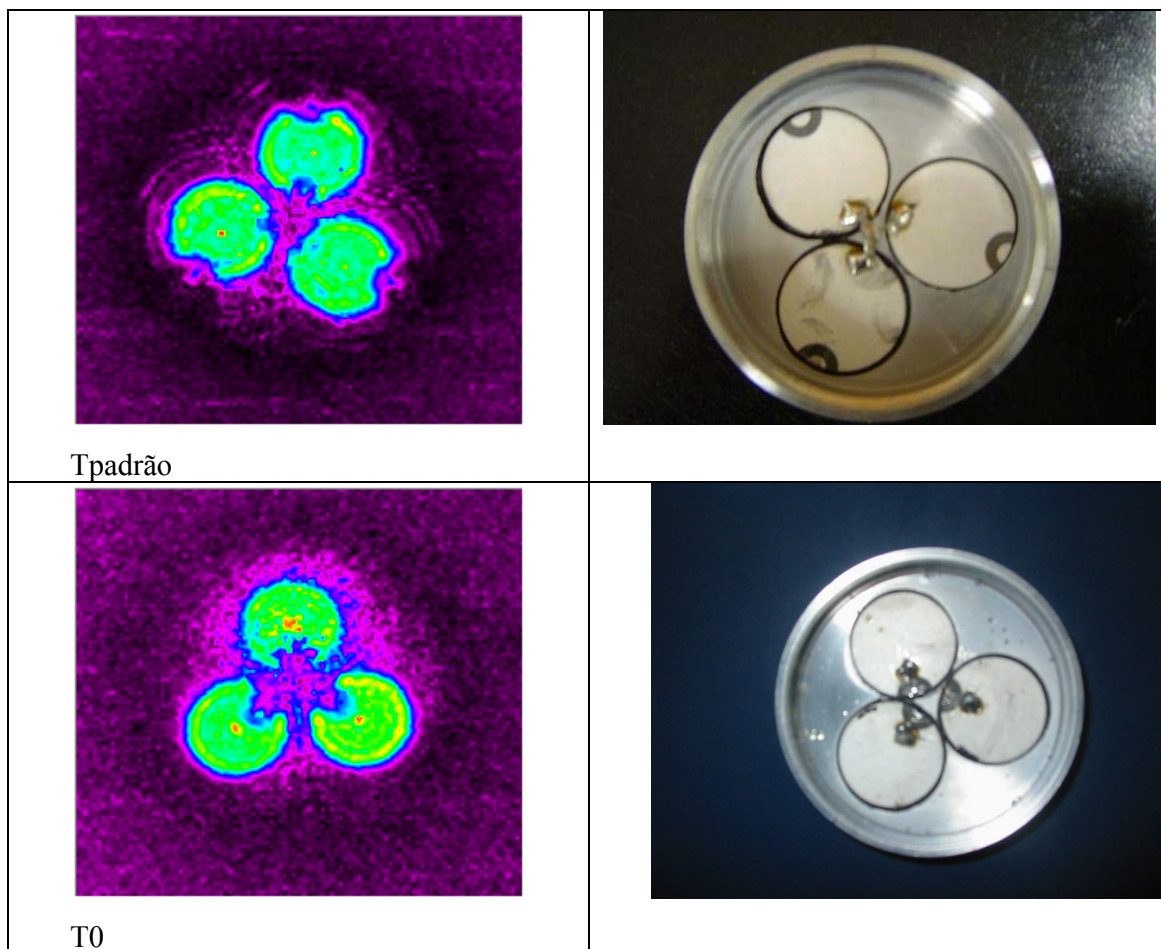


Figura 8.1 A esquerda, planos mapeados a um centímetro de distância da face dos transdutores Tpadrão e T0 e a direita a fotografia do copo (interior do transdutor) mostrando a posição das cerâmicas e abas dos eletrodos.

Capítulo 9. Conclusão

Segundo os resultados obtidos pode-se afirmar que a aplicação da Norma ABNT-NBR-IEC 61689 em transdutores com três cerâmicas é viável para a determinação da área $A_{STF}(0)$.

Concluiu-se também do ponto de vista construtivo, que a posição da abas das cerâmicas influencia o valor da $A_{STF}(0)$.

O valor encontrado para a $A_{STF}(0)$ do transdutor com 3 cerâmicas é aproximadamente 3 vezes maior do que aquela do transdutor com 1 cerâmica.

Pelo valor do R_{NF} obtido nos quatro transdutores observou-se a baixa incidência de pontos quentes.

Pode-se observar que o transdutor de três elementos apresenta tendência a geração de feixes do tipo divergente.

O alinhamento e mapeamento do perfil transversal do feixe no transdutor de três elementos é dificultado pela sua geometria, sendo necessário fazer mais de um perfil e normalizar a forma de mapeá-los. No presente trabalho procurou-se fazer o alinhamento baseado em um único elemento escolhido como referência, entretanto este procedimento necessita ser aperfeiçoado.

A observação do último máximo é dificultada pelo fato de este se situar muito distante da face do transdutor, o que requer tanque acústico de grandes dimensões.

O efeito da distribuição e separação dos elementos representa uma área de investigação importante, uma vez que estas influenciam fortemente o valor da $A_{STF}(0)$.

Seria importante medir a intensidade do feixe, mas para isto seria necessário dispor de uma balança de radiação com um alvo de maior área, capaz de abranger a totalidade do feixe. Alternativamente pode-se usar um hidrofone, atentando para o fato do seu possível desgaste, já que a potencia aplicada ao transdutor é razoavelmente alta.

Capítulo 10. Referências Bibliográficas

- AIUM, 1992, “Acoustic Output Measurement and Labeling Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment”
- AIUM, 1993, “Conclusion Regarding Heat”
- AIUM 1994, “Medical Ultrasound Safety”, American Institute of Ultrasound in Medicine.
- AIUM/NEMA, 1992, “Standard for Real - Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment”
- ALVARENGA, A.V., 1999, *Implementação de protocolo para obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos biomédicos*. Tese de M. Sc., COPPE / UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ALVARENGA, A.V., MACHADO J.C., PEREIRA, W.C.A., 2001, “Implementação do protocolo para a obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 17, n. 3, pp. 151-163.
- BLY, S.H.P., HUSSEY R.G., KINSLEY J.P., DICKSON A.W., 1989, “Sensitivity of effective radiating area measurement for therapeutic ultrasound transducers to variations in hydrophone scanning technique”, *Healthy Physics*, v.57, n.4, pp. 637-643.
- CHARTERED SOCIETY OF PHYSIOTHERAPY (CSP), 1990, “Guide Lines for the Safe Use of Ultrasound Therapy Equipment”, *Physiotherapy*, v.76, n.11, pp. 683-684.
- DIAS, A.C.L. e LEOCÁDIO, M.P., 1995, *Sistema de Mapeamento Computadorizado - SMAP*, Projeto Final, UFRJ/DEE, Rio de Janeiro.
- DOCKER, M.F., FOULKES, D. J., PATRICK, M. K., 1982, “Ultrasound Couplants for Physiotherapy”, *Physiotherapy*, v.68, n.4 pp. 124-125.
- DUCK, F.A., MARTIN, K., 1991, “Trends in Diagnostic Ultrasound Exposure”, *Physics in Medicine and Biology*, v. 36, n. 11, pp. 1423-1432.
- DYSON, M., 1985, “Therapeutic Applications of Ultrasound”. In: NYBORG, W. L., ZISKIN, M. C. (eds), *Biological effects of Ultrasound*, 1 ed., Chapter 11, New York, USA, Churchill Livingstone.
- DYSON, M., 1987, ‘Mechanisms Involved in Therapeutic Ultrasound’, *Physiotherapy*, v.73, n.3 pp. 116-120.

- ECURS, 1994, "Tutorial Paper: Principles and Methods of Field Measurements", *European Journal of Ultrasound 1*, pp. 279-282.
- ECURS, 1996, "Tutorial Paper: Thermal and Mechanical Indices", *European Journal of Ultrasound 4*, pp. 145-150.
- FISH, P., 1990, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Ultrasound*, John Wiley & Sons, West Sussex, England.
- FYFE, M. C., PARNELL, S. M., 1982, "The importance of measurement of effective transducer radiating area in the testing and calibration of "therapeutic" ultrasonic instruments", *Health Physics*, v 43, n. 3, pp. 377-381.
- GUIRRO, R.; SANTOS, S.C.B. A realidade da potência acústica emitida pelos equipamentos de ultra-som terapêutico: uma revisão. *Rev Fisioter Univ São Paulo*, v.4, n.2, p.76-82, 1997
- GUIRRO, R., SERRÃO, F., ELIAS, D., BUCALON, A. J., 1997, "Calibration of Acoustic Intensity of Therapeutic Ultrasound Equipment in use in the City of Piracicaba", *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.2, n.1, pp. 35-37.
- HARRIS, G. R., 1988, "Hydrophone Measurements in Diagnostic Ultrasound Fields", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. UFFC-35, n. 2, pp. 87-101.
- HEKKENBERG, R.T., 1998, "Characterizing ultrasonic physiotherapy systems by performance and safety now internationally agreed", *Ultrasonics*, v.36, pp. 713-720.
- HEKKENBERG, R.T., OOSTERBAAN W.A, van BEEKUM W.T., 1986, "Evaluation of Ultrasound Therapy Devices", *Physiotherapy*, v.72, n. 8, pp. 390- 395.
- HEKKENBERG, R. T., REIBOLD R., ZEQRIBI B., 1994, "Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment", *Ultrasound in Medicine . & Biol.*, v.20, n.1, pp. 83-98.
- IEC – 150, 1963, "Testing and Calibration of Ultrasonic Therapeutic Equipment".
- KOSSOFF, G.,1962, "Calibration of Ultrasonic Therapeutic Equipment", *Acústica*, v. 12, pp. 84-90.
- LLOYD, J.J., EVANS, J.A., 1988, "A Calibration Survey of Physiotherapy Ultrasound Equipment in North Wales", *Physiotherapy*, v.74, n.2, pp. 56-61.
- MACEDO A.R., ALVARENGA A.V., PEREIRA W.C.A., MACHADO J.C. (2003), "Mapeamento do Feixe Ultra-sônico Utilizando as Propriedades Cromáticas dos

- Cristais Líquidos Colestéricos”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica – RBEB*, vol. 19, N. 2, pp. 61-68.
- McDIARMID, T., BURNS, P.N., 1987, “Clinical Applications of Therapeutic Ultrasound”, *Physiotherapy*, v.73, n.4, pp. 155-162.
- MILLER, D. L., 1991, “Up Date on Safety of Diagnostic Ultrasound”, *Journal of Clinical Ultrasound*, v. 19, November/December, pp. 531-540.
- NBR / IEC 61689, (1998) – Ultra-som – Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para Desempenho e métodos de Medição na faixa de Frequências de 0,5 MHz a 5 MHz, ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas.
- NBR/ IEC 601-2-5 (1997) - Equipamento Eletromédico - parte: 2 – prescrições particulares para Segurança e Equipamentos de Ultra-som para Terapia, ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas.
- Norma *Radiation Safety Performace Standard. Ultrasound Therapy Products. Title 21, Part 1050* (1979)
- NUSSBAUM E., 1996, “Therapeutic Ultrasound”. In: BEHRENS, B., MICHLOVITZ, S. L., *Physical Agents: Theory and Practice for the Physical Therapist Assistant*, capítulo 4, Philadelphia, USA, F. A. Davis Company.
- PATRICK, M.K., 1966, “Ultrasound in Physiotherapy”, *Ultrasonics*, January, pp.10-14.
- PRESTON, R.C., 1991, *Output Measurements for Medical Ultrasound*, Springer Verlag.
- PYE, S., 1996, “Ultrasound Therapy Equipment. Does it perform?”, *Physiotherapy*, v.81, n.1, pp. 39-44.
- SÁ, J.N.B., BUNN P.S., PEREIRA W.C.A., 2006, “Análise dos Fundamentos das Dosagens Indicadas para a Aplicação do Ultra-Som em Fisioterapia”, *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 815-818. , São Pedro/SP, 22 - 26 outubro.
- ter HAAR, G., DYSON M., OAKLEY E.M., 1987 “The use of ultrasound by physiotherapists in Britain, 1985”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v.13, n. 10, pp. 659-663.
- WFUMB, *World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology Symposium on Safety and Standardisation in Medical Ultrasound*, 1992, “Output Parameters that 110 Should be Measured in Order to Characterise Diagnostic Ultrasound Equipment in Thermal Terms”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 18, n. 9, pp. 783-792.

Capítulo 11. Apêndice

11.1. Sistema de Mapeamento de Campo Acústico - SIMCAUS

O Sistema de Mapeamento de Campo Acústico de Ultra-Som (SIMCAUS) é um sistema autômato desenvolvido com a finalidade de demonstrar o comportamento do campo acústico emitido por transdutores piezoelétricos de ultra-som operando em ambiente aquático.

Os componentes que compõem o sistema SIMCAUS estão interligados conforme apresentado no diagrama de blocos da Figura 11.1.

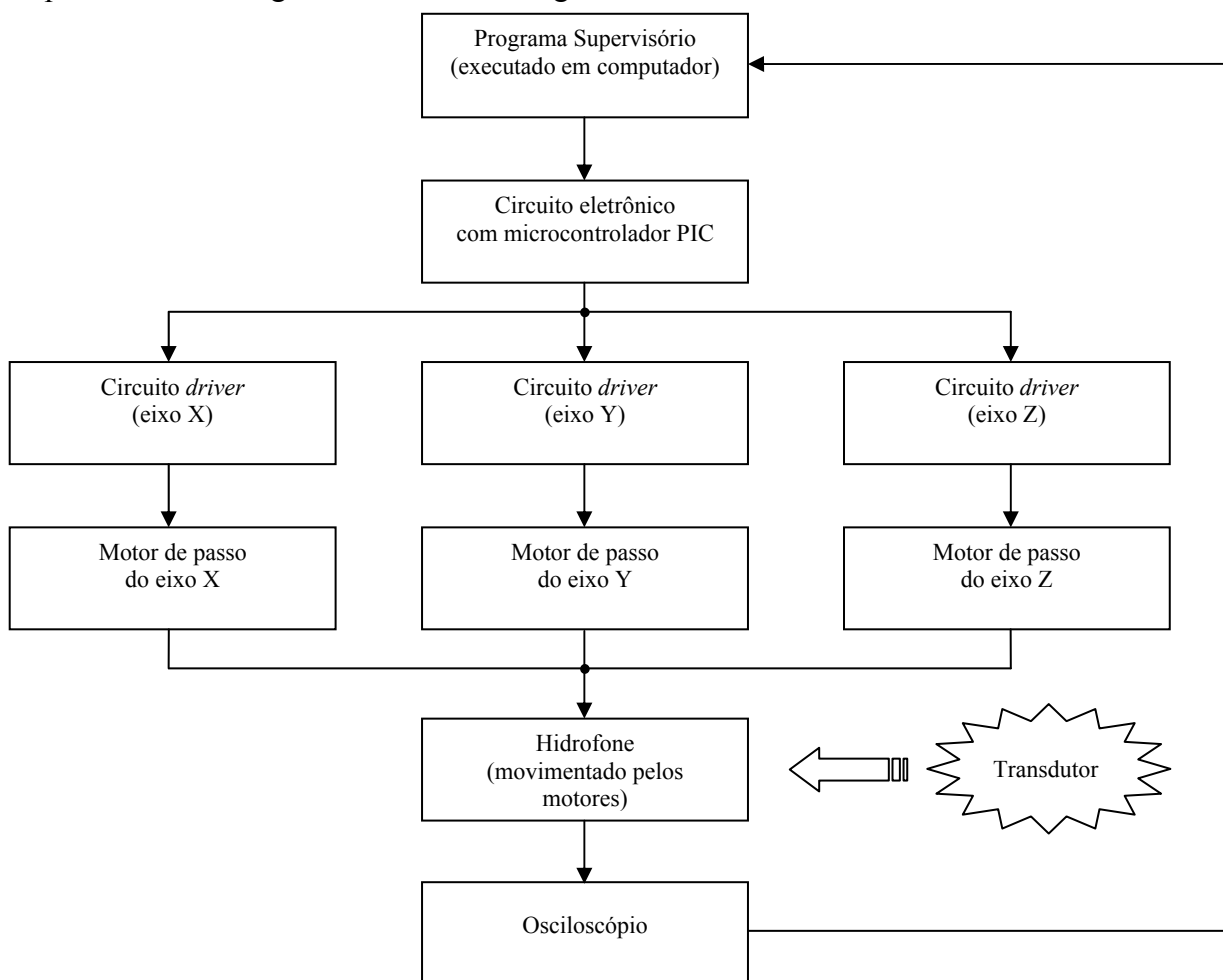


Figura 11.1 – Diagrama de blocos do SIMCAUS

As funções de cada componente que integra o sistema de mapeamento estão detalhadas nas seções seguintes.

11.2. Programa Supervisório

O supervisório é um programa desenvolvido em linguagem de programação LabVIEW. Ele foi programado para controlar todas as etapas de funcionamento do sistema de mapeamento de campo acústico de transdutores, através da movimentação e aquisição dos valores captados pelo hidrofone.

A linguagem de programação LabVIEW é propriedade da empresa americana *National Instruments*. Trata-se de uma linguagem de alto nível que disponibiliza blocos de programação gráfica do tipo fluxo de dados. O LabVIEW fornece um ambiente de programação ideal para desenvolvimento de projetos que englobem aquisição, registro de dados, controle de instrumentos e automação.

Na programação do sistema de mapeamento SIMCAUS foi utilizada a versão 8.2.1 do LabVIEW integrada a um módulo que permite comunicação serial com dispositivos (VISA) e um módulo para transferência de dados com um osciloscópio digital da *Tektronix* (modelo TDS3014B). O programa supervisório executável em computador PC com sistema operacional Windows XP instalado.

A tela principal do supervisório está apresentada na Figura 11.2. As funções dos componentes gráficos, assim como as comunicações com os circuitos eletrônicos auxiliares, serão detalhadas ao longo deste capítulo.

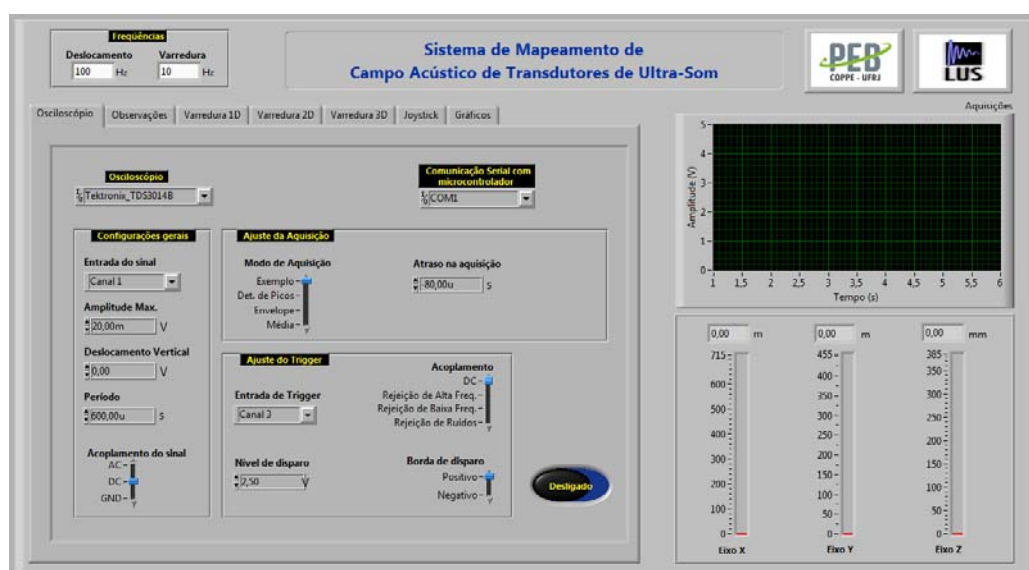


Figura 11.2 – Tela principal do programa supervisório do SIMCAUS (desenvolvido em LabVIEW)

11.3. Circuito Eletrônico com microcontrolador

Um circuito eletrônico foi especialmente projetado para servir de interface entre o programa supervisor que controla a execução do sistema e os motores de passo responsáveis pela movimentação do hidrofone.

O microcontrolador usado no projeto é um modelo PIC16F877A, produzido pela empresa *Microchip Technology*. Dentre os recursos oferecidos por este microcontrolador, os utilizados no projeto são as portas de entrada e saída digitais (portas I/O) e o módulo de comunicação serial com protocolo RS232.

11.4. Drivers e Motores de Passo

A movimentação do hidrofone no espaço tridimensional do interior do tanque acústico é feito por meio de suportes que se movimentam ao longo de trilhos dispostos perpendicularmente nas direções dos eixos X, Y, Z.

A Figura 11.3 ilustra o tanque acústico e o posicionamento dos três trilhos.

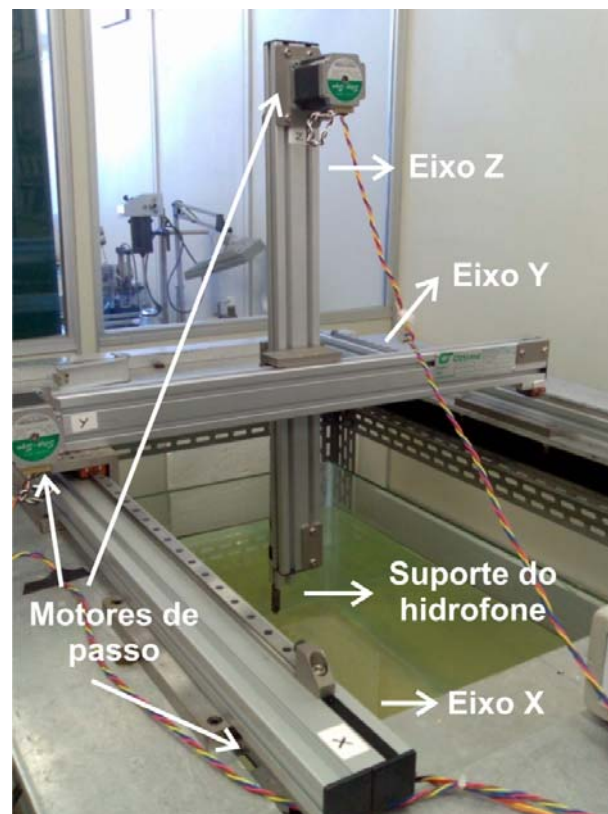


Figura 11.3 – Tanque acústico, Trilhos X, Y, Z interligados, suporte do hidrofone e motores de passo

Pode-se notar na Figura 11.3 que a haste em que o hidrofone é acoplado fica presa diretamente no suporte que se movimenta ao longo do eixo Z. Por sua vez, o trilho Z é apoiado no suporte do eixo Y e este conjunto é movimentado pelo trilho do eixo X. Desta forma, é possível posicionar o hidrofone para qualquer ponto espacial dentro do tanque acústico, desde que a posição esteja inserida dentro dos limites dos três trilhos.

A movimentação do hidrofone ao longo da trajetória dos trilhos é realizada através de suportes movidos por motores de passos. Cada trilho possui o seu próprio motor de passo que funciona de maneira independente.

Os circuitos eletrônicos chamados de *drivers* têm a função de gerarem sinais para acionamento dos motores de passo a partir de sinais digitais gerados pelo microcontrolador. Por sua vez, o microcontrolador envia sinais digitais para os *drivers* sempre que o programa supervisor lhe envia uma requisição de movimento.

O SIMCAUS possui três pares de circuitos *drivers* e motores de passo. Sempre que o usuário do sistema comanda a movimentação de um eixo, o programa supervisor envia um comando pela porta de comunicação serial do computador para o microcontrolador. Este *chip* analisa o comando recebido e identifica qual dos três motores deve ser acionado. O microcontrolador envia pulsos digitais diretamente para o *driver* do motor que deve entrar em operação. Cada *driver* possui três entradas de comando digitais: CLK, SENT, STD.

O comando CLK do *driver* tem a função de configurar a velocidade de deslocamento do motor de passo e, conseqüentemente, do suporte que se movimenta sobre o trilho. A velocidade de deslocamento é determinada pela frequência da onda digital gerada no microcontrolador e conectada ao *driver* através da entrada CLK. Quanto maior a frequência da onda quadrada digital, maior será a velocidade de deslocamento do suporte. A frequência máxima especificada pelo fabricante do motor é de 200 Hz. Porém, valores mais adequados para o deslocamento dos motores do SIMCAUS devem ser ajustados dentro da faixa de 10 a 100 Hz.

A Figura 11.4 apresenta os campos de entrada que permite ao usuário a determinação dos valores de frequência de deslocamento dos suportes durante o mapeamento. Há duas entradas de configuração: frequência de deslocamento e frequência de varredura.

A frequência de deslocamento ajusta a velocidade dos motores durante movimentações de reposicionamento. Já a frequência de varredura estabelece a velocidade dos motores durante a etapa de aquisição de dados. Recomenda-se a inserção

de freqüências de varredura mais baixas a fim de evitar uma trepidação excessiva da haste do hidrofone durante a aquisição de dados.

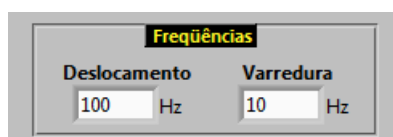


Figura 11.4 – Campos de ajuste das freqüências de deslocamento

Durante o desenvolvimento do projeto foi estipulado que o ponto delimitador do trilho mais próximo do motor de passo seria o ponto de origem do trilho. O comando SENT determina o sentido de deslocamento do suporte móvel pelo trilho em relação a este ponto delimitador.

A entrada do *driver* chamada STD (*stand-by*) deve ser usada sempre que os motores permanecerem parados por um determinado período de tempo. Uma vez acionada a função *stand-by*, o *driver* reduz à metade a tensão de alimentação do motor. Desta forma, reduz-se o aquecimento excessivo e desnecessário do motor quando o mesmo não está em operação.

É importante ressaltar que o usuário não tem acesso direto no acionamento dos sinais SENT e STD dos *drivers*. A geração desses sinais ocorre no supervisor de maneira automática, sempre que necessário.

Durante o mapeamento, o supervisor envia requisições para o microcontrolador gerar os pulsos elétricos de comando dos *drivers*. Todas as tarefas de controle do sistema estão programadas no código do supervisor. O microcontrolador somente executa os comandos enviados pelo supervisor.

11.5. Programa Supervisor

Nas seções seguintes estão relacionados os campos de configurações do programa supervisor para definição do modo de mapeamento realizado pelo sistema SIMCAUS. Nesta etapa serão determinadas as características de funcionamento do sistema para medição do sinal emitido pelo transdutor e captado pelo hidrofone.

As telas de configuração do programa supervisor são divididas e organizadas por campos. O objetivo da separação é facilitar a configuração do usuário de forma seqüencial para acionamento do mapeamento do campo acústico.

Foram criados os seguintes campos de configurações no programa supervisor:

- Osciloscópio
- Observações
- Varredura 1D
- Varredura 2D
- Varredura 3D
- Joystick
- Gráficos

11.5.1. Osciloscópio Tektronix TDS 3014B

A interface de comunicação do programa supervisor com o osciloscópio é feita através da rede Ethernet, usando o endereço IP do osciloscópio na rede. A cada ponto de aquisição de dados durante o mapeamento, o supervisor envia um comando para o osciloscópio transferir a forma de onda do sinal captado pelo hidrofone. Após receber a forma de onda, o supervisor processa os dados e identifica o ponto com maior amplitude sonora e registra este valor em arquivo.

A Figura 11.5 apresenta a tela de configurações do osciloscópio. Os índices da figura destacam os componentes de configuração do osciloscópio que estão comentados a seguir.

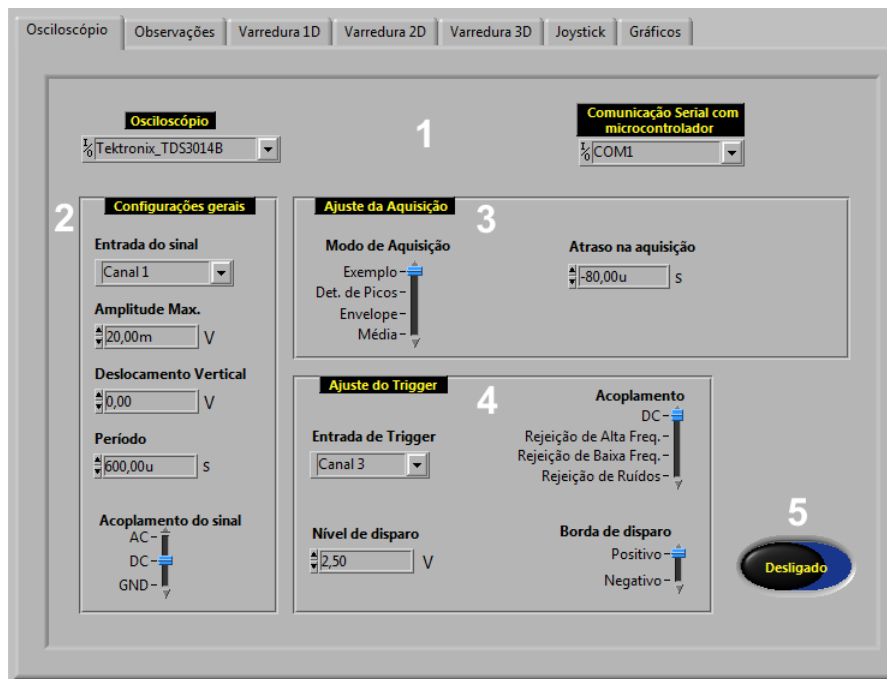


Figura 11.5 – Painel de configuração do osciloscópio

- 1 – Campos de seleção do osciloscópio e porta de comunicação com o microcontrolador. O programa supervisor foi programado para operar em conjunto com um osciloscópio Tektronix 3014B. Caso deseje-se usar um outro modelo de osciloscópio, o código de programação do SIMCAUS deve ser revisado. A porta de comunicação serial do computador com o circuito eletrônico do microcontrolador também deve ser informada no supervisor. Caso o computador não possua portas seriais, mas haja portas USB disponíveis, pode-se usar um cabo adaptador de USB para serial.
- 2 – Neste campo devem ser definidos os ajustes gerais de visualização da forma de onda no osciloscópio. O primeiro campo informa o canal de conexão do osciloscópio com o hidrofone. Os campos seguintes definem os limites de visualização da forma de onda na tela do osciloscópio. Os valores padrões apresentados no supervisor podem ser modificados pelo usuário caso seja necessário.
- 3 – O modo de aquisição da forma de onda pode alterar os resultados dos dados registrados pelo osciloscópio durante o mapeamento. Os tipos de aquisição disponíveis no osciloscópio são os seguintes: exemplo, detecção de picos, envelope e média. Para um melhor entendimento

sobre os modos de aquisição recomenda-se uma consulta no manual do osciloscópio

- 4 – Os ajustes do sinal de *trigger* são definidos pelos componentes deste campo. O campo mais importante é o define o canal de entrada no osciloscópio que recebe o sinal de *trigger*. Este tipo de sinal dispara no osciloscópio o momento de início da aquisição da forma de onda, portanto deve haver um sincronismo entre a geração do pulso aplicado ao transdutor e o sinal de *trigger*.
- 5 – Após a configuração ter sido realizada, deve-se acionar este botão para que o programa supervisorio estabeleça uma conexão com o osciloscópio e envie as modificações realizadas. Posteriormente, o usuário pode reajustar manualmente o osciloscópio sem causar nenhuma interferência de comunicação com o supervisorio.

11.5.2. Observações

O campo de Observações é somente uma entrada de dados do usuário para registro de características do monitoramento. Além da inserção de dados a respeito do transdutor, estes componentes também podem ser usados para armazenamento de detalhes do mapeamento, como por exemplo: tipo de hidrofone, modo de varredura, número de pontos usados, etc.

A *Figura 11.6* apresenta o campo de Observações do programa supervisorio



A imagem mostra uma interface de usuário com uma barra de menu no topo contendo: Osciloscópio, Observações, Varredura 1D, Varredura 2D, Varredura 3D, Joystick e Gráficos. Abaixo da barra, há um botão amarelo com o texto "Insira as características do transdutor". Logo abaixo, há um campo de entrada rotulado "Frequência do transdutor" com um campo de texto branco. Na base, há um campo de entrada rotulado "Observações" com um espaço amplo para texto.

Figura 11.6 – Campos de entrada de dados do mapeamento

11.5.3. Modos de Varredura

Os próximos três campos de ajustes do supervisor definem as características do modo de varredura desejada pelo usuário: Varredura 1D, Varredura 2D ou Varredura 3D.

A varredura 1D é o modo de monitoramento mais simples e rápido do campo acústico do transdutor, porque desloca a haste do hidrofone somente por uma dimensão. A trajetória é retilínea e ao longo do eixo X, Y ou Z.

A Figura 11.7 demonstra os três estilos de monitoramento da Varredura 1D. Estão representados na figura: os limites do tanque acústico (com linhas tracejadas azuis); a orientação dos três eixos (com linhas cheias pretas); a posição do transdutor de ultrassom em relação ao tanque (com uma elipse) e os movimentos de deslocamento do hidrofone nos três modos de varredura (com linhas tracejadas pretas).

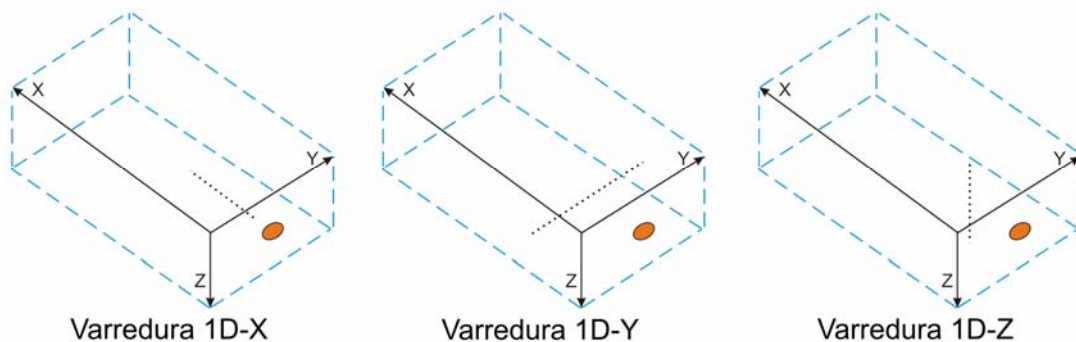


Figura 11.7 – Modos de varredura 1D

A Varredura 2D é o modo de mapeamento que melhor representa o comportamento do campo acústico do transdutor, uma vez que realiza uma série de aquisições distribuídas dentro de uma área localizada no espaço bidimensional dos seguintes planos: XY, XZ e YZ.

A Figura 11.8 apresenta exemplos de áreas projetadas nos planos mencionados anteriormente. Através dos desenhos, torna-se mais fácil imaginar a movimentação da haste no interior do tanque acústico durante o procedimento de aquisição de dados da varredura 2D.

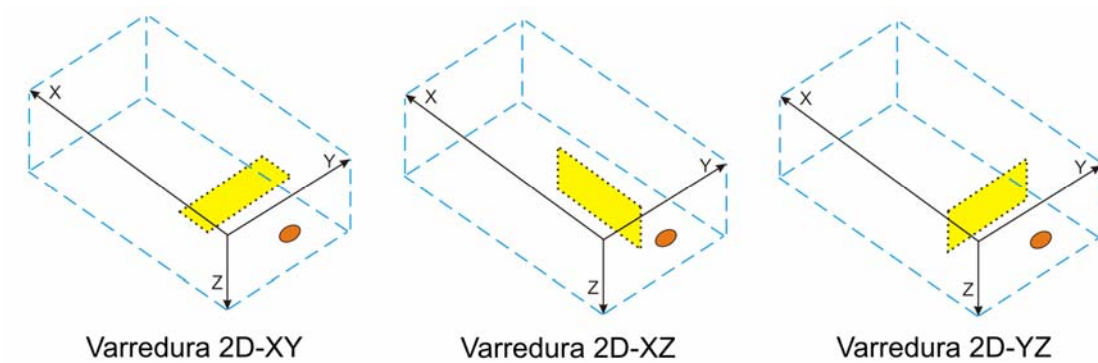


Figura 11.8 – Modos de varredura 2D

A Varredura 3D seria o modo completo de determinação do campo acústico dentro de um espaço vetorial de terceira dimensão: XYZ. Este modo de varredura ainda não está funcional no sistema SIMCAUS, mas quando estiver programado, possibilitará a aquisição de dados no espaço compreendido por um volume.

A Figura 11.9 representa no modo de varredura 3D. Note que este modo de varredura só tem uma seqüência para movimentação da haste, pois combina deslocamentos nos três eixos.

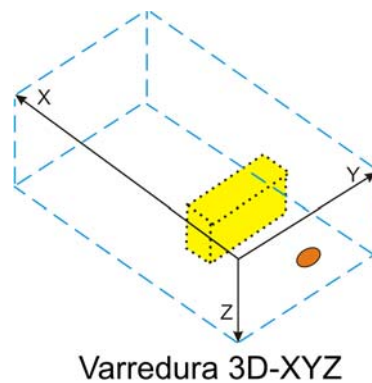


Figura 11.9 – Modo de varredura 3D

A programação dos modos de varredura no programa supervisor é feita pelo usuário diretamente nos campos rotulados como Varredura 1D e Varredura 2D. A programação dos modos é bastante semelhante, portanto, as instruções a seguir apresentam as etapas necessárias para definição dos parâmetros de entrada para configurações da Varredura 2D. O modo 1D pode ser feito de forma equivalente, porém feito somente em uma dimensão.

A seqüência correta configuração do programa supervisorio é inicialmente definir as freqüências de deslocamento e varredura, comentadas na seção 11.3. A seguir deve-se estabelecer a comunicação entre o supervisorio e o osciloscópio, conforme detalhado na seção 11.5.1. A próxima etapa é definir o tipo de varredura: 1D ou 2D.

No exemplo apresentado a seguir será apresentada a definição dos campos para o monitoramento 2D. Desta forma, basta acessar a aba rotulada Varredura 2D. A Figura 11.10 apresenta os campos de entrada deste modo.

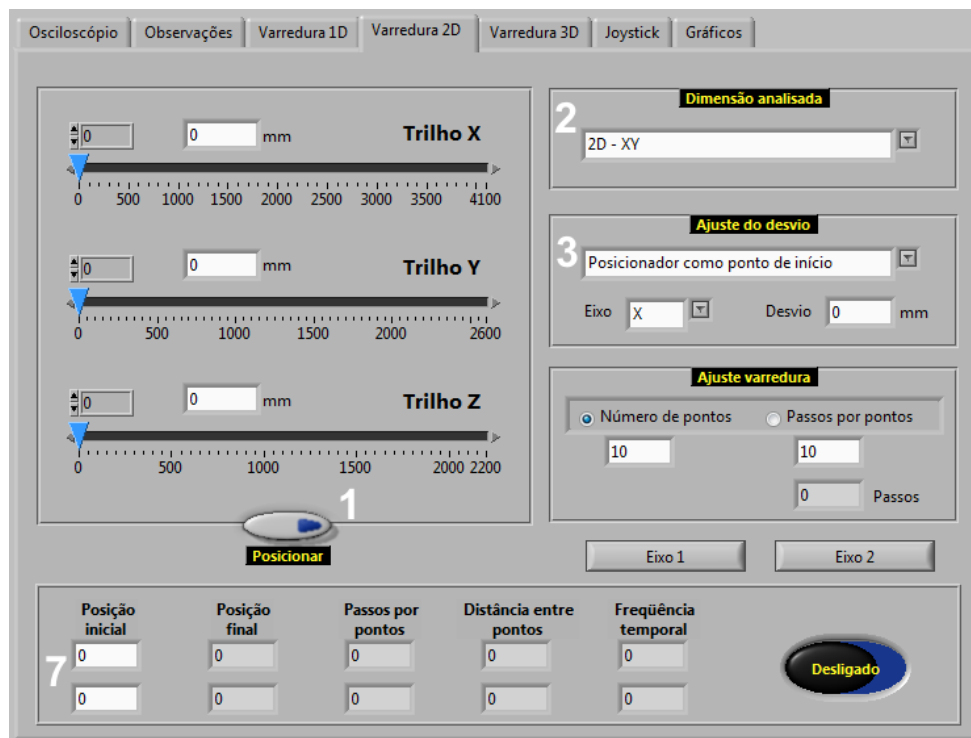


Figura 11.10 – Campos de entrada do supervisorio para configuração da Varredura 2D

O primeiro passo da programação é a definição do ponto inicial da varredura a ser realizada. A movimentação da haste do hidrofone é feita pela função chamada de posicionador, apresentada na Figura 11.10-1. A localização do ponto de início dentro do espaço tridimensional do tanque acústico pode ser definida pelo usuário através de uma coordenada espacial X, Y, Z.

O menor deslocamento do suporte sobre o trilho é de 0,174 mm. Este valor é determinado pela menor rotação angular do motor de passo. Portanto, a movimentação do suporte sobre o trilho se mantém restrita a múltiplos inteiros de deslocamentos mínimos do suporte.

Para fins de programação, foi estipulado no projeto do supervisor que o batente do trilho mais próximo do motor de passos é definido como a origem do eixo sendo, portanto, o ponto de localização igual a zero (0). A partir desta posição, o suporte móvel se movimenta em valores crescentes de números inteiros de deslocamentos mínimos, chamado no projeto por número de passos.

O ajuste das coordenadas do ponto inicial pode ser feito em número de passos ou pela distância em milímetros, que sempre é convertida e aproximada pelo supervisor em número de passos.

Note que os componentes de entrada do posicionador foram rotulados de Trilho X, Trilho Y e Trilho Z. Eles estão graduados em números de passos e já possuem os limites para movimentação da haste respeitando o espaço físico do tanque acústico.

Portanto, para definição do ponto inicial, basta deslizar os ponteiros dos componentes de entrada ou digitar diretamente nos campos de entrada os valores da posição desejada das coordenadas em milímetros ou em número de passos. A seguir pressione o botão Posicionar para deslocar a haste para a posição desejada.

O próximo passo é definir o estilo do modo de varredura entre as opções: 2D-XY, 2D-XZ, e 2D-YZ, no campo apresentado na Figura 11.10-2. Este campo define a projeção do plano a ser monitorado.

O campo de entrada representado na Figura 11.10-3 define como se comportará o deslocamento da haste em relação ao ponto de início. Há duas opções possíveis: Posicionador como ponto de início ou Posicionador como referência central

Na primeira opção, os deslocamentos (ou desvios) para mapeamento do plano usarão o ponto definido pelo posicionador como ponto inicial de varredura. Na segunda opção, a localização do posicionador será usada como ponto central do plano de varredura. A Figura 11.11 exemplifica os dois tipos de ajuste de desvio.

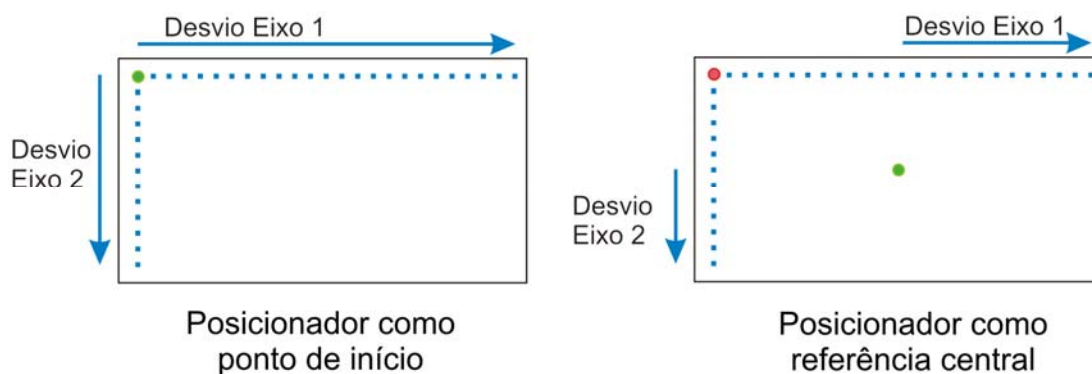


Figura 11.11 – Tipos de desvio para mapeamento do plano usando o ponto inicial como referência

Os desvios inseridos pelo usuário na primeira opção seriam as faces do plano a ser percorrido pela haste do hidrofone durante o mapeamento 2D. O ponto verde representa a localização do ponto de início definida anteriormente.

No segundo modo, o supervisor traça o plano de varredura ao redor do ponto definido pelo posicionador. Na realidade, nesta opção, o supervisor estipula um novo ponto de início (representado em vermelho) para que o ponto anterior (representado em verde) permaneça como o centro do plano de varredura.

No exemplo a seguir estão descritas as etapas necessárias para configuração de um plano usando o posicionador como ponto de início para varredura do tipo 2D-YZ com desvios de 4 mm e 2 mm, respectivamente.

Inicialmente deve-se selecionar o tipo de plano para monitoramento e determinar o tipo de ajuste de desvio. Como a varredura percorrerá o plano YZ, deve-se a princípio ajustar os dados relativos à dimensão Y. No campo representado na Figura 11.12 pelo índice 1, deve-se escolher o Eixo Y e no campo de índice 2 deve-se entrar o valor do desvio desejado. No nosso exemplo para o Eixo Y será de 4 mm.

A imagem mostra uma interface de usuário com três seções principais:

- Dimensão analisada:** Um menu suspenso com o valor "2D - YZ" selecionado.
- Ajuste do desvio:** Um menu suspenso com "Posicionador como ponto de início" selecionado. Abaixo dele, há dois campos numerados: "1 Eixo" com o menu suspenso "Y" selecionado, e "2 Desvio" com o valor "4" e a unidade "mm".
- Ajuste varredura:** Duas opções de radio button: "Número de pontos" (selecionada) e "Passos por pontos". Abaixo, há dois campos numerados: "3" com o valor "6" e "10" (para passos), e "0" (para passos).

Na base da interface, há dois botões numerados "4" e "5" rotulados "Eixo 1" e "Eixo 2" respectivamente.

Figura 11.12 – Campos para programação das características de varredura 2D

O campo de índice 3 da Figura 11.12 possibilita a determinação do número de pontos de aquisição que o SIMCAUS fará durante os movimentos retilíneos ao longo do eixo Y. Conforme apresentado na figura, entra-se com um número de pontos igual a 6 para cada linha a ser percorrida na dimensão Y. Uma alternativa possibilitada neste campo é a inserção direta de quantos passos devem ser percorridos entre os pontos.

A seguir basta pressionar o botão Eixo 1 representado pelo índice 4 da figura. Ao ser pressionado o botão, o programa supervisor fará o cálculo necessário a fim de converter o valor de desvio de milímetros (4 mm) em número de passos, que é a forma real de deslocamento possibilitada pelo motor de passos. Além disso, o programa fará uma série de cálculos para determinar a distância entre os pontos desejados pelo usuário (6 pontos) dentro do desvio de 4 mm.

A Figura 11.13 apresenta os resultados da conversão de 4 mm de desvio ao longo do eixo Y com 6 pontos de aquisição em cada movimentação retilínea.


Posição inicial	Posição final	Passos por pontos	Distância entre pontos	Frequência temporal	
0	4,176	4	0,696	2,5	
0	0	0	0	0	

Figura 11.13 – Resultado do cálculo para determinação das características de varredura no eixo Y

A posição inicial apresenta valor zero (0). Este valor inicial se refere à posição do ponto de início, previamente inserido através da função Posicionador. A posição final resultante para ajuste de 6 passos na faixa de 4 mm foi aproximada para 4,176 mm. Essa discrepância ocorreu porque o programa fez a seqüência de cálculos relacionada a seguir.

Desvio no eixo Y = 4 mm
 Deslocamento mínimo = 0,174 mm
 Número de pontos = 6

$$PassosporPontos = \frac{Desvio}{NPontos \times DeslMin} = \frac{4}{6 \times 0,174} = 3,831 \approx 4 \quad \text{Equação 11.1}$$

A equação 11.1 apresenta o cálculo do número de passos (ou deslocamentos mínimos) que o motor de passo fará para realizar a aquisição de 6 pontos no intervalo de 4 mm. Note que o resultado inicial foi 3,831, porém como a movimentação deve ser feita sempre em números inteiros de número de passos, esse valor foi corrigido para 4 passos entre pontos. Assim, o valor da posição final deve ser recalculado. A equação 11.2 apresenta os cálculos.

Passos entre pontos = 4 Número de pontos = 6 Deslocamento mínimo = 0,174 mm

$$PosFinal = PassosporPontos \times Npontos \times DeslMin = 4 \times 6 \times 0,174 = 4,176mm$$

Os cálculos resumidos nas equações 11.3 determinam a distância entre pontos e a frequência temporal das aquisições.

$$DistPontos = PassosporPontos \times DeslMin = 4 \times 0,174 = 0,696$$

$$FreqTemp = FreqVarredura \div PassosporPontos = 10 \div 4 = 2,5$$

Pode-se conferir na Figura 11.13 os resultados dos cálculos obtidos anteriormente com as definições do comportamento das aquisições para o eixo Y.

A seguir, o usuário deve inserir os dados para obtenção do espaçamento das aquisições no eixo Z. A forma de entrada dos dados é feita de forma similar. O eixo Z deve ser selecionado no campo de entrada apresentado na Figura 11.12-1 e o desvio ajustado para 2 mm no componente de entrada da Figura 11.12-2, conforme os valores de desvio do exemplo proposto abaixo:

Desvio no eixo Z = 2 mm Número de pontos = 4

No caso do eixo Z, o supervisor calculará um número de pontos igual a 4, no campo de entrada representado pelo índice 3 da Figura 11.12. Basta clicar no botão apresentado pelo índice 5 da Figura 11.12 para que o supervisor realize os cálculos necessários.

As equações 11.4 para definição das aquisições dos dados ao longo do eixo Z estão resumidas abaixo:

$$PassosporPontos = \frac{Desvio}{NPontos \times DeslMin} = \frac{2}{4 \times 0,174} = 2,874 \approx 3$$

$$PosFinal = PassosporPontos \times NPontos \times DeslMin = 3 \times 4 \times 0,174 = 2,088mm$$

$$DistPontos = PassosporPontos \times DeslMin = 3 \times 0,174 = 0,522$$

$$FreqTemp = FreqVarredura \div PassosporPontos = 10 \div 3 = 3,3$$

A Figura 11.14 representa os campos de saída do programa supervisorio expondo o resultado dos cálculos apresentados anteriormente para o eixo Z. Para acionar a varredura na área do plano YZ, com as características propostas no exemplo, basta pressionar no botão indicado pelo índice 1 da fig. 11.14.

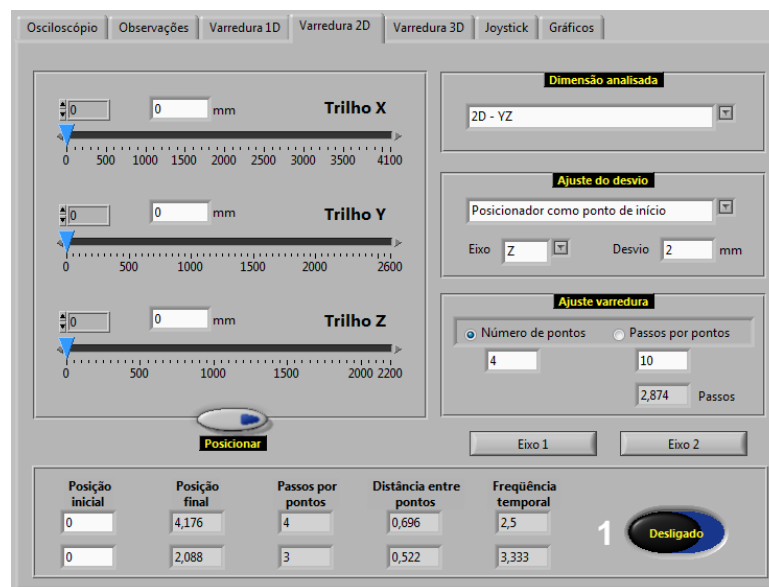


Figura 11.14 – Resultado dos cálculos com as características da varredura para o plano YZ

O SIMCAUS iniciará a varredura no plano YZ conforme as dimensões proposta no exemplo: plano de 4 por 2 milímetros, usando o ponto de início como referência.

A Figura 11.15 apresenta um esquema que facilita a visualização dos pontos de aquisição ao longo da superfície do plano YZ programado anteriormente. Os quadrados pretos representam o deslocamento mínimo (ou passos) com o tamanho de 0,174 mm. As listras vermelhas são as posições em cada eixo em que o SIMCAUS fará uma aquisição. O ponto verde simboliza o ponto de início e os pontos azuis são os pontos de

aquisição. É importante ressaltar que o supervisor realiza uma aquisição já no ponto de início.

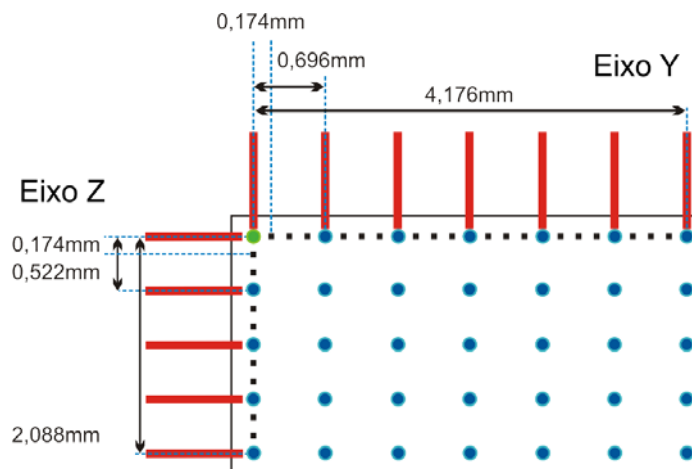


Figura 11.15 – Esquema de mapeamento para as configurações definidas no exemplo proposto anteriormente

11.5.4. “Joystick”

A função chamada de *Joystick* foi programada para servir como método alternativo para posicionamento da haste do hidrofone. O algoritmo de funcionamento do *Joystick* permite movimentar cada trilho de maneira independente. Para iniciar a movimentação basta selecionar o trilho desejado e controlar o deslocamento através dos componentes: Mover, Retornar, Pára e Parar na origem.

A função *joystick* pode ser usada como uma espécie de sintonia fina para verificação manual das características do campo acústico do transdutor. Como exemplo, pode-se usar essa função para detectar manualmente a região de máxima amplitude sonora do transdutor. Usando essa localização como referência, pode-se iniciar a varredura de um plano que contenha o ponto de amplitude máxima, por exemplo.

É importante ressaltar que o supervisor desloca o suporte até o limite de cada trilho. Quando o limite é atingido, o suporte retorna automaticamente na direção contrária. Para que o suporte permaneça imóvel na origem basta pressionar o botão: Para na origem.

A Figura 11.16 apresenta a tela de comando da função *Joystick*.



Figura 11.16 – Comandos da função *Joystick*

11.5.5. Gráficos

Foi inserida no supervisor uma tela para apresentação gráfica dos pontos registrados após o mapeamento. A aba intitulada Gráficos apresenta os resultados das Varreduras em modos distintos: amplitudes máximas, amplitudes mínimas e amplitudes pico-a-pico. Para visualização do gráfico, basta selecionar o modo desejado e clicar sobre o botão referente ao tipo de varredura. A Figura 11.17 apresenta a função Gráficos.

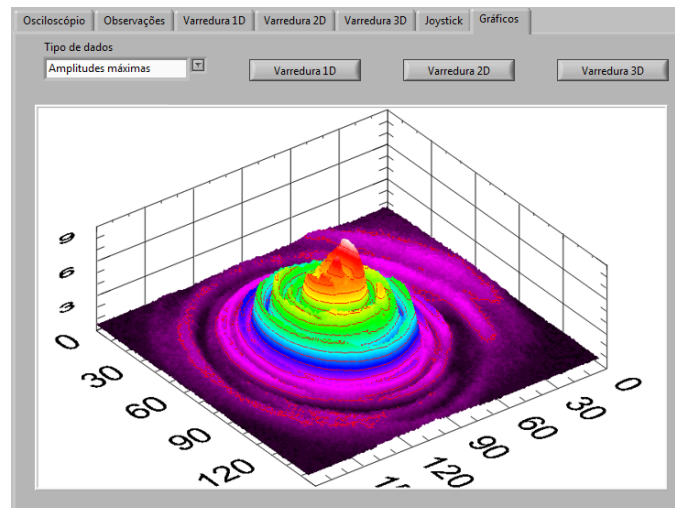


Figura 11.17 – Gráfico resultante de um mapeamento 2D feito pelo SIMCAUS

11.5.6. Gera Gráficos

Um módulo independente do programa principal do SIMCAUS é o programa Gera Gráficos. Durante o funcionamento do programa supervisor do SIMCAUS, além de realizar a aquisição de sinais captados pelo hidrofone, o programa registra todos os dados coletados em um arquivo texto com todas as características do mapeamento, como por exemplo: tipo de Varredura, plano, número de pontos, etc. Além disso, também são registradas as informações fornecidas pelo usuário no campo de entrada Observações do supervisor.

Por isso, foi programado este módulo complementar com a finalidade de recuperar todas as informações armazenadas nos arquivos gerados durante os mapeamentos para o futuro acesso aos valores medidos. O programa Gera Gráficos é compatível com todos os modos de Varredura realizados no programa supervisor do SIMCAUS.

A Figura 11.18 apresenta a tela do módulo complementar Gera Gráficos.

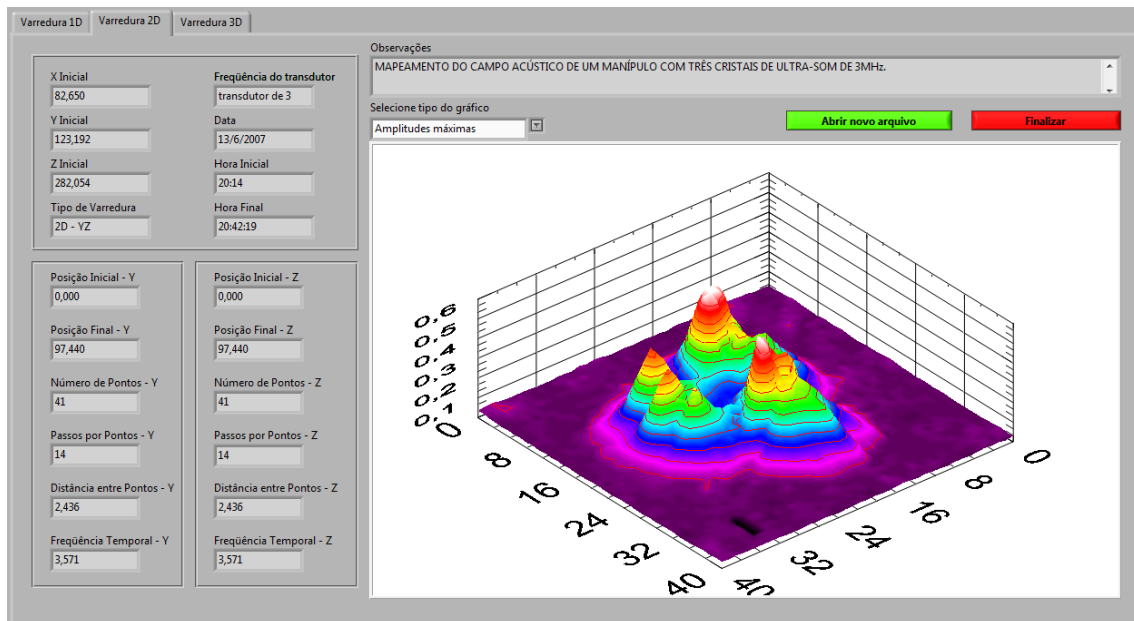


Figura 11.18 – Tela do módulo Gera Gráficos com todas as informações armazenadas durante o mapeamento