

CARACTERIZAÇÃO DA SENSIBILIDADE DE TRANSDUTORES
ULTRA-SÔNICOS DE FISIOTERAPIA PELO MÉTODO DE
AUTO-RECIPROCIDADE

Viviane Mendes Abrunhosa

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.

Prof. Carlos Henrique Figueiredo Alves, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
NOVEMBRO DE 2006

ABRUNHOSA, VIVIANE MENDES

Caracterização da sensibilidade de
transdutores ultra-sônicos de
Fisioterapia pelo método de auto-
reciprocidade [Rio de Janeiro] 2006

X, 57 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação - Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE

1. Caracterização da sensibilidade

2. Transdutores ultra-sônicos

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedico este trabalho aos meus pais, a minha irmã, amigos e principalmente ao meu namorado pelo incentivo, apoio e paciência ao longo desta trajetória.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pelo carinho, dedicação e incentivo aos meus estudos e principalmente pelos conselhos.

Ao meu namorado que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos me apoiando e compreendendo a minha ausência em certos momentos.

À Bela, minha grande amiga que fiz aqui no PEB, que me auxiliou nos momentos mais difíceis e me ajudou na conclusão deste estudo.

Ao Rodrigo Costa-Félix por disponibilizar o laboratório de ultra-som, no Inmetro, para eu poder realizar os experimentos desta tese e principalmente por ajudar em todo o processo de construção, desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

Aos amigos que fiz no PEB Kelly Key, Lorena, André Alvarenga, Hatus Viana, Jaqueline Burigo e Sabrina.

Aos meus orientadores Markão e Wagner pelo apoio e paciência.

Ao CNPq pela concessão da bolsa de estudos.

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

CARACTERIZAÇÃO DA SENSIBILIDADE DE TRANSDUTORES ULTRA-SÔNICOS DE FISIOTERAPIA PELO MÉTODO DE AUTO-RECIPROCIDADE

Viviane Mendes Abrunhosa

Novembro/2006

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

A irradiação ultra-sônica é freqüentemente utilizada, em Fisioterapia, para tratar lesão de tecidos moles. Entretanto, os profissionais de Fisioterapia não têm como saber, com exatidão, a quantidade de energia emitida pelos transdutores destes equipamentos, fato que pode ser explicado pelas deficiências na calibração dos mesmos.

O objetivo do presente estudo é mostrar como é possível calibrar a sensibilidade de transmissão de transdutores ultra-sônicos de Fisioterapia pelo método de auto-reciprocidade. A título de exemplo este método foi testado na calibração de três transdutores, os resultados obtidos com os erros relativos foram menores que 6%. Observou-se que as sensibilidades de 1 dos 3 transdutores avaliados é linear, dentro da faixa da freqüência utilizada para uma tensão de excitação variando de 3,5 a 10,5 Vpp, enquanto os outros 2 não são lineares nestas mesmas tensões. Isto indica que pode haver casos em que o aumento do sinal de excitação não implique no correspondente aumento proporcional da energia ultra-sônica. Esta informação precisa ser levada em consideração quando executado o projeto da eletrônica do equipamento, para que se possa escala nominal seja fiel à potência acústica gerada. Os procedimentos experimentais foram baseados no padrão internacional da norma IEC 60866. Para a continuação deste trabalho sugere-se a adaptação do método para caracterizar transdutores ultra-sônicos com tensões de excitação capazes de gerar intensidades acústicas em níveis terapêuticos.

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

CHARACTERIZATION OF THE SENSIBILITY OF ULTRASOUND
PHYSIOTHERAPY TRANSDUCERS BY THE SELF-RECIPROCITY METHOD

Viviane Mendes Abrunhosa

November/2006

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

The ultrasonic irradiation is frequently used in physiotherapy to heal soft tissue injuries. It must be pointed however that physiotherapists don't know exactly the amount of energy emitted from the transducers of such equipments because of deficiencies in their calibration.

The objective of the present study is to show how to perform sensibility calibration of ultrasonic physiotherapy transducers by a self-reciprocity method. As exemplification the method was tested in the calibration of 3 transducers for an excitation voltage varying from 3.5 to 10.5 Vpp and the results show a relative error of less than 6%. It was observed that, on their respective frequency band, 1 transducer was linear and 2 were not linear, for the same excitation voltage. This indicates that for some transducers a linear increase in excitation voltage may not correspond to a proportional increase in the ultrasonic output energy. Such information must be taken into account in the project of the electronics of the equipment in order to ensure that the nominal scale is a reliable indicator of the acoustic power generated. The experimental procedures were based on international standards (Norm IEC 60866). The following stage is to adapt this method to characterize ultrasound beams with exciting tensions capable to generate acoustic intensities in therapeutic levels.

Índice

CAPÍTULO I: Introdução.....	1
I.1 Objetivo.....	6
I.2 Estrutura do trabalho.....	6
CAPÍTULO II: Revisão Bibliográfica	8
CAPÍTULO III: Fundamentação Teórica	16
III.1 Piezoeletricidade	16
III.2 Construção de transdutores ultra-sônico para Fisioterapia.....	18
III.3 Campo acústico gerado por um transdutor de Fisioterapia	20
III.4 Calibração pelo Método de Auto-reciprocidade	26
CAPÍTULO IV: Metodologia.....	29
IV.1 Materiais	29
IV.2 Protocolo de Medição.....	31
IV.3 Implementação do Protocolo	32
CAPÍTULO V: Resultados	39
CAPÍTULO VI: Discussão.....	48
CAPÍTULO VII: Conclusão.....	51
Referências Bibliográficas	52

Índice de Figuras

Figura III.1: Circuito equivalente simplificado de um transdutor piezoelétrico, vibrando no modo espessura.	18
Figura III.2: Esquema do transdutor ultra-sônico aplicado à Fisioterapia	20
Figura III.3: Simulação da distribuição espacial de um feixe ultra-sônico (Extraído de ALVARENGA <i>et al.</i> , 2001).....	24
Figura IV.1: Transdutor para NDT.	30
Figura IV.2: Transdutores de Fisioterapia.	30
Figura IV.3: Equipamentos para o experimento.	31
Figura IV.4: Diagrama de bloco da calibração do transdutor pela técnica de auto-reciprocidade.	34
Figura IV.5: Montagem experimental no tanque.	35
Figura IV.6: Tela Principal do Programa que permite visualizar e ajustar os parâmetros do osciloscópio digital, do gerador de funções e da temperatura da água contida no tanque.	37
Figura IV.7: Janela designada “Reciprocidade”. Nesta tela colocam-se os parâmetros das faixas de frequência e de tensão do transdutor. Além disso, permite visualizar o pulso gerado antes do resistor (sinal branco), depois do resistor (sinal azul) e a captação do eco (sinal vermelho). Ao término das aquisições o programa constrói quatro gráficos nos quais são apresentadas as curvas de sensibilidades calculadas de duas formas diferentes: o primeiro gráfico utiliza a corrente de emissão e o segundo gráfico a tensão de emissão, as curvas da incerteza do método do Tipo A e a linearidade e a curva da sensibilidade em função de tensão de alimentação para cada uma das frequências utilizadas.....	38

Figura V.1: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 1 com frequência nominal de 2,25 MHz.	40
Figura V.2: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 2 com frequência nominal de 1,00 MHz.	41
Figura V.3: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 3 com frequência nominal de 1,00 MHz.	42
Figura V.4: O gráfico apresenta a curva com os valores do erro relativo [%] do transdutor 1 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação.	43
Figura V.5: O gráfico apresenta a curva (em vermelho) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação e a curva (em rosa) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes sem as tensões de 3,5 e 4,5 Vpp.	43
Figura V.6: O gráfico apresenta a curva (em laranja) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 3 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação e a curva (em rosa) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes sem as tensões de 3,5 e 4,5 Vpp.	44
Figura V.7: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 1 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.	45
Figura V.8: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 2 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.	46
Figura V.9: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 3 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.	47

Índice de Tabelas

Tabela V.1: Característica de todos os transdutores utilizados nos experimentos. **Error!**

Bookmark not defined.

Tabela V.2: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 1. **Error! Bookmark not defined.**

Tabela V.3: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 2. **Error! Bookmark not defined.**

Tabela V.4: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 3. **Error! Bookmark not defined.**

CAPÍTULO I

Introdução

A onda ultra-sônica é uma perturbação mecânica com frequência acima de 20 kHz. Em Medicina, ultra-som (US) é aplicado tanto para investigar as propriedades dos tecidos (visando um diagnóstico) como para modificar estas propriedades (terapia). A onda ultra-sônica de baixa intensidade tem sido usada para estudar as propriedades acústicas dos tecidos biológicos como atenuação, velocidade de propagação da onda, retroespalhamento, periodicidade, e de conformação, como por exemplo, a anatômica. Já a onda de alta intensidade tem aplicações em terapia, ex. Fisioterapia (FISH, 1990) e aplicações cirúrgicas tais como litotripsia e hipertermia. Os parâmetros de intensidade e frequência são estabelecidos em função da área de atuação. No caso de equipamentos de US aplicados à Odontologia, a frequência varia de 20 a 30 kHz; em equipamentos aplicados à Fisioterapia, varia de 1 a 3 MHz; para diagnóstico com Doppler, varia de 2 a 10 MHz; e para diagnóstico por imagem, os valores de frequência estendem-se até 40 MHz. A biomicroscopia ultra-sônica (UBM, sigla em inglês) utiliza transdutores que operam na frequência de 40 a 60 MHz para aplicações oftalmológicas (FOSTER *et al.*, 2000).

O equipamento de US aplicado à Fisioterapia apresenta uma eletrônica relativamente simples e quase todos possuem o mesmo projeto eletrônico básico. Este consiste, normalmente, de uma fonte de sinal elétrico de alta frequência, sintonizada na faixa de 1 a 3 MHz composta de um oscilador e amplificador ligado ao transdutor que converte esses sinais elétricos em energia acústica. Este sinal pode ou não ser modulado de forma a gerar um campo acústico contínuo ou pulsado (KITCHEN & BAZIN, 1998).

A utilização dos efeitos biofísicos da onda ultra-sônica pelos fisioterapeutas O começou há seis décadas (WARDEN & MCMEEKEN, 2002). Normalmente, o equipamento de ultra-som aplicado à Fisioterapia possui um transdutor sem foco, capaz de gerar energia suficiente para produzir alguma alteração biofísica no tecido sem danificá-lo. A utilização deste recurso, como forma de tratamento, tem o objetivo de estimular o processo natural de cicatrização do tecido, podendo ser aplicado em diferentes tipos de lesões. Desta forma, é um recurso amplamente utilizado em Fisioterapia, no tratamento de patologias músculo-esqueléticas, particularmente em lesões no tendão, ligamento e bursa sinovial (SPEED, 2001). As características das ondas ultra-sônicas mais empregadas em Fisioterapia são: frequências de 1 a 3 MHz, intensidade entre 0,01 e 3,00 W/cm² e modo de operação contínuo ou pulsado. No modo pulsado, a radiação é executada com salva de senóides, geralmente, com 10 ms de duração, cuja relação (ciclo de fator de carga) é de 1/10, 2/10 e 5/10. Apesar de ser amplamente utilizada, ainda não há evidências científicas definitivas sobre o efeito benéfico da onda ultra-sônica no tecido.

Não existe concordância na literatura clínica e de pesquisa laboratorial acerca do melhor modo de tratar individualmente cada tipo de lesão. Um dos motivos principais é a variabilidade biológica (duas lesões do mesmo tipo nunca são idênticas KITCHEN & BAZIN, 1998). Por outro lado, os mecanismos de ação e os efeitos terapêuticos gerados pela onda ultra-sônica estão diretamente relacionados aos protocolos de tratamento adotados pelo operador, sendo vital sua compreensão. O tratamento com o US deve ser realizado com segurança e exatidão dependendo, portanto, da intensidade, frequência e duração da aplicação (ISHIKAWA *et al.*, 2002 e GUIRRO & SANTOS, 2002). Deve-se enfatizar que a calibração do equipamento é um fator primordial para o manuseio de tal recurso no processo de reabilitação. Equipamentos descalibrados quanto à intensidade

podem causar ausência ou diminuição dos benefícios pretendidos ou o agravamento dos sinais e sintomas de doenças pré-existentes, resultando em prejuízo ao paciente e ao próprio terapeuta (MACEDO *et al.*, 2003).

Como os métodos de medição da intensidade do feixe, envolvem a determinação da área efetiva de radiação (ERA, sigla em inglês), e que por sua vez, são caros e de difícil acesso para a maioria dos fabricantes, em geral se utiliza a área da cerâmica do transdutor como o valor da ERA. Como a intensidade média espacial deriva da potência total de radiação e da ERA, inconsistência no método de medição e incerteza no processo de medição pode gerar erros significantes no valor da intensidade (ISHIKAWA *et al.*, 2002). Desta forma, é importante que os operadores tenham acesso a dados precisos sobre a saída de energia acústica do equipamento, não só por questões de segurança, como também para fazer o julgamento do risco-benefício desse recurso terapêutico (DUCK *et al.*, 1998). Atualmente, o método rotineiramente utilizado pelos profissionais para se certificar que os equipamentos estão emitindo radiação ultra-sônica é apenas visual. A técnica se baseia na aplicação de uma fina camada de algum meio acoplador (água, gel ou óleo mineral) na superfície do transdutor (popularmente denominado “cabeçote”). Em seguida, com o equipamento em operação, observa-se o aparecimento de bolhas de ar no meio acoplador. Caso isso ocorra, assume-se que o equipamento “está funcionando”. Embora tal técnica indique minimamente que o aparelho funciona, além de ser apenas qualitativa, tende a danificar progressivamente o transdutor, que irradia contra o ar.

Devido a sua utilização constante e intensa, o aparelho de ultra-som deve ser, normalmente, calibrado semanalmente. Isso porque nem sempre a leitura do medidor de saída de potência do aparelho é uma orientação acurada, com relação ao que está realmente sendo emitido (KITCHEN & BAZIN, 1998). Os autores GUIRRO &

SANTOS (2002) afirmam que a ausência da calibração da intensidade do aparelho não está relacionada à falta de um procedimento metrológico e sim a dois fatores: o primeiro deles está relacionado com os usuários (fisioterapeutas) que não se preocupam com as condições em que o aparelho está operando (pois não recebem formação para isso) e o segundo se refere ao número restrito de itens do equipamento que podem efetivamente ser medido em centros de pesquisa ou fabricantes. Uma pesquisa revelou inconsistência na aplicação do ultra-som, apontando a necessidade de uma educação mais adequada no uso desta modalidade (HAAR *et al. apud* KITCHEN & BAZIN, 1998). Ou seja, a ausência da Metrologia como elemento de apoio, integrando o cotidiano dos profissionais, pode gerar a falta de credibilidade da execução deste recurso terapêutico (COSTA-FELIX & AZEVEDO, 2003). No Brasil há, atualmente, laboratórios capacitados a desempenhar ensaios de medições destes equipamentos.

Embora protocolos para calibração de equipamentos de ultra-som para Fisioterapia estejam relatados na literatura há quase 40 anos, a norma mais recente, elaborada pela *International Electrotechnical Commission* (IEC, sigla em inglês), é a IEC 1689 (atualmente IEC 61689), foi publicada apenas em outubro de 1996, e, no Brasil, em março de 1998 pela ABNT, segundo a denominação de NBR-IEC 61689: Ultra-som – Sistema de Fisioterapia – Prescrição para desempenho e métodos de medição na faixa de frequência de 0,5 MHz a 5 MHz. A NBR-IEC 61689 especifica os métodos de medição, caracterização do desempenho de saída, exigências para segurança devido ao campo ultra-sônico gerado, características a serem declaradas pelos fabricantes e critérios da aceitação para aspectos do desempenho. Esta norma especifica um método de caracterização do transdutor, mas apenas do seu feixe gerado na água e não a determinação da sensibilidade.

O método utilizado neste estudo para caracterizar os transdutores consiste na calibração por auto-reciprocidade, descrito na IEC 60866 (1987), que tem como objetivo determinar a sensibilidade do transdutor. A importância de se conhecer a sensibilidade de emissão de um transdutor em geral, e de Fisioterapia em particular, reside no fato de que, de posse dessa informação, é possível, para uma determinada frequência, calcular sua emissão ultra-sônica (pressão gerada na sua face) a partir da injeção conhecida de tensão e/ou corrente no seu terminal elétrico. Considerando que se tenha um gerador de sinais eletricamente calibrado, até mesmo sendo esse gerador um equipamento de Fisioterapia, pode-se inferir o campo acústico que o transdutor irá gerar, extraindo-se ou prevendo-se, a partir desse parâmetro, efeitos biológicos (ou não) no meio de propagação, uma vez que se utilizem modelos apropriados de comportamento do campo. Em suma, a sensibilidade é um fator de conversão acústico-elétrico em função da frequência (LEWIN *et al*, 2000).

Os equipamentos de US para Fisioterapia têm como principal objetivo gerar aquecimento no meio irradiado. Desta forma, o principal parâmetro a ser avaliado, na calibração deste equipamento, é o valor de intensidade entregue ao meio. No entanto, existem outros parâmetros que devem ser analisados para se considerar o equipamento calibrado.

Embora existam seis laboratórios credenciados pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro) para realizar ensaios de equipamentos eletromédico, há apenas um que é credenciado para todo o escopo de ensaio de segurança de equipamento de ultra-som para fisioterapia (NBR IEC 60 601-2-5) exceto para ensaio de compatibilidade eletromagnética e outro que é credenciado somente para ensaio de compatibilidade eletromagnética nesta Norma. Essa informação atualizada pode ser obtida no site www.inmetro.gov.br/laboratórios/rble, fazendo a

pesquisa com as palavras-chaves: eletromedico, eletro-medico, eletromédico, eletromédico. Teoricamente, os fabricantes avaliam os equipamentos de ultra-som aplicado à Fisioterapia conforme estabelece a portaria da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) nº 444/1999 que, no entanto, não impede a comercialização dos aparelhos caso não haja laboratórios credenciados pelo Inmetro.

Assim, em resposta à necessidade da realização de um tratamento fisioterapêutico eficaz utilizando o recurso ultra-sônico com segurança e exatidão, este trabalho pretende apresentar a importância de determinar a sensibilidade de um transdutor aplicado à Fisioterapia, utilizando o método de calibração por auto-reciprocidade e, com isso, evidenciar a contribuição da Metrologia como instrumento de apoio à confiabilidade nesse tipo de tecnologia em Saúde. A sensibilidade pode ser utilizada, ainda, para otimizar o gerador. Além do mais, conhecendo a sensibilidade do transdutor pode-se, com uma simples medição elétrica do equipamento de ultra-som, inferir a potência emitida. Este último item é útil na eventual necessidade de se intercambiarem os transdutores entre aparelhos similares.

I.1 Objetivo

- Implementar e validar o método de calibração por auto-reciprocidade a fim de caracterizar a sensibilidade de transdutores ultra-sônicos usados em Fisioterapia.

I.2 Estrutura do trabalho

O Capítulo II apresenta uma revisão bibliográfica, de forma sintetizada, dos métodos de avaliação dos equipamentos de ultra-som aplicados à Fisioterapia. Além

disso, será abordada a importância de se conhecer a sensibilidade de um transdutor ultra-sônico, bem como os métodos de calibração descritos pela Norma IEC 60866 (1987) e o método de calibração utilizado no presente trabalho.

O Capítulo III descreve os fundamentos teóricos necessários para uma melhor compreensão do método de calibração proposto. Estes conceitos são: piezoelectricidade da cerâmica, construção de transdutores ultra-sônico para Fisioterapia e campo acústico gerado por este tipo transdutor.

O Capítulo IV refere-se aos materiais e à metodologia utilizados no estudo, assim como ao cálculo utilizado, segundo a Norma, para a determinação da sensibilidade dos transdutores analisados. O capítulo seguinte mostra os resultados obtidos nos experimentos. O Capítulo VI apresenta a discussão e, em seguida, as conclusões estão expostas no Capítulo VII.

CAPÍTULO II

Revisão Bibliográfica

O desconhecimento dos padrões de propagação da onda ultra-sônica e da forma de aquecimento do tecido biológico, assim como a falta de avaliação das formas alternativas de radiação, reduz a eficácia da terapia por onda ultra-sônica. Isto resulta em uma limitação na aplicação apropriada dos padrões de dosagem no tempo e espaço e também de uma adaptação dinâmica dos padrões para as condições variáveis para o tecido tratado (GONZÁLVEZ *et al.*, 2002). Com o aumento do uso do ultra-som na área médica, houve a necessidade de quantificar os parâmetros do campo ultra-sônico que definem o grau de exposição (HARRIS, 1999). Atualmente, na área de reabilitação, não há estimativa de quantos equipamentos de ultra-som estão em funcionamento, nem como estão operando e muito menos se os mesmos fornecem segurança e eficiência no tratamento fisioterapêutico (ISHIKAWA *et al.*, 2002). Apesar das diversas aplicações do ultra-som, a metrologia ainda não faz parte do dia a dia dos profissionais que lidam com estes equipamentos (COSTA-FELIX & AZEVEDO, 2003).

Por esta razão, uma adequada caracterização da saída acústica, gerada pelo equipamento de ultra-som, depende de informações como a pressão acústica e outras grandezas no campo, em uma determinada região, variando no tempo e no espaço. A representação consistente da pressão no tempo, da forma de onda, coletada por um sensor calibrado em um determinado ponto no campo ultra-sônico associado com o modelo da distribuição espacial é determinante para obter os parâmetros de saída acústica tais como intensidade temporal espacial e a potência acústica total (ZISKIN & LEWIN, 1993). Com o objetivo de proporcionar informação exata aos usuários de

equipamentos de ultra-som aplicados à área médica, uma instrumentação adequada é fundamental para caracterizar a saída acústica. Esses sensores calibrados são utilizados para calibrar todo espectro de frequência contido na forma de onda de pressão do ultra-som (HARRIS *et al.*, 2004).

A carência de métodos acessíveis e 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 falta de informação dos efeitos nocivos provenientes dos equipamentos de ultra-som não garante que os aparelhos de potência estejam livres do risco potencial. Geralmente, os dois principais mecanismos de lesão, no tecido, provenientes do uso da onda ultra-sônica são o aquecimento e a cavitação (DUCK *et al.*, 1998).

A intensidade efetiva é conhecida como sendo a potência de saída acústica (W) emitida ao tecido dividida pela ERA (cm^2). A ERA é a área da superfície próxima ao transdutor, por onde se propaga a potência ultra-sônica. Normalmente, esta é determinada pelo mapeamento do campo ultra-sônico, utilizando-se um hidrofone (HARRIS, 1999). Os fisioterapeutas ajustam o equipamento de ultra-som aplicando uma intensidade efetiva no aparelho durante a duração do tratamento. A potência acústica é o parâmetro mais relevante a ser monitorado, uma vez que o seu desconhecimento pode alterar a integridade física do paciente proporcionando um tratamento ineficaz. Com base neste problema, o profissional que reabilita, utilizando este recurso, necessita conhecer tanto a distribuição espacial da intensidade quanto a potência ultra-sônica que está sendo emitida ao paciente.

A balança de radiação é um instrumento simples para medir a potência acústica média, fornecendo uma medida direta e imediata da potência de saída do transdutor, podendo ser utilizada tanto para ondas contínuas como pulsadas. Pode ser possível

avaliar a relação de linearidade entre a potência acústica e a intensidade nominal descrita pelo fabricante (GUIRRO & SANTOS, 1997). Via de regra, este instrumento consiste de um recipiente, revestido com uma borracha absorvente, com água contendo um alvo cônico conectado a uma balança sensível. Em geral, o cone tem o ângulo do vértice de 45° para que toda a onda incidente reflita para a borracha absorvente fornecendo um campo acústico livre. Durante a medição, o transdutor é mantido suspenso por uma garra acoplada a um suporte universal, com a superfície metálica imersa na água e um posicionamento perpendicular ao ápice do cone. Quando há emissão da onda ultra-sônica, o alvo recebe uma força devido ao momento associado com a onda acústica. A força altera o peso aparente do alvo no recipiente de água, alterando desta forma o registro da balança (GUIRRO *et al.*, 1996).

Dependendo do tamanho do alvo, existem duas classes de balança de radiação. Na primeira, o alvo possui um tamanho maior que utiliza a balança para pesar a força exercida sobre ele. Ou seja, o alvo ou cone pode se mover sob a influência da força acústica e do deslocamento medidos. Neste caso, o alvo que cobre a seção transversa total efetiva do feixe recebe a potência total. Na segunda classe, que possui o alvo com um tamanho menor, calcula-se a força que o mantém estacionário na presença de uma onda acústica. Neste tipo de balança o alvo estará totalmente imerso no campo e recebendo a intensidade local. Para o desempenho correto das balanças de radiação, é necessário um alinhamento preciso do feixe. Apesar destas precauções, erros podem ocorrer, mas mesmo assim a balança de radiação continua sendo um instrumento que fornece resultado da potência total de forma direta (DUCK, 1987).

O Departamento de Saúde, Educação e Bem-Estar dos Estados Unidos (*The US Department of Health, Education, and Welfare*, em inglês) especifica que a emissão da onda ultra-sônica proveniente do equipamento deve estar entre $\pm 20\%$ da intensidade

indicada no mostrador do aparelho. Já o governo do Canadá e a Comissão Internacional Eletrotécnica (*The International Electrotechnical Commission - IEC*, sigla em inglês) consideram o padrão de calibração de $\pm 30\%$ da intensidade (ARTHO *et al.*, 2002). Estudos revelam que um grande número de equipamentos de ultra-som utilizado nas clínicas está fora do padrão de calibração. Os autores STEWART *et al. apud* GUIRRO & SANTOS (1997) pesquisaram 58 equipamentos de ultra-som terapêutico, utilizando uma balança de pressão de radiação como método de avaliação. sendo que 85% apresentaram um decréscimo maior que 20% da intensidade emitida pela fonte no modo contínuo.

No entanto, quando se analisa somente a potência ultra-sônica, não se pode considerar o equipamento calibrado. Os autores KOLLMANN *et al.* (2005) afirmam que existem três fatores determinantes que influenciam (p.ex. intensidade, potência, pressão acústica) o desempenho de saída do equipamento. O primeiro fator é a amplitude de tensão elétrica aplicada na entrada transdutor, o segundo são as diferentes camadas de tecido e o terceiro é a eficiência do fator de conversão elétrico-mecânico. Contudo, dentre os três fatores citados acima, o último fator, também chamado de sensibilidade do transdutor, normalmente não é avaliado em equipamentos de ultra-som aplicados à Fisioterapia. A sensibilidade é calculada a partir do valor absoluto da pressão (ou alguma grandeza derivada, como potência ou intensidade) utilizando um transdutor no modo de recepção. Nesta situação, o sinal de tensão fornecido pelo transdutor corresponderá à pressão incidente (COSTA-FELIX, 2005). Consideráveis esforços foram gerados no desenvolvimento e na calibração de transdutores em miniaturas que são utilizados para caracterizar campos ultra-sônicos aplicados à área médica com as frequências variando de 0,5 a 15 MHz (PRESTON *et al.*, 1988).

A fim de assegurar os valores de campos ultra-sônicos fornecidos como saída do equipamento, a calibração de transdutores ultra-sônicos é uma das tarefas mais importantes. Além disso, os resultados obtidos com a calibração devem ser reproduzidos e comparados significativamente entre laboratórios independentes (FAY & REIMANN, 1994). A calibração é uma atividade metrológica fundamental em qualquer Instituto Nacional de Metrologia (NMI, sigla em inglês). A partir da calibração, é possível, por exemplo, identificar a confiabilidade de um equipamento de medição ou padrão de trabalho, comparando os resultados da calibração com especificações de normas ou regulamentos técnicos. As técnicas ou métodos utilizados para calibrar um transdutor podem ser os mais variados, geralmente sendo diferenciados entre si pelos parâmetros metrológicos “incerteza” e “faixa de aplicação” (COSTA-FELIX, 2005). Três tipos distintos de calibração de equipamentos desenvolvidos para medir parâmetros do campo ultra-sônico são identificados, dentre os quais estão a resposta de frequência, direcionalidade e linearidade. Além disso, três níveis de calibração podem ser empregados durante o desenvolvimento de um projeto de equipamento: calibração relativa de um instrumento individual, calibração absoluta de um instrumento individual e variação dos resultados de calibração obtidos de um grupo dos instrumentos construídos com projetos e procedimentos similares. No caso do ultrassom, pode-se dizer que há um interesse relativamente recente no estabelecimento de padrões, devido à escassa produção de padrões na escala do megahertz. Isto implica que as calibrações absolutas devem, para o presente, confiar na comparação dos resultados de uma ou mais técnicas independentes (LEWIN & CHIVERS, 1981).

Existem técnicas normalizadas internacionalmente para a calibração de transdutores. Por outro lado algumas técnicas utilizadas na calibração de transdutores até 15 MHz em NMI de renome, como o *Physikalisch-technischen Bundesanstalt* (PTB)

e o *National Physical Laboratory* (NPL), não são normalizadas (entendendo que “normalizada” é uma técnica descrita no corpo de uma norma) (COSTA-FELIX, 2005). As técnicas praticadas pelos NMI, em geral, são a de reciprocidade, de varredura planar (*planar scanning*), de TDS (*time delay spectrometry*), de Propagação Não Linear (*magnomic* ou da Geração de Harmônicos) e de interferometria a laser. Esta última é considerada padrão primário, e apenas o NPL e o PTB a detêm entre os NMI (COSTA-FELIX & AZEVEDO, 2003).

A existência dos diversos métodos descritos para caracterizar, quantitativamente, o campo acústico gerado por transdutores ultra-sônicos aplicados à área médica, facilita a escolha dos métodos descritos na literatura a serem utilizados. Geralmente, estes métodos utilizam um tanque acústico e proporcionam o valor local ou integrado espacialmente dos parâmetros particulares do campo ultra-sônico (ex. intensidade, velocidade da partícula ou amplitude da pressão). Estes métodos incluem a medição da força de radiação acústica, o uso de certos efeitos óptico-acústicos, efeito térmico e medição pela técnica de reciprocidade. Os métodos de calibração de transdutores que operam nas frequências de 0,5 a 15 MHz e descritos pela norma IEC 60866 (1987) são baseados nas técnicas de reciprocidade.

Todas as calibrações baseadas no princípio de reciprocidade necessitam de um transdutor recíproco, ou seja, um transdutor linear, passivo e reversível. A determinação direta entre a resposta de transmissão e a sensibilidade de transmissão pode ser medida pela corrente circulante e a tensão do sinal de recepção. O conhecimento da transmissão e recepção fornece as alterações ocorridas no campo acústico. A principal vantagem deste método é que medindo, apenas, as quantidades elétricas obtêm-se os parâmetros acústicos (IEC 60866, 1987).

Embora se utilize, tradicionalmente, a técnica de reciprocidade com três transdutores, observou-se, empiricamente, que para altas frequências não é possível utilizá-la, pois o alinhamento entre os pares de transdutores a ser calibrado é bastante difícil de ser realizado. Neste estudo, o método utilizado para calibrar os transdutores foi o de auto-reciprocidade. Isto porque a primeira norma de calibração de hidrofones se baseia no método de calibração absoluta utilizada em microfones. No entanto, esta técnica é recomendada para transdutores até no máximo 500 kHz. Devido a esta restrição, foi desenvolvida esta técnica que propõe que a sensibilidade do transdutor seja determinada a partir de um sinal acústico gerado por ele mesmo e que a ele retorne após refletir em um alvo plano ou seja, a sensibilidade é determinada a partir da relação entre pressão do campo e a tensão elétrica gerada pelo transdutor. A limitação para o emprego dessa técnica é o tamanho do elemento ativo do transdutor, uma vez que a potência emanada é proporcional ao volume deslocado pela sua face. Transdutores pequenos, como os hidrofones, utilizados na faixa dos MHz, devem ter no mínimo 2 mm de diâmetro, segundo descrito pela Norma IEC 60866 (1987) (COSTA-FELIX & MACHADO, 2003). Na prática, o alvo refletor deve ser um disco de aço inoxidável com diâmetro suficiente para refletir todo o feixe ultra-sônico e com uma espessura tal que a primeira reflexão oriunda da face posterior do alvo não interfira diretamente com a da face frontal, quando for utilizado um trem de pulso de baixa frequência. O alvo refletor deve ser posicionado de modo que o eixo do feixe ultra-sônico seja perpendicular à superfície de reflexão (IEC 60866, 1987).

Além disso, a importância da calibração de um transdutor pelo método de auto-reciprocidade é interessante quando se pretende medir o valor absoluto da pressão (ou alguma grandeza derivada, como potência ou intensidade). Neste caso, se faz necessário

que o sinal de tensão fornecido pelo transdutor tenha uma correspondência bem definida com a pressão incidente (COSTA-FELIX, 2005).

CAPÍTULO III

Fundamentação Teórica

III.1 Piezoeletricidade

O efeito piezoelétrico é exibido por certos cristais, tal como quartzo, que não possuem um centro de simetria com relação à distribuição das cargas elétricas. A descoberta desta característica nestes minerais cristalizados ocorreu em 1880 com os irmãos Pierre e Jacques Curie. O efeito piezoelétrico pode se apresentar de duas formas: direto e inverso. O primeiro ocorre quando estes cristais são submetidos a uma deformação mecânica e tornam-se polarizados. Já o segundo efeito ocorre quando são submetidos a um campo elétrico, causando uma deformação mecânica alterando a dimensão do material (SILK, 1984). Com isso, a característica fundamental em um material piezoelétrico é a relação de linearidade entre o campo elétrico aplicado e a deformação mecânica produzida.

O efeito piezoelétrico direto é utilizado em aplicações de detecção, tais como sensores de força e deslocamento. Já o efeito piezoelétrico inverso é aplicado na atuação de motores, equipamentos que controlam o posicionamento e na geração sinais infra-sônicos, sônicos ou ultra-sônicos (ZISKIN & LEWIN, 1993). Ou seja, é importante observar que esses efeitos podem, respectivamente, fornecer a base para a recepção e a transmissão da onda ultra-sônica.

A natureza tridimensional do elemento piezoelétrico inevitavelmente resulta no acoplamento do principal modo de vibração ao longo do eixo polarizado aos outros dois sentidos perpendiculares. Comumente, o elemento piezoelétrico encontrado no

transdutor aplicado em ultra-som é representado por um disco fino. Geralmente, as dimensões laterais, nesse disco, são maiores que a espessura, tornando a vibração da cerâmica no modo de espessura. Diferentes tipos de materiais piezoelétricos são utilizados como elemento ativo de um transdutor, dentre os quais estão as cerâmicas ferroelétricas (tal como o titanato zirconato de chumbo, PZT, sigla em latim), os polímeros piezoelétricos (ex. difluoreto de polivinideno, PVDF) e os compósitos piezoelétricos (que são a mistura de piezocerâmica com polímero não piezoelétrico) (EMETERIO & RAMOS, 2004). Nestes casos, os transdutores podem ser tratados como unidimensionais e podem ser representados por um modelo de circuito elétrico.

Os modelos de circuitos mais utilizados para transdutores de banda larga são os de Mason e KLM e estabelecem uma analogia entre a magnitude elétrica e mecânica. Esses modelos representam como o gerador do equipamento de ultra-som enxerga o elemento ativo do transdutor (ZISKIN & LEWIN, 1993). Para transdutores que possuem banda estreita, o modelo do circuito elétrico é representado por um circuito RLC. Esse circuito é simples, sendo válido na forma aproximada em uma pequena região ao redor da frequência de ressonância da cerâmica. Nessa região a excitação elétrica utilizada deve ser por onda contínua. A representação elétrica deste modelo é feita por dois ramos em paralelo (figura III.1). O primeiro contém um capacitor C_0 e o segundo possui uma resistência R , um indutor L e um capacitor C em série. Uma primeira ressonância ocorre para o ramo serial RLC do circuito, a uma determinada frequência (onde a impedância do circuito equivalente é mínima). A anti-ressonância ocorre na frequência de ressonância paralela (entre os dois ramos). Neste circuito (figura III.1), C_0 representa a capacitância entre os eletrodos do transdutor e os parâmetros restantes R , L , C se dispõem de tal maneira que as frequências de ressonância do circuito e o fator Q da linha R-L-C coincidam com os valores

experimentalmente medidos no transdutor. O circuito RLC para a ressonância fundamental de um transdutor vibrando em modo espessura pode ser deduzido do modelo de Mason (EMETERIO *et al.*, 1988).

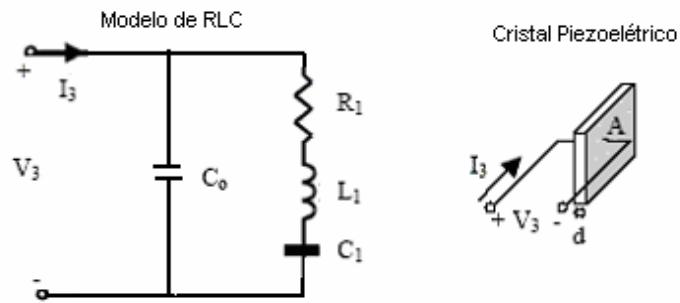


Figura III.1: Circuito equivalente simplificado de um transdutor piezoelétrico, vibrando no modo espessura.

III.2 Construção de transdutores ultra-sônico para Fisioterapia

Sistemas ultra-sônicos desenvolvidos para a área médica têm suas especificações técnicas (basicamente frequência e intensidade) determinadas de acordo com as aplicações (obtenção de imagem dos tecidos ou terapia). Os transdutores piezoelétricos podem ser utilizados na geração e na recepção da onda ultra-sônica. No entanto, materiais naturalmente piezoelétricos, tais como o quartzo, não são ideais na fabricação de transdutores ultra-sônicos, principalmente quando atuam como emissor. Neste caso, os materiais mais indicados são as cerâmicas ferroelétricas artificiais que são polarizadas durante o processo de fabricação (ZISKIN & LEWIN, 1993).

Na prática, os procedimentos adotados são similares, ou seja, o transdutor é colocado na superfície da pele do paciente, previamente revestido de um gel para

facilitar o acoplamento (ZISKIN & LEWIN, 1993). Ou seja, os meios de acoplamentos são primordiais na transmissão da onda ultra-sônica, proveniente do transdutor, para o tecido. Estes meios de acoplamentos têm como função: transmitir a onda ultra-sônica eficientemente para o tecido, impedir a penetração de ar entre o transdutor e a pele, fornecer lubrificação entre o transdutor e a pele do paciente e manter o contato entre estas regiões. Os meios que auxiliam o acoplamento são formados por água, óleo e o mais comum, o gel. O material que compõe o meio que acopla o transdutor ao tecido deve apresentar uma impedância acústica próxima à da água, não conter bolhas de ar e permitir o deslizamento do transdutor na superfície da pele (LOW & REED, 2001).

Em Fisioterapia, o transdutor ultra-sônico é circular e normalmente fabricado da seguinte forma: a) cerâmica piezoelétrica circular, dotada de eletrodos, b) camada que promove o acoplamento mecânico entre a cerâmica e o meio e c) camada de retaguarda (*backing*) que tem como objetivo refletir a onda que se propaga no sentido oposto ao meio (ZISKIN & LEWIN, 1993). Estes transdutores, na sua maioria, são fabricados com cerâmica piezoelétrica do tipo titanato zirconato de chumbo (PZT, sigla em latim) que, normalmente, consiste de um disco com eletrodos em sua superfície paralela, polarizado no sentido da espessura. Possui uma camada de retaguarda (*backing*) formada por ar, para que toda a energia gerada seja transmitida ao meio e o elemento piezoelétrico revestido por uma camada metálica, conforme citado na introdução. Essa camada tem a espessura similar ao comprimento de onda (λ) ou metade do comprimento de onda ($\lambda/2$) proporcionando um adequado acoplamento e proteção mecânica. Além dessas características se ajustarem às propriedades eletromagnéticas (MORENO *et al.*, 2003) (figura III.2).

A descoberta que as cerâmicas ferroelétricas de titanato de bário (BaTiO_3) polarizadas apresentam o efeito piezoelétrico foi feita por Shepard Roberts, marcando o

início da geração das piezocerâmicas. Geralmente, estes materiais são fisicamente resistentes, quimicamente inertes e relativamente de baixo custo de fabricação. A composição, o formato e as dimensões do elemento da cerâmica piezoelétrica podem ser adaptados para suprir as finalidades específicas (EIRAS, 2002). Para o transdutor de um equipamento de ultra-som aplicado à Fisioterapia atender as normas NBR IEC 60 601-2-5 (1997) e NBR IEC 61689 (1998) referidas na portaria da Anvisa nº 444/99, ele deve ser fabricado com cerâmica importada, ou a cerâmica nacional deve ser escolhida com rejeitos superiores a 50% do fabricado (COSTA-FELIX & AZEVEDO, 2003). Geralmente, os transdutores fabricados com cerâmica piezoelétrica utilizam menos tensão elétrica para gerar a onda ultra-sônica. Alguns equipamentos mais modernos possuem uma eletrônica capaz de reconhecer quando o transdutor está ou não em contato com a pele do paciente. Quando não há contato, o transdutor deixa de ser energizado, prevenindo danos ao mesmo (OLAVE, 2004).

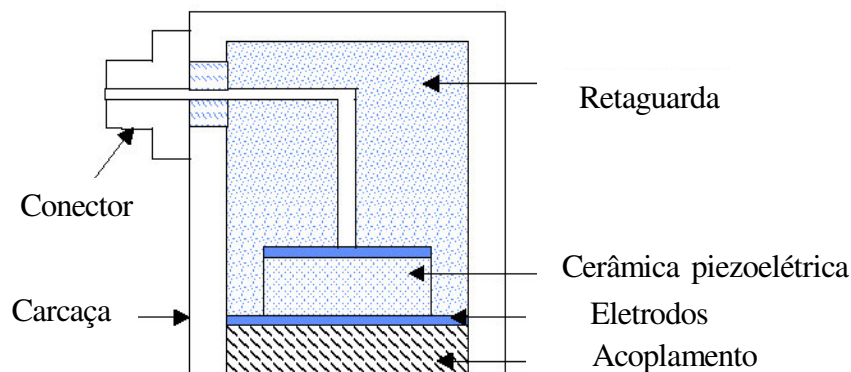


Figura III.2: Esquema do transdutor ultra-sônico aplicado à Fisioterapia

III.3 Campo acústico gerado por um transdutor de Fisioterapia

A forma do feixe ultra-sônico, chamado de campo acústico, determina a distribuição espacial da energia entregue ao meio irradiado. No campo ultra-sônico existem parâmetros que variam em função tanto do espaço quanto do tempo, por exemplo, pressão, densidade e deslocamento, além das suas derivadas temporais e espaciais tais como velocidade da partícula e gradiente de pressão e temperatura. Com relação aos parâmetros 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, 1987). Existem diferentes métodos de 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 radiação e temperatura (GUIRRO & SANTOS, 1997). Dos três grupos apresentados, a pressão pode ser medida diretamente utilizando o hidrofone, a força de radiação pode ser medida utilizando a balança de radiação e a temperatura pode ser medida utilizando sensores térmicos (DUCK, 1987).

A onda ultra-sônica ao se propagar através do tecido, gerando a vibração das moléculas. Conseqüentemente, com a propagação nas diferentes camadas do tecido, há uma redução da intensidade da energia durante a passagem pelo tecido (atenuação) devido à absorção e o espalhamento da onda. A absorção da energia emitida pelo feixe ao tecido está relacionada com a natureza do tecido (proteína e conteúdo de água) e frequência/comprimento da onda ultra-sônica. Com relação à natureza do tecido, a propagação da onda ultra-sônica tem maior penetração em tecidos que contém mais água (ex. gordura) do que em tecidos que contem mais proteína (ex. músculo). Por outro lado, o espalhamento é causado por reflexões e refrações que ocorrem entre os tecidos, isto normalmente ocorre quando há uma grande diferença de impedância acústica (Z). O valor de impedância acústica depende da densidade e da elasticidade do meio. Portanto,

quanto maior a diferença de impedância acústica entre as camadas tecido, menor será a penetração. A impedância acústica do tecido é o produto de sua densidade (ρ) pela velocidade de propagação da onda no tecido (c), para ondas planas (LOW & REED, 2001).

Existe uma variedade de formas de fonte ultra-sônica na área médica (ZISKIN & LEWIN, 1993). Em Fisioterapia, as ondas ultra-sônicas apresentam o comprimento de onda menor que a face do transdutor, o feixe ultra-sônico é cilíndrico e com o mesmo diâmetro que o transdutor. No entanto, teoricamente, a fonte ultra-sônica é circular plana e se propaga apenas na direção perpendicular à superfície da pele (DUCK *et al.*, 1998).

O campo ultra-sônico gerado por equipamentos de Fisioterapia não é homogêneo, proporcionando diferentes graus de aquecimento no tecido identificado pelo valor de razão de não-uniformidade do feixe (BNR, sigla em inglês), que para efeitos de segurança a norma NBR-IEC 61689 recomenda que seja menor ou igual a oito. Estes pontos são chamados de “*hot-spots*”. Outros parâmetros, além deste, são derivados do campo ultra-sônico como: ERA, que depende do transdutor e do comprimento de onda; tipo de feixe; parâmetro de assimetria cilíndrico; frequência acústica de trabalho e o parâmetro mais básico que é potência acústica de saída. Esta é medida pela balança de radiação (HEKKENBERG, 1998).

O transdutor que compõe os equipamentos de Fisioterapia é sem foco proporcionando um campo acústico que pode ser dividido em duas regiões. A região próxima da face do transdutor é denominada campo próximo ou zona de Fresnel. Nessa região há a presença do efeito de difração decorrente do tamanho finito da abertura do transdutor e, com isso, causando o padrão de interferência espacial que resulta na variação da intensidade espacial (pressão). Já a região mais afastada da face do

transdutor é denominada campo distante ou zona de Fraunhofer, a partir da qual o feixe se converte numa frente de onda em fase. A partir da transição entre campo próximo e distante, o feixe se torna divergente tendo sua secção transversal um formato similar a uma curva de distribuição normal. O tecido, durante o tratamento fisioterapêutico com a onda ultra-sônica, está exposto no campo próximo ou na zona Fresnel, local onde o feixe não é uniforme (ZISKIN & LEWIN, 1993).

A energia ultra-sônica irradiada no indivíduo segue um trajeto específico conhecido como feixe de transmissão. A forma do feixe ultra-sônico determina a distribuição espacial da energia entregue ao meio. O feixe acústico de um transdutor ultra-sônico pode ser visto como composto por 4 dimensões. O espaço, formado pelos três eixos coordenados (X, Y, Z), e uma quarta dimensão, que é a pressão acústica em cada posição do espaço (ALVARENGA *et al.*, 2001) (figura III.3). O mapeamento do feixe acústico é realizado a partir da medição da intensidade nos planos paralelos e perpendiculares à face do transdutor. A medição ocorre em um tanque acústico com posicionadores que permitem colocar o transdutor e o hidrofone a distâncias e posições relativas bem determinadas (COSTA-FELIX & AZEVEDO, 2003).

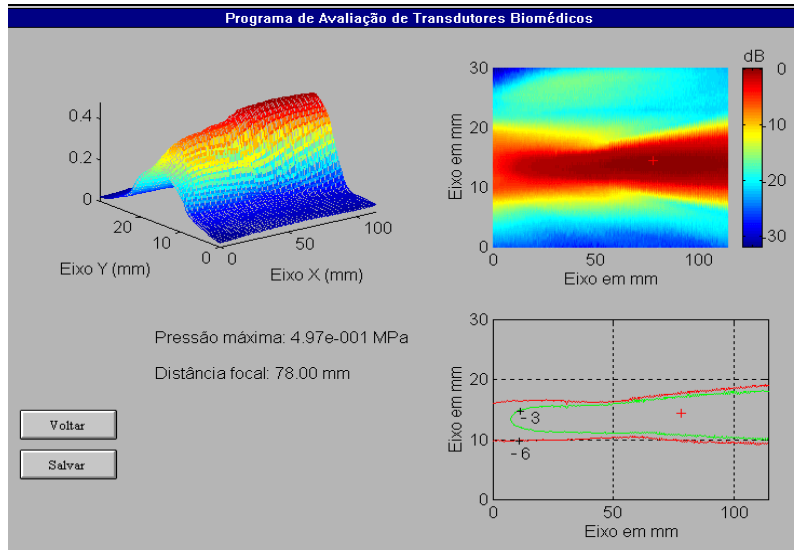


Figura III.3: Simulação da distribuição espacial de um feixe ultra-sônico (Extraído de ALVARENGA *et al.*, 2001).

A determinação da ERA do feixe, segundo os fabricantes de equipamentos de US para Fisioterapia, equivale à área geométrica do elemento piezoelétrico, apesar desta definição não ser correta, uma vez que a cerâmica não vibra com a mesma amplitude sobre toda a sua superfície. Segundo a *Food and Drug Administration* (FDA), a ERA é a área que contém de todos os pontos de um plano perpendicular ao feixe e a 5 mm da face do transdutor, nos quais a intensidade é pelo menos 5% da máxima intensidade nesse plano. No entanto, a norma NBR IEC 61689 especifica que a ERA é o fator de conversão multiplicado pela secção transversal do feixe na face do transdutor. A secção transversal do feixe na face do transdutor é determinada por uma regressão linear de 4 medições da área da secção transversal do feixe realizadas para diferentes distâncias em relação a face do transdutor (ISHIKAWA, 2000). Estas são definidas a partir do valor da distância entre a face do transdutor e o último máximo da pressão acústica axial. A área de secção transversal do feixe é definida como a menor área que engloba 75% da

potência irradiada pelo transdutor, determinada numa região do plano onde todos os pontos possuem uma intensidade igual ou superior a -32dB (ALVARENGA *et al.*, 2001).

O ideal é que a escolha de um aparelho se baseia nas seguintes orientações: segurança; BNR - use aparelhos que tenham transdutores com baixas BNR (5-6). Isto significa que o campo de ultra-som é relativamente uniforme através da face do transdutor, e que não apresenta pontos críticos de alta intensidade; frequência - a profundidade de penetração e a escolha do mecanismo físico desejado (térmico ou atérmico) dependem da frequência, além disso, a aquisição de um aparelho que ofereça a maior variedade de frequência, p.ex. 0,75-3,0 MHz, dará ao fisioterapeuta maior flexibilidade na sua possibilidade de tratamento; controle/mostradores digitais - estes controles são de fácil uso e mais precisos que os medidores e mostradores analógicos, que são obsoletos; autodiagnóstico - atualmente, muitos aparelhos possuem circuitos integrados diagnósticos, que testam a saída do gerador a cada vez que o aparelho entra em operação. Caso ocorra um defeito no equipamento, este sistema garante um rápido diagnóstico deste defeito e permite que a manutenção seja realizada mais eficazmente e timer automático (KITCHEN & BAZIN, 1998).

A fundamental razão da aplicação deste recurso se deve pela absorção da onda ultra-sônica associada com o aquecimento no tecido, que dependendo das circunstancia, é benéfico. Além do aquecimento, a propagação da onda ultra-sônica no tecido produz outros efeitos que foram descritos na secção anterior. Apesar de não se conhecer com exatidão os padrões de aquecimento gerado pela onda, acredita-se que há uma modificação do fluxo sanguíneo e conseqüentemente alívio na região tratada. A variação da temperatura pode chegar a $6-9\text{ }^{\circ}\text{C}$ (WELLS, 1977). Para LEHMANN e CASTEL *apud* KOLLMANN *et al.* (2005), o aumento de $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ na temperatura do tecido

resulta no aumento de 13% na taxa do metabolismo. Geralmente, o aquecimento moderado da onda ultra-sônica estimula a perfusão no local tratado, visto que o aumento de temperatura pode proporcionar a redução das propriedades viscoelástica do colágeno.

III.4 Calibração pelo Método de Auto-reciprocidade

A calibração por auto-reciprocidade utiliza apenas um transdutor e um alvo refletor, necessitando, somente, de um sistema de pulso-eco para calibrar o transdutor a ser testado. Calibrar um transdutor significa determinar a sua sensibilidade, ou seja, conhecer como a pressão que atinge a face do transdutor é transformada em tensão na sua saída. A sensibilidade é definida pela relação:

$$M = \frac{V}{P}, \quad (\text{III.1})$$

onde V é tensão elétrica medida no cabo do transdutor e P é a pressão incidente em sua face.

A calibração por auto-reciprocidade é um método absoluto que é definido como aquele em que a grandeza física de interesse é obtida diretamente de outras grandezas físicas.

A reciprocidade é um conceito bem definido, e para um transdutor significa a razão constante entre a sensibilidade de recepção (conversão da pressão incidente em tensão elétrica gerada – M) e de transmissão (que é calculada pela relação entre a pressão acústica na face do transdutor para uma corrente I – representada geralmente pela letra S).

$$S = \frac{P}{I}, \quad (\text{III.2})$$

Matematicamente, descreve-se o parâmetro geral da reciprocidade J como (BOBBER, 1966):

$$J = \frac{M}{S}, \quad (\text{III.3})$$

O parâmetro de reciprocidade pode ser obtido a partir de (III.3) para diversas situações específicas, geralmente utiliza-se para ondas planas, J_p , segundo a seguinte equação (BOBBER, 1966):

$$S = \frac{P_1}{I_1} = \left(\frac{U_1}{I_1 J_p} \right)^{1/2} \quad (\text{III.4})$$

$$J_p = \frac{2 A_1}{\rho c}$$

Onde:

S : Sensibilidade do transdutor, resultado da calibração

U_1 : Tensão do sinal de recepção

I_1 : Corrente

P_1 : Pressão acústica da onda plana gerada pelo transdutor

J_p : Coeficiente de reciprocidade para onda plana

A_1 : Área efetiva da superfície do transdutor

ρ : Densidade do meio de propagação (água)

c : Velocidade acústica no meio de propagação

Geralmente utilizando as frequências de 0,5 a 15 MHz, não é possível obter uma condição de reciprocidade para onda plana, devido ao tamanho dos transdutores disponíveis comparados com o comprimento de onda da onda acústica e à relativamente

alta absorção acústica na água nestas frequências. Na prática, uma condição intermediária é utilizada para as alterações dependentes da frequência, tais como difração e atenuação, que interferem na onda acústica durante a propagação entre o emissor e o receptor. Utiliza-se assim um fator de correção, k , que é aplicado durante o cálculo dos resultados de calibração, onde $S^* = S/k$. Este fator de correção é baseado em um modelo teórico de distribuição de pressão do campo emitido por uma fonte plana e circular, onde a velocidade em qualquer posição é idêntica em todos os pontos da superfície que irradia (IEC 60866, 1987):

$$k = \left(\frac{k_{u1} G_1}{r} \right)^{1/2} e^{\alpha' 2d} \quad k_{u1} = \frac{I_1}{I_k} \quad \alpha' = 2,2 \cdot 10^{-14} \left(\frac{f}{Hz} \right)^2 \quad (\text{III.5})$$

A correção devido a abertura finita (difração) do transdutor é representada pela letra G_1 . A amplitude do coeficiente de reflexão para a interface refletor/água é representada pela letra r . O fator K_{u1} é a correção que deve ser aplicada à tensão, caso o carregamento elétrico entre a transmissão e recepção não seja alterada, para que seja obtida a tensão equivalente de circuito aberto. Caso uma chave eletrônica seja implementada para isolar o gerador do transdutor K_{u1} pode ser considerado igual a 1. I_1 é a corrente através do transdutor auxiliar, e I_k é a corrente no circuito quando o transdutor é substituído por um curto-circuito.

Segundo a norma IEC 60866 (1987), a calibração de hidrofones utilizando a técnica e as simplificações nela descritas levam a uma incerteza máxima de não mais do que $\pm 1,5$ dB (18,8%) entre 0,5 MHz e 15 MHz (COSTA-FELIX & MACHADO, 2003).

CAPÍTULO IV

Metodologia

Este capítulo descreve os materiais e métodos utilizados para a caracterização da sensibilidade de transdutores ultra-sônicos. Também será apresentada a montagem experimental do método de calibração por auto-reciprocidade, bem como os programas utilizados para a análise dos dados.

IV.1 Materiais

Foram utilizados 3 transdutores de US para o experimento. Um transdutor aplicado a ensaios não destrutivos (NDT, sigla em inglês) de fabricação da *Panametrics* (GE *Panametrics*, *General Electric Company*, *Fairfield*, CT, USA), que opera na frequência nominal de 2,25 MHz (figura IV.1), e pertence ao Laboratório de Ultra-som (Labus) da Divisão de Metrologia Acústica, de Vibração e de Ultra-som (Diavi) do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro). Dois transdutores aplicados à Fisioterapia, com frequência nominal de operação de 1 MHz, que compõem os equipamentos de ultra-som pertencente ao Laboratório de Ultra-som (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da COPPE/UFRJ. Estes transdutores são de fabricação nacional, com tempo de uso variado, da mesma marca, mas modelos diferentes (figura IV.2).



Figura IV.1: Transdutor para NDT.



Figura IV.2: Transdutores de Fisioterapia.

Os seguintes equipamentos também foram utilizados: tanque acústico medindo 250x250x1000 mm, com paredes de acrílico e contendo água destilada, alvo refletor de aço, de formato cilíndrico de secção circular com 52 mm de diâmetro e 78 mm de comprimento, sistema de posicionamento manual da NEWPORT (*Newport Corporation*, EUA), gerador de funções arbitrárias, modelo NI PXI-5422 com 16 bit 200 MSa/s AWG (*National Instruments*, EUA), osciloscópio digital (300 MHz 2GSa/s) modelo DSO 6032A (*Agilent Technologies*, EUA), resistor de 56 Ω , 8 diodos de Silício 1N4148 e termo-higrômetro modelo *HygroPalm* (*Rotronic*, EUA). O gerador está integrado ao equipamento NI PXI-1042 (*National Instruments*, EUA) junto com a placa MXI-4 modelo NI PXI-8331 (*National Instruments*, EUA) (figura IV.3) que faz a comunicação destes com o PC. O osciloscópio digital faz a comunicação com o PC através da interface GPIB. Todos os equipamentos pertencem ao Labus.



Figura IV.3: Equipamentos para o experimento.

IV.2 Protocolo de Medição

As medições foram executadas conforme os passos seguintes:

1. Determinar a distância entre o transdutor ultra-sônico e o alvo no tanque acústico, que foi feita utilizando uma trena. A distância mínima determinada para todos os experimentos foi de 630 mm.
2. Excitar o transdutor na frequência nominal para encontrar o eco.
3. Maximizar o sinal do eco com a translação do transdutor no plano frontal, transversal e sagital. O ajuste fino da maximização do eco foi feito atuando-se nos eixos de rotação e inclinação do posicinador manual.
4. Determinar a faixa de frequência a ser medida de acordo com a frequência nominal do transdutor.
5. Ajustar a frequência de repetição para 100 Hz (com base na frequência de repetição de um equipamento de ultra-som aplicado à Fisioterapia).

6. Determinar a faixa de tensão aplicada ao transdutor.
7. Aplicar o primeiro valor de tensão com o primeiro valor de frequência para excitar transdutor.
8. Calcular a sensibilidade utilizando as expressões (III.3 e III.4). Para calcular a sensibilidade é necessário medir a corrente (I_1), a tensão de recepção para circuito aberto (U_1) e estimar o parâmetro de reciprocidade (J_p). Na presente implementação, essas medições são realizadas de forma automática pelo sistema experimental.
9. Coletar cinco vezes o sinal gerado e o eco com os parâmetros determinados no passo 7 (mesma frequência e tensão de alimentação). A sensibilidade média é determinada a partir destas cinco medições do sinal gerado e do eco.
10. Repetir o procedimento (passos 8 e 9) com a mesma tensão, modificando a frequência até coletar em toda faixa de frequência selecionada.
11. Mudar a tensão de alimentação e repetir os procedimentos 8 e 9.

Ao término de todas as medições, obtém-se uma curva de sensibilidade dentro da faixa de frequência escolhida, para cada um dos valores de tensão de alimentação.

IV.3 Implementação do Protocolo

O gerador de funções injeta um sinal no transdutor ultra-sônico. Antes deste sinal alimentar o transdutor, passa por uma ponte de 8 diodos sendo 4 montados em um sentido de condução e os outros 4 em paralelo com sentido de condução contrário (Figura IV.4). Neste momento é coletado o valor de tensão após a passagem do diodo (V_{ch0}). Posteriormente o sinal passa por um resistor de 56Ω , onde será coletado o valor

de tensão após a passagem pelo resistor (V_{ch1}). Ambas as tensões serão utilizadas para calcular o valor da corrente de emissão juntamente com o valor do resistor através da fórmula:

$$I = \frac{V_{ch1} - V_{ch0}}{56\Omega} \quad (IV.1)$$

O sinal alimenta o transdutor que emite uma onda ultra-sônica que se propaga no tanque até atingir o alvo. Parte da onda refletida retorna ao transdutor gerando neste uma tensão correspondente à pressão recebida. Esta tensão (U_1) é medida conforme a figura IV.4 e fará parte da equação III.4.

Este estudo utilizou um gerador de tensão, portanto para o cálculo da sensibilidade de transmissão (S), representado na equação III.4, foi adaptado dividindo esta expressão pela tensão de emissão depois de passar pelo diodo (V_{ch0}), ou seja, o valor de sensibilidade será representado por Pa/V. Esta adaptação implicará no cálculo da sensibilidade dividido pela impedância (Z) e não o valor real de sensibilidade. Isto está melhor representado abaixo:

$$S = \frac{p_1}{I_1} \therefore \frac{S * I_1}{VCH_0} = \frac{p_1}{VCH_0} \therefore \frac{S}{Z} = \frac{p_1}{VCH_0} \quad (IV.2)$$

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Ultra-som da Diavi/Inmetro e tiveram como objetivo implementar o método de calibração por auto-reciprocidade, com base na Norma IEC 60866 (1997), para caracterizar a sensibilidade de transdutores, conforme a montagem experimental da figura IV.4.

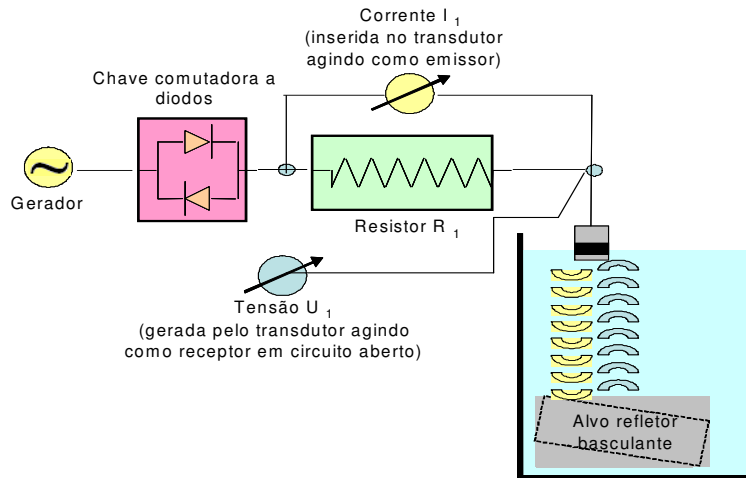


Figura IV.4: Diagrama de bloco da calibração do transdutor pela técnica de auto-reciprocidade. Cada diodo do bloco da chave comutadora representa um conjunto de quatro diodos em série.

Para cada transdutor avaliado, e antes de iniciar as medições para obtenção da sensibilidade, o transdutor e o alvo refletor foram colocados no tanque acústico a uma distância mínima de 630 mm entre eles, com o objetivo de posicionar o alvo no campo distante (zona de Fraunhofer), visando trabalhar com ondas coerentes. Antes de cada coleta ser iniciada, foi realizado um alinhamento entre o transdutor e o alvo, com o objetivo de maximizar o sinal recebido, com o auxílio do manipulador micrométrico sob o qual estava montado o transdutor. Este manipulador translada o transdutor nos planos frontal, transversal e sagital. Uma vez estabelecida a posição com o sinal maximizado, o transdutor e o alvo refletor são mantidos na mesma posição durante todo o processo de coleta do dados (figura IV.5).

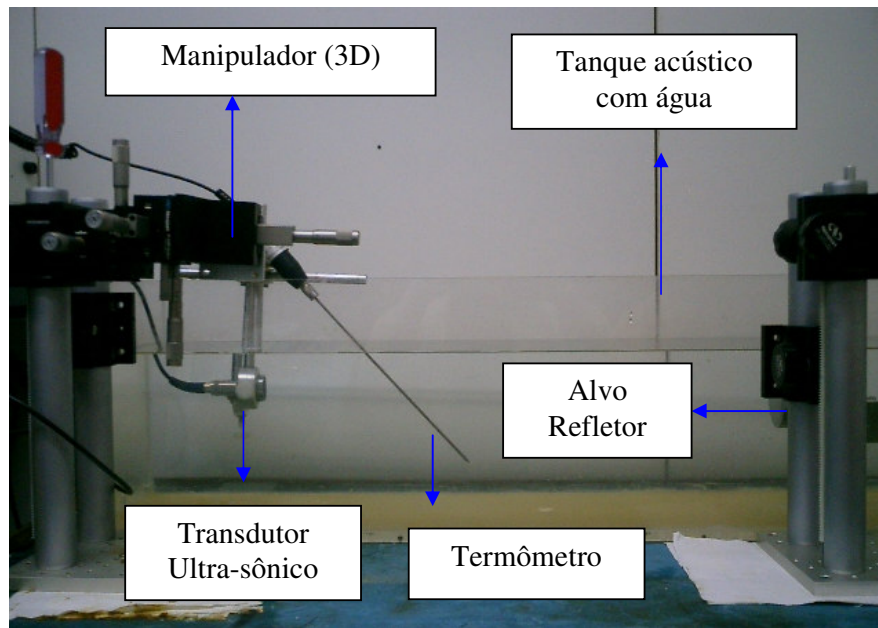


Figura IV.5: Montagem experimental no tanque.

Como sinais de excitação para as calibrações, foram utilizados diversos trens de pulsos, dependendo do transdutor a ser avaliado. Para os transdutores de Fisioterapia, com frequência central nominal de 1 MHz, variou-se às frequências de 0,9 até 1,15 MHz (em passos de 25 kHz, totalizando 11 frequências) e a tensão nominal de 3,5 Vpp até 10,5 Vpp (em passos de 1,0 Vpp, totalizando 8 tensões). Para o transdutor com frequência central de 2,25 MHz (*Panametrics*) foram utilizados diversos trens de pulsos, variando-se as frequências (de 1,5 até 3,0 MHz, em passos de 150 kHz, totalizando 11 frequências) e 11 valores nominais de tensão (de 3,5 Vpp até 10,5 Vpp, em passos de 1,0 Vpp).

A escolha da frequência de repetição teve como objetivo simular a onda pulsada gerada pelo equipamento de ultra-som para Fisioterapia. A maioria dos equipamentos operando em modo pulsado consta de um gerador que emite um trem de pulsos (*burst*) senoidal de 1 MHz e 30 ciclos (frequência de repetição de 100 Hz). Em todos os caso,

foi mantido fixo não só a frequência de repetição (100 Hz) como também o número de 30 ciclos por *burst*.

Para a geração do pulso e captação do eco pelo transdutor foi desenvolvido um programa em ambiente LabView, criado pelo Dr. Rodrigo P. B. Costa-Felix, que controla o equipamento NI PXI 1042 (COSTA-FELIX *et al.*, 2006). Em cada experimento, os principais parâmetros da onda a ser gerada eram colocados na tela principal do programa e melhor observados na janela designada como “Scope” (figura IV.5). A janela intitulada “Reciprocidade” no programa é utilizada para exibir o cálculo da sensibilidade dos transdutores nas frequências e tensões estabelecidas. Ou seja, nesta tela colocam-se os parâmetros das faixas de frequência e de tensão do transdutor (valor inicial, passo e número de pontos desejado). A partir desses valores, o programa cria uma matriz (figura IV.6). Cada transdutor foi avaliado 3 vezes.

Desta forma, o sinal gerado excita o transdutor que emite um pulso ultra-sônico que se propaga pelo tanque acústico até encontrar o alvo refletor. Além de gerar o pulso e captar o eco, pelo transdutor, os sinais são transferidos, processados e gravados por este mesmo programa, que também monitora a temperatura da água. Estes sinais são gravados, em ASCII, para realizar a análise dos dados em planilha Excel. O cálculo da sensibilidade do transdutor é determinado com base na Norma IEC 60866 (1997)

Com os dados coletados, foram construídos os gráficos de sensibilidade para cada transdutor, o cálculo do erro relativo e a verificação da linearidade dos transdutores.

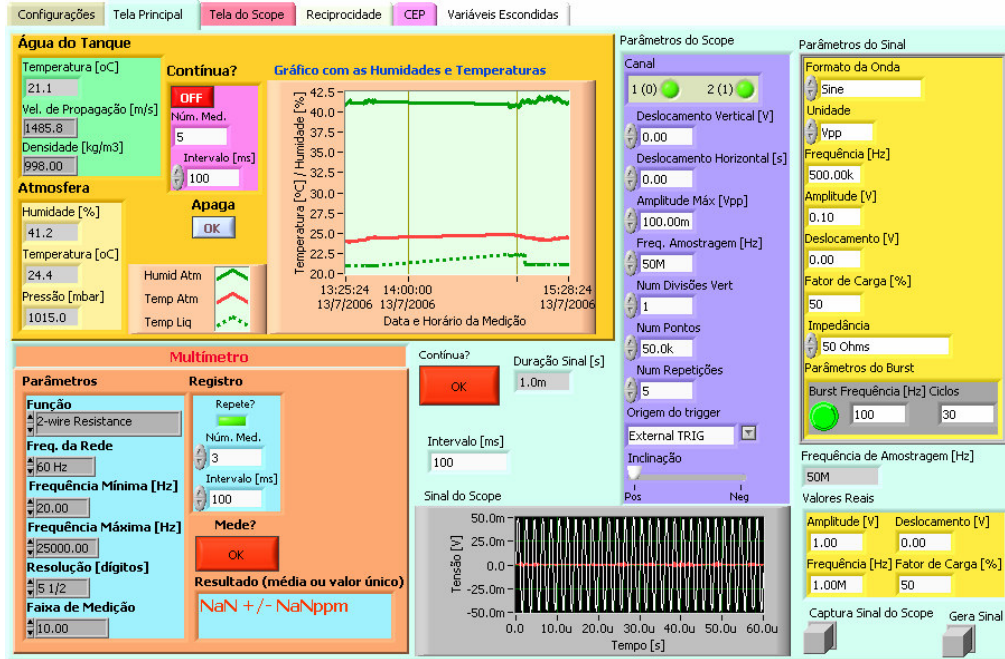


Figura IV.6: Tela Principal do Programa que permite visualizar e ajustar os parâmetros do osciloscópio digital, do gerador de funções e da temperatura da água contida no tanque.



Figura IV.7: Janela designada “Reciprocidade”. Nesta tela colocam-se os parâmetros das faixas de frequência e de tensão do transdutor. Além disso, permite visualizar o pulso gerado antes do resistor (sinal branco), depois do resistor (sinal azul) e a captação do eco (sinal vermelho). Ao término das aquisições o programa constrói quatro gráficos nos quais são apresentadas as curvas de sensibilidades calculadas de duas formas diferentes: o primeiro gráfico utiliza a corrente de emissão e o segundo gráfico a tensão de emissão, as curvas da incerteza do método do Tipo A e a linearidade e a curva da sensibilidade em função de tensão de alimentação para cada uma das frequências utilizadas.

CAPÍTULO V

Resultados

Foram avaliados 3 transdutores ultra-sônicos. A análise dos dados de sensibilidade dos transdutores teve como objetivo verificar a incerteza do método implementado com o cálculo do erro relativo e a linearidade dos transdutores na sua frequência de ressonância com tensão de alimentação de 3,5 a 10,5 Vpp. A tabela V.1 apresenta as especificações dos transdutores ultra-sônicos utilizados nos experimentos.

Tabela V.1: Característica de todos os transdutores utilizados nos experimentos.

Transdutores	Frequência Nominal [MHz]	Varredura na Frequência [MHz]	Varredura na Amplitude [Vpp]
1	2,25	1,50 – 3,00	3,5 – 10,5
2	1,00	0,9 – 1,15	3,5 – 10,5
3	1,00	0,9 – 1,15	3,5 – 10,5

O gráfico da figura V.1 apresenta a curva de sensibilidade de um experimento do transdutor para NDT (que será chamado de Transdutor 1), nas frequências de calibração utilizadas (faixa 1,5 - 3,0 MHz, passos de 0,15 MHz). Cada curva foi obtida com uma tensão de entrada distinta, conforme descrito na legenda.

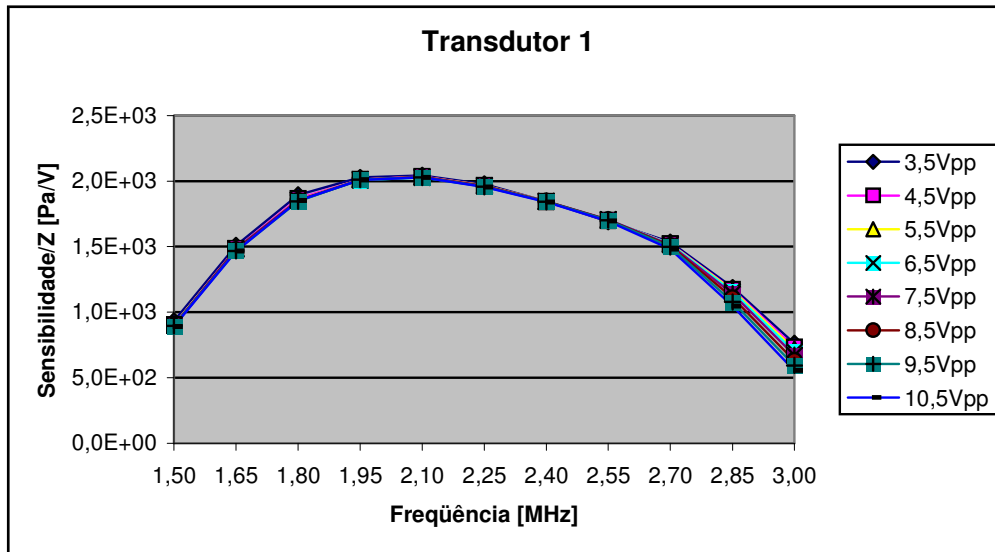


Figura V.1: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 1 com frequência nominal de 2,25 MHz.

O gráfico da figura V.2 apresenta a curva de sensibilidade de um experimento do transdutor de Fisioterapia (que será chamado de Transdutor 2), nas frequências de calibração utilizadas (faixa 0,9 - 1,15 MHz, passos de 0,025 MHz). Cada curva foi obtida com uma tensão de entrada distinta, conforme descrito na legenda.

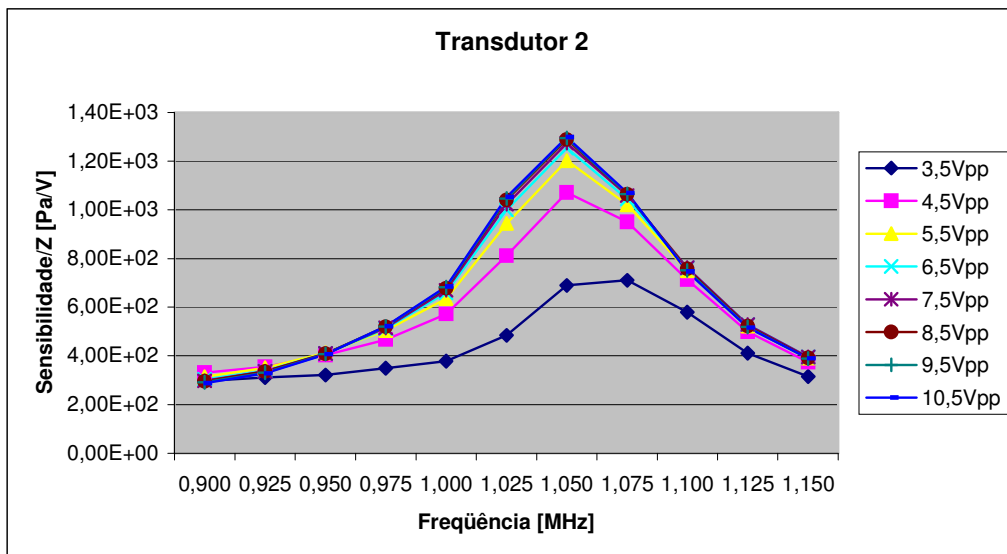


Figura V.2: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 2 com frequência nominal de 1,00 MHz.

O gráfico da figura V.3 apresenta a curva de sensibilidade de um experimento do transdutor de Fisioterapia (que será chamado de Transdutor 3), nas frequências de calibração utilizadas (faixa 0,9 - 1,15 MHz, passos de 0,025 MHz). Cada curva foi obtida com uma tensão de entrada distinta, conforme descrito na legenda.

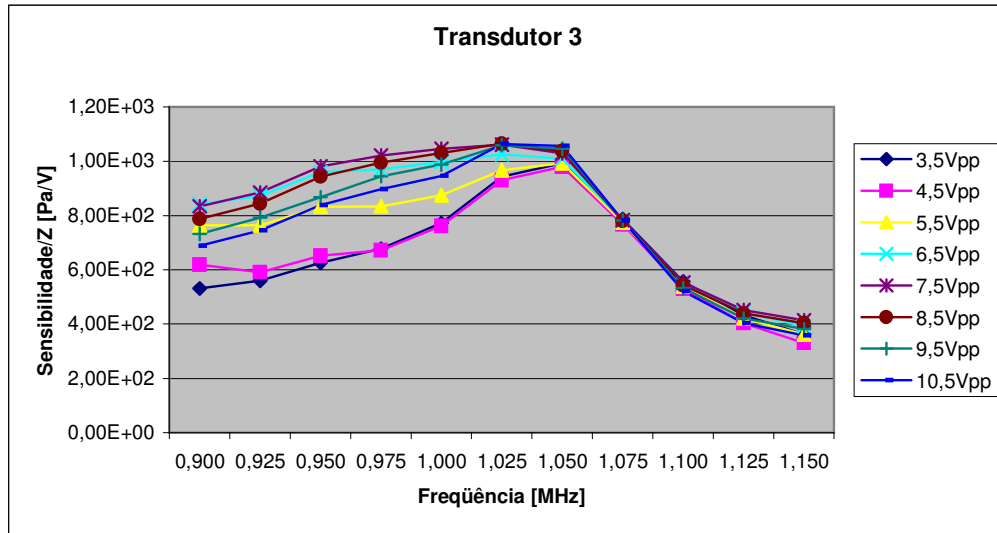


Figura V.3: Gráfico de sensibilidade em função da frequência com diferentes tensões de alimentação do Transdutor 3 com frequência nominal de 1,00 MHz.

A faixa de frequência utilizada para análise das curvas de calibração dos transdutores foi aquela em que o transdutor é utilizado como gerador de ultra-som (em torno da frequência nominal de ressonância). Essa é a faixa de melhor resposta do transdutor. Para os transdutores ultra-sônico de Fisioterapia, essa faixa é mais estreita quando comparada com o transdutor ultra-sônico para NDT.

O cálculo do erro relativo consta da divisão do desvio padrão da sensibilidade dos transdutores pelo valor médio da sensibilidade dos transdutores nas diferentes tensões de entrada utilizadas. O valor, em porcentagem, deste cálculo tem como objetivo apresentar o componente Tipo A da incerteza (ou incerteza aleatória) do método implementado. As Figuras V.4, V.5 e V.6 apresentam as curvas dos valores do erro relativo encontrado nas diferentes tensões de alimentação em cada frequência. Segundo a Norma IEC 60866 (1987) estes valores, dentro da largura de banda, são menores que a incerteza completa que deve ser menor que 1,5 dB (aproximadamente 18,8%).

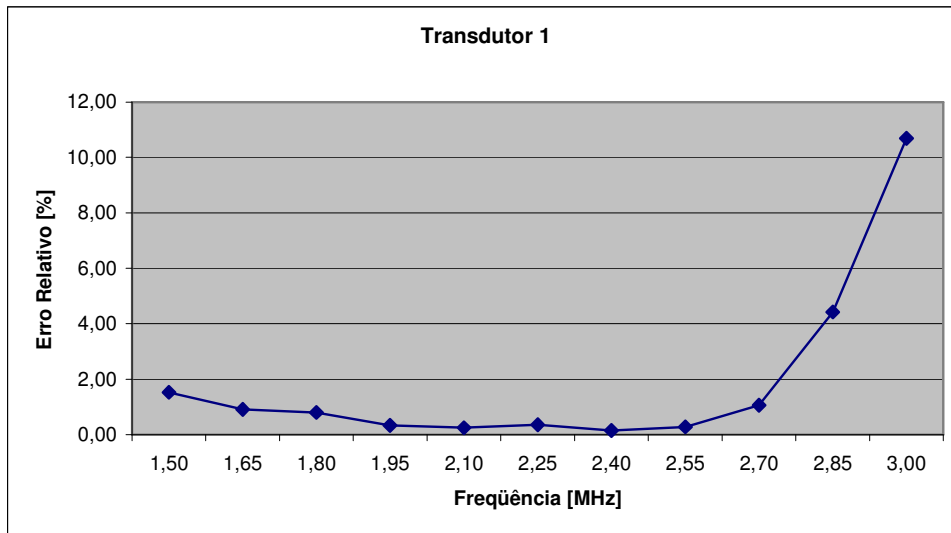


Figura V.4: O gráfico apresenta a curva com os valores do erro relativo [%] do transdutor 1 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação.

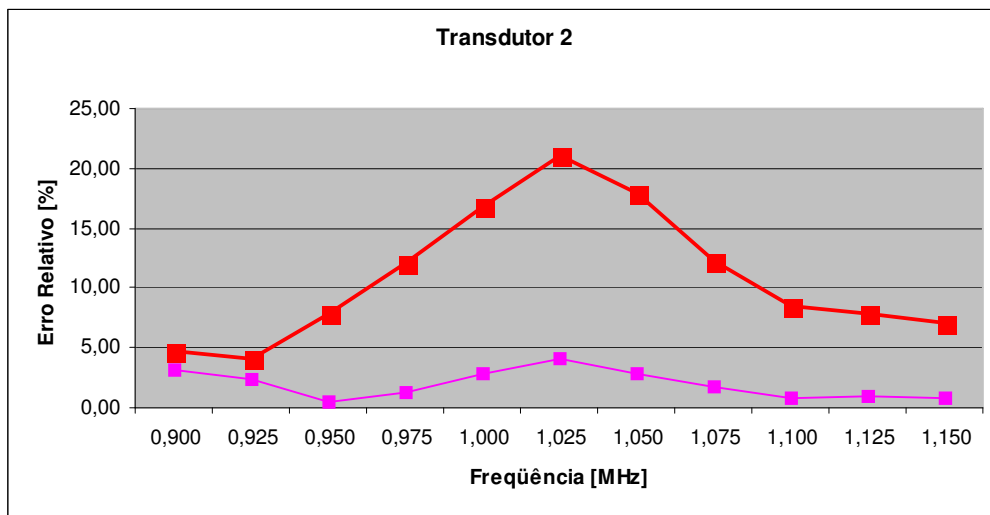


Figura V.5: O gráfico apresenta a curva (em vermelho) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação e a curva (em rosa) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes sem as tensões de 3,5 e 4,5 Vpp.

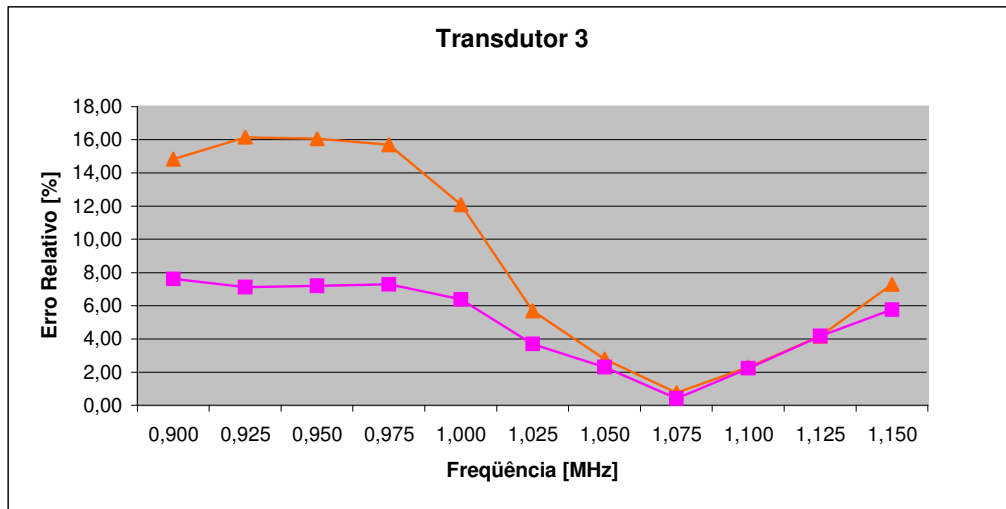


Figura V.6: O gráfico apresenta a curva (em laranja) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 3 em cada frequência com diferentes tensões de alimentação e a curva (em rosa) com os valores do erro relativo [%] do transdutor 2 em cada frequência com diferentes sem as tensões de 3,5 e 4,5 Vpp.

A linearidade (Lin) do transdutor foi calculada conforme descrito pela Norma IEC 60866 (1987). Esta norma afirma que os valores de sensibilidade medidos para diversas tensões de alimentação devem ser menores que 10%. Portanto, as figuras V.7, V.8 e V.9 apresentam esta variação da sensibilidade de cada transdutor em função da tensão aplicada. As tabelas V.2, V.3 e V.4 apresentam os valores de linearidade, em porcentagem, para os transdutores ultra-sônicos na faixa de frequência analisada.

Tabela V.2: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 1.

Frequência [MHz]	Linearidade [%]
1,50	4,88
1,65	2,97
1,80	2,48
1,95	1,10
2,10	0,77
2,25	1,13
2,40	0,44
2,55	0,85
2,70	3,39
2,85	12,67
3,00	30,62

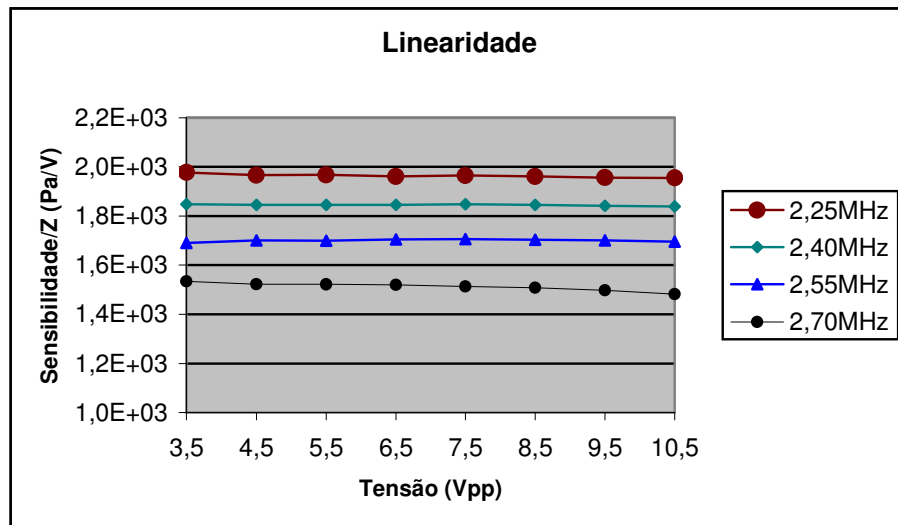


Figura V.7: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 1 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.

Tabela V.3: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 2.

Frequência [MHz]	Linearidade [%]
0,900	14,46
0,925	13,11
0,950	23,08
0,975	35,19
1,000	49,41
1,025	61,52
1,050	52,02
1,075	35,96
1,100	25,16
1,125	23,24
1,150	21,16

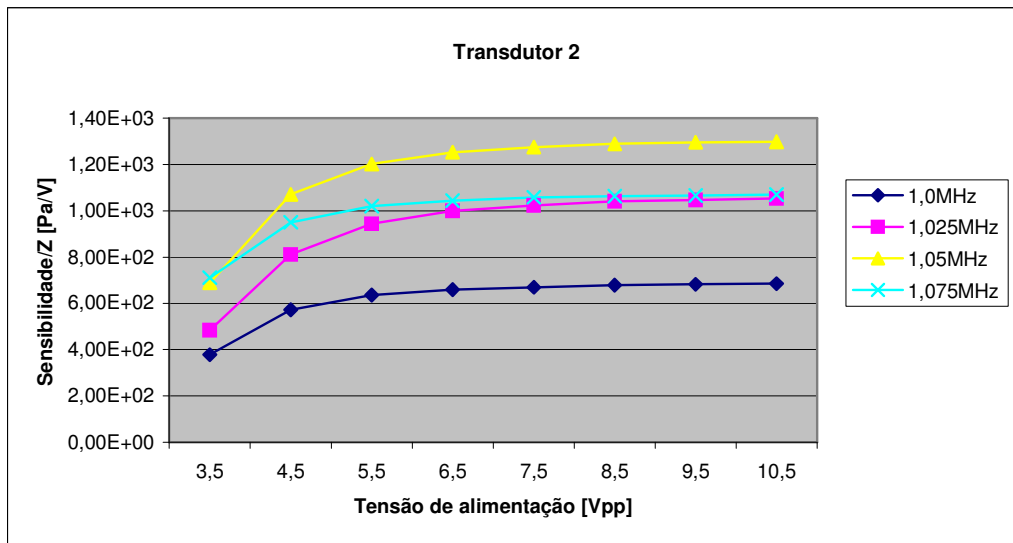


Figura V.8: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 2 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.

Tabela V.4: Valor em porcentagem da diferença do maior valor de sensibilidade pelo menor valor de sensibilidade dividido pelo valor da média da sensibilidade em uma determinada frequência. Transdutor 3.

Frequência [MHz]	Linearidade [%]
0,900	42,79
0,925	42,87
0,950	42,45
0,975	39,92
1,000	30,63
1,025	13,14
1,050	7,58
1,075	2,39
1,100	6,44
1,125	11,26
1,150	22,08

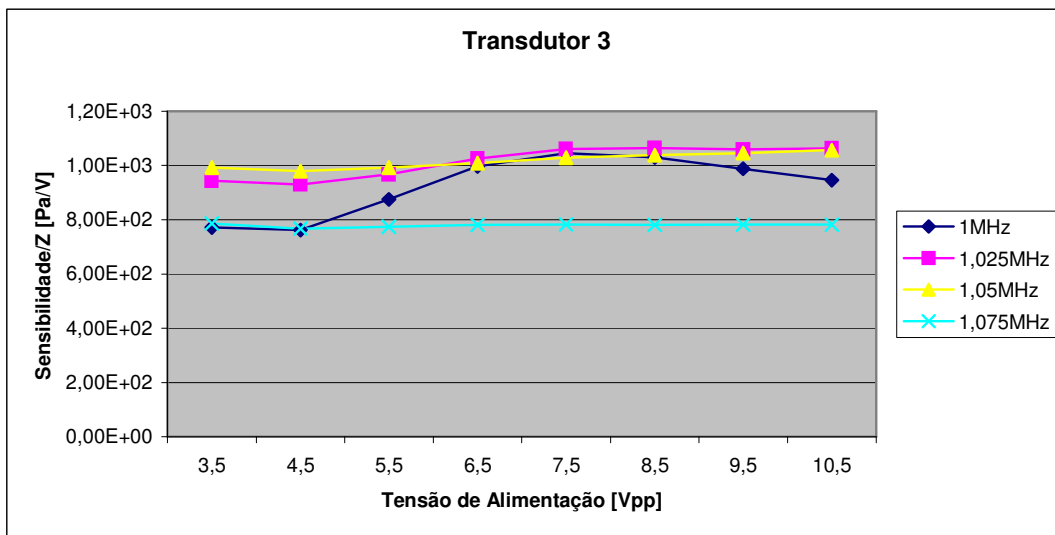


Figura V.9: O gráfico representa a linearidade do Transdutor 3 através da variação da sensibilidade com o aumento da tensão com frequências diferentes.

CAPÍTULO VI

Discussão

Os transdutores de equipamentos comerciais de ultra-som nacionais aplicados à Fisioterapia, geralmente, têm somente suas potências verificadas (em fábrica) e sua ERA assumida como sendo a área da cerâmica do transdutor. Estes transdutores operam em intensidades terapêuticas e, portanto, a segurança biológica torna-se um fator importante a ser considerado. Entretanto, outros parâmetros do transdutor, tais como formato e uniformidade do feixe, sensibilidade, banda de frequência, campo térmico gerado, não são avaliados, normalmente, por motivos diversos dentre os quais estão: a falta de infra-estrutura laboratorial dos fabricantes; número insuficiente de laboratórios credenciados; não exigência pela norma. Estes parâmetros têm um papel importante, tanto no desempenho como também na otimização da fabricação dos aparelhos e seus respectivos transdutores.

Na Figura V.4, os valores dos erros relativos para o Transdutor 1, dentro da faixa de frequência selecionada, foram inferiores a 11%, ou seja, menor que a incerteza máxima descrita na Norma IEC 60866 (1987) que é de 1,5 dB (aproximadamente 18,8%). Para os Transdutores 2 e 3, os valores do erro relativo, dentro da faixa de frequência selecionada, de cada transdutor (conforme apresentado nas Figuras V.5 e V.6) foram inferiores a 21% e 16%, respectivamente. Esses valores foram encontrados quando o cálculo do erro relativo foi feito utilizando todas as tensões de alimentação. Porém, quando o cálculo foi realizado desconsiderando os dois primeiros valores de tensão de alimentação, ou seja, 3,5 e 4,5 Vpp, os resultados encontrados foram inferiores a 4%, para o Transdutor 2 e inferiores a 8% para o Transdutor 3, tornando-se,

portanto, menor que a incerteza máxima (1,5dB ou 18,8%) conforme a Norma. Acredita-se que isto ocorra, pois os transdutores para Fisioterapia operam em regime de alta potência. Em função da instrumentação utilizada, as amplitudes para as calibrações foram fixadas entre 3,5 e 10,5 Vpp, sendo a tensão mínima escolhida em função da ponte de diodos e a tensão máxima em função da limitação do gerador.

Com base nos resultados anteriores, é possível afirmar que a repetitividade do método implementado foi satisfatória. Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), a repetitividade é o “Grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição”. No entanto, neste trabalho, não foi levada em consideração a sua reprodutibilidade, que segundo o VIM é o “Grau de concordância entre os resultados das medições de uma mesma grandeza, onde as medições individuais são efetuadas variando-se uma ou mais das seguintes condições: método de medição, observador, instrumento de medida, local, condições de utilização e tempo. Para que uma expressão de reprodutibilidade seja obtida, é necessário especificar as condições que foram alteradas”.

O critério de linearidade é descrito pela Norma IEC 60866 (1987), o qual afirma que a maior sensibilidade deve diferir de menos que 10% do menor valor de sensibilidade. Assim, o Transdutor 1 (Tabela V.3) pode ser considerado linear na frequências nominal de ressonância, utilizando diferentes tensões de entrada. Além disso, pelos gráficos da Figura V.7, fica claro que o Transdutor 1 é linear mesmo para as tensões mais baixas, e em toda a faixa utilizada. O mesmo não pode ser dito para os Transdutores 2 e 3 (transdutores de Fisioterapia com frequência nominal de 1 MHz), que, como citado nas Tabelas V.4 e V.5, apresentam valores de linearidade superior a 10%. No entanto, quando os dois primeiros valores de tensão de alimentação (3,5 e

4,5 Vpp) são excluídos, estes transdutores podem ser considerados lineares, sendo, na frequência nominal de ressonância para o Transdutor 2 e na frequência de 1,025 MHz para o Transdutor 3. Isto se confirma analisando os gráficos das Figuras V.8 e V.9 onde, para as tensões mais baixas (3,5 e 4,5 Vpp), as curvas de sensibilidade deixam de ser lineares comprometendo assim a linearidade da frequência nominal (1 MHz para ambos).

Para uma correta expressão dos resultados da calibração, deveria-se excluir estas tensões de alimentação, o que influencia não só nos valores da erro relativo calculados com também nos valores de linearidade. Como o presente trabalho tem um cunho de desenvolvimento, e para melhor ilustrar problemas que podem vir a ocorrer neste tipo de serviço metrológico, nenhum resultado foi omitido e, em consequência, os valores do erro relativo para os Transdutores 2 e 3 foram maiores que do Transdutor 1. Vale ressaltar que os transdutores de Fisioterapia avaliados são de construção menos rigorosa do que o de NDT, e pode-se supor que respondem melhor apenas para tensões mais elevadas e em faixas mais estreitas de frequência.

CAPÍTULO VII

Conclusão

Este trabalho apresenta uma implementação do método de calibração por auto-reciprocidade, segundo a Norma IEC 60866 (1987), aplicado a transdutores ultrassônicos de Fisioterapia, com o objetivo de determinar a sensibilidade.

O método implementado apresentou os valores do erro relativo bem abaixo da incerteza descrita pela Norma IEC 60866 (1987). Isto significa que o método está adequado para estudar a sensibilidade de transdutores.

Os resultados obtidos com os 2 transdutores de Fisioterapia avaliados indicaram que ambos apresentam resposta linear dentro de faixa de frequências avaliada. Portanto, pode-se dizer que os transdutores ensaiados possuem relação de linear entre a tensão de alimentação (excluído as tensões de alimentação de 3,5 e 4,5 Vpp) e a sensibilidade calculada. Uma eventual resposta não linear poderia comprometer a relação entre a escala nominal de intensidade e aquela realmente entregue pelo aparelho. Assim, o conhecimento da sensibilidade adiciona informações importantes que podem ser utilizadas, por exemplo, pelo fabricante, que pode otimizar o projeto dos equipamentos de US em Fisioterapia. Isto resulta na melhoria da qualidade do produto final e conseqüentemente, acarreta um tratamento mais eficiente.

Este trabalho mostra resultados iniciais da calibração de transdutores de fisioterapia, com um método conhecido da literatura metrológica que usa baixa potência. Pretende-se dar continuidade a este trabalho, buscando formas de caracterizar estes feixes na potência normal de operação, levantando parâmetros que possam ser úteis para a operação segura e eficaz da terapia por US.

Referências Bibliográficas

- Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), 1999, “Resolução nº 444”, D.ºU. 168-E (seção I), de 01/Set/1999, p. 11-12
- 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” Rev. Bras. de Engenharia Biomédica, v. 17, n. 3 (Dec), p. 151-163.
- ARTHO, P.A., THYNE, J.G., WARRING, B.P., *et al.*, 2002, “A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units”, Physical Therapy, v. 82, n. 3 (Mar), p. 257-263.
- BOBBER, R. J., 1966, "General Reciprocity Parameter", The Journal of the Acoustical Society of America, v. 39, n. 4, p. 680-687.
- COSTA-FÉLIX, R.P.B., 2005, Aplicações Metrológicas do Ultra-Som Empregado em Engenharia Biomédica Utilizando Varreduras de Senos (Chirps). Tese de D.Sc. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- COSTA-FÉLIX, R.P.B., AZEVEDO, J.A., 2003, “O Panorama Nacional e Perspectivas Futuras em Metrologia na Área de Ultra-som”. In: Anais do III Congresso Brasileiro de Metrologia, Publicado em CDROM, 8 pgs, Recife, Set.
- COSTA-FÉLIX, R.P.B., ALVARENGA, A.V., CARDONA, M.A.R., 2006, “The Brazilian National Laboratory of Ultrasound”, In: Anais do XVIII IMEKO World Congress, Publicado em CDROM, 4 pgs, Rio de Janeiro, Set.
- COSTA-FÉLIX, R.P.B., MACHADO, J.C., 2003, “Calibração de hidrofones utilizando sweeps”, In: Anais do III Congresso Brasileiro de Metrologia, Publicado em CDROM, 8 pgs, Recife, Set.

- DUCK, F.A., 1987, "The Measurement of Exposure to Ultrasound and its Application to Estimates of Ultrasound 'Dose'", *Phys. Med. Biol.*, v.32, n. 3, pp. 303-325.
- DUCK, F.A., BAKER, A.C., STARRIT, H.C., 1998, *Ultrasound in Medicine*. London, IOP Publishing Ltd.
- EIRAS, J.A., 2002, "Materiais Piezoelétricos". In: *Sensores: Tecnologia e Aplicações*, v.1, capítulo 2, disponível em http://br.geocities.com/gildernader/capitulos/Capitulo2_Materiais_Piezoelétricos.pdf. Acessado em 12/07/2006.
- EMETERIO, J.L.S., RAMOS, A., 2004, "Models for Piezoelectric Transducers Used in Broadband Ultrasonic Applications". In: Antonio Arnau (ed), *Piezoelectric Transducers and Application*, 1 ed, chapter 3, New York, USA, Springer.
- EMETERIO, J.L.S., RAMOS, A., SANZ, P.T., *et al.*, 1988, "Modelado de transductores piezoelétricos multicapa para ecografía: Análisis en el dominio de la frecuencia", *Mundo Electrónico*.
- FAY, B., REIMANN, H., 1994, "Reciprocity Calibration of Ultrasonic Contact Transducers", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 41, n. 1 (Jan), p. 123-129.
- FISH, P., 1990, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*. 2ed. New York, John Wiley & Sons.
- FOSTER, F.S, PAVLIN, C.J., HARASTEWICZ, K.A., *et al.*, 2000, "Advances in Ultrasound Biomicroscopy", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 26, n. 1 (Jan), p. 1-27.
- GONZÁLEZ, G., AZBAID, A., LEIJA, L. *et al.*, 2002, "Experimental Evaluation of Some Narrow-Band Ultrasonic Transducers as Therapy Applicators", *Revista de Acústica*, v. 33, n. 3-4 (3º e 4º trimestre).

- GUIRRO, R., ELIAS, D., SERRÃO, F. *et al.*, 1996, “Dosimetria de Aparelhos de Ultra-som Terapêutico Utilizando Balança Semi-analítica”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 1, n. 2 (Fev), p. 79-82.
- GUIRRO, R., SANTOS, S.C.B., 2002, “Evaluation of the Acoustic Intensity of New Ultrasound Therapy Equipment”, *Ultrasonics*, v. 39, n. 8 (Jun), p. 553-557.
- GUIRRO, R., SANTOS, S.C.B., 1997, “A Realidade da Potência Acústica Emitida pelos Equipamentos de Ultra-som Terapêutico: uma Revisão”, *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, v. 4, n. 2 (Jul/Dez), p. 76-82.
- HARRIS, G.R., GAMMELL, P.M., LEWIN, P.A., *et al.*, 2004, “Interlaboratory evaluation of hydrophone sensitivity calibration from 0.1 to 2 MHz via time delay spectrometry”, *Ultrasonics*, v. 42, n. 1-9 (April), p. 349-353.
- HARRIS, G.R., 1999, “Medical ultrasound exposure measurements: update on devices, methods, and problems” In: *Proceedings of Ultrasonics Symposium*, pp.1341-1352, Nevada, Out.
- HEKKENBERG, R.T., 1998, “Characterising Ultrasonic Physiotherapy Systems by Performance and Safety Now Internationally Agreed”, *Ultrasonics*, v. 36, n. 1-5 (Feb), p. 713-720.
- IEC 60866:1987, *Characteristics and calibration of hydrophones for operation in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz*, International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- INMETRO E SENAI, *Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia*, INMETRO e SENAI (eds), 2a. ed, Brasília: SENAI/DN, 75p, 2000.
- ISHIKAWA, N.M, 2000, *Avaliação de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas*, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- ISHIKAWA, N.M., PAES, L.F.C, ALVARENGA, A.V. *et al.*, 2002 “Análise do Desempenho de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia, Operando na Cidade do Rio de Janeiro, Conforme a Norma NBR/IEC 1689 da ABNT”, *Rev. Bras. Fisioterapia*, v. 6, n. 2 (Fev), p. 63-69.
- KITCHEN, S., BAZIN, S., 1998, *Eletroterapia de Clayton*. 11 ed. Barueri, Manole.
- KOLLMANN, C., VACARIU, G., FIALKA-MOSER, V., *et al.*, 2005, “Measuring the Surface-heating of Medical Ultrasonic Probe”, *Journal of Physics: Conference Series* 1, p. 78-83.
- LEWIN, P.A., LYPACEWICZ, G., BAUTISTA, R. *et al.*, 2000, “Sensitivity of Ultrasonic Hydrophone Probes Below 1 MHz”, *Ultrasonics*, v.38, n. 1-8 (Mar), p. 135-139.
- LEWIN, P.A., CHIVERS, R., 1981, “Two Miniature Ceramic Ultrasonic Probes”, *J. Phys. E.: Sci. Instrum.*, v. 14, p. 1420-1424.
- LOW, J., REED, A., 2001, “Ultra-som Terapêutico”. In: LOW, J., REED, A (eds) *Eletroterapia Explicada – Princípios e Prática*, 3 ed, Capítulo 6, São Paulo, Brasil, Editora Manole Ltda.
- MACEDO, A.R., ALVARENGA, A.V., PEREIRA, W.C.A. *et al.*, 2003, “Mapeamento de Feixe Ultra-sônico Utilizando as Propriedades Cromotérmicas dos Cristais Líquidos Colestéricos”, *Rev. Bras. de Engenharia Biomédica*, v. 19, n. 2 (Ago), p. 61-38.
- MORENO, E., GONZALEZ, G., LEIJA L. *et al.*, 2003, “Performance Analysis of Ultrasono-therapy Treatment Head with Contact Detection”, *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, v. 50, n. 3 (Jun), p. 743-747.

- 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, Associação Brasileira de Normas Técnicas, São Paulo, Brasil.
- OLAVE, I.E.A., 2004, Evaluación de la calibración de los equipos de ultrasonido terapéuticos de los Servicios de Salud Pública Metropolitana, Dissertação de M.Sc, Facultad de Medicina/ Universidad de Chile, Santiago, Chile.
- PRESTON, R.C., BACON, D.R., SMITH, R.A., 1988, “Calibration of Medical Ultrasonic Equipment-Procedures and Accuracy Assessment”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 35, n. 2 (Mar), p. 110-121.
- SILK, M.G., 1984, “Piezoelectric Materials for Ultrasonic Transducers”. In: Mr A E Bailey, Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing, 1 ed, chapter 2, Bristol, Northern Ireland, Adam Hilger Ltd.
- SPEED, C.A., 2001, “Therapeutic Ultrasound in Soft Tissue Lesions”, Rheumatology, v. 40, n. 12 (Dec), p. 1331-1336.
- WARDEN, S.J., MCMEEKEN, J.M., 2002, “Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy”, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 28, n. 8 (Ago), p. 1075-1080.
- WELLS, P.N.T., 1977, “Ultrasonics in Medicine and Biology”, Phys. Med. Biol., v. 22, n. 4, p. 629-669.
- ZISKIN, M.C., LEWIN, P.A., 1993, Ultrasonic Exposimetry. 1 ed. Boca Raton, CRC Press.