Elton Antônio Valentini

Avaliação do campo acústico gerado pelos aparelhos de
ultra-som terapêutico do programa de pós-graduação
interunidades em bioengenharia, de acordo com a norma
NBR-IEC 1689

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós Graduação Interunidades em
Bioengenharia / Escola de Engenharia
de São Carlos / Faculdade de Medicina
de Ribeirão Preto / Instituto de Química
de São Carlos, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Mestre em
Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

São Carlos
2006

Dedico este trabalho a meus pais pelo incentivo desde o princípio, e por darem todas as condições para chegar até aqui, e a Josi pela compreensão, carinho e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos meus pais.

A minha noiva e amiga, Josiele pela presença constante.

Ao meu orientador e amigo Prof. Maciel pela paciência, incentivo, dedicação, ensinamentos e por sua competência na realização deste trabalho.

Ao Prof. José Carlos Pereira pela dedicação e competência, sempre presente quando necessário.

Aos amigos José Luiz Moraes da Fonseca (Zé) e Felipe Sarubbi pelo inestimável auxílio.

Aos colegas e amigos do LIM: Eugênia, Paulinha, Mori, Parê, Thaís, Paulo, Julian, Selma, Leandro, Karen e Thor.

Aos colegas e amigos da Bioengenharia :Fernando, NeRso, Benigno, Ivani, Rafa, Janete.

Aos professores Orivaldo e José Marcos, pelo empréstimo dos aparelhos.

Aos amigos do futebol e do terceiro tempo.

Aos alunos de iniciação científica.

Aos funcionários do departamento de Engenharia Elétrica da EESC.

Aos amigos distantes.

“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina”

Cora Coralina

RESUMO

VALENTINI, E.A. (2006). Avaliação do campo acústico gerado pelos aparelhos de ultra-som terapêutico do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia de acordo com a norma NBR-IEC 1689. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006

O uso do ultra-som na área da saúde é bastante amplo, tanto para o diagnóstico por imagem como para o tratamento de inúmeras afecções (de feridas de pele a tumores malignos). No Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia há mais de 20 anos são feitas pesquisas sobre a interação do ultra-som com os tecidos biológicos.

O presente trabalho objetiva avaliar os campos acústicos gerados pelos aparelhos de ultra-som terapêutico usados no Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia de acordo com a norma NBR-IEC 1689.

Para isto foi montado um tanque acústico e um sistema de posicionamento para a avaliação dos aparelhos, bem como foi desenvolvido um software para controle e automação do sistema.

Os parâmetros que a norma pede que sejam avaliados e seu respectivo intervalo de tolerância são: potência de saída ($\pm 20\%$); área de radiação efetiva ($\pm 20\%$); intensidade efetiva ($\pm 20\%$); frequência de trabalho acústica ($\pm 10\%$); relação de não-uniformidade do feixe ($\pm 30\%$); intensidade máxima do feixe; tipo de feixe; fator de operação; forma de onda de modulação.

Foram avaliados 8 aparelhos, sendo que 3 deles usados no ambulatório da Bioengenharia e 5 usados em pesquisa.

Para se avaliar os parâmetros dos equipamentos é necessário que eles estejam declarados no equipamento ou em manual que acompanha o equipamento. Na falta destas especificações fez-se necessário a proposta de valores de referência para os aparelhos de ultra-som terapêutico da Bioengenharia.

Palavras-chaves:

Ultra-som, NBR-IEC 1689, Avaliação de campo acústico, Bioengenharia

ABSTRACT

VALENTINI, E. A. (2006). Evaluation of the acoustic field produced by the therapeutic ultrasound apparatus of the Bioengirerring Interunits Master Program according whit NBR-IEC 1689. M Sc. Dissertation – Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

Ultrasound is widely used in the health area, so much for image diagnosis as for the treatment of countless diseases (from skin wounds to malignant tumors). At the Bioengirerring Interunits Master Program, researches have been made for over 20 years on the ultrasound and biological tissues interaction. The present work objective is the evaluate the acoustic fields generated by therapeutic ultrasound apparatus used in the Bioengirerring Interunits Master Program according with NBR-IEC 1689. in order to achieve the objective, it was set up an acoustic tank and a positioning system for the apparatus evaluation, as well as a software was developed for system's control and automation. The required standard parameters measured are presented with the respective tolerance interval: declared power ($\pm 20\%$); effective radiation area ($\pm 20\%$); effective intensity ($\pm 20\%$); work acoustic frequency ($\pm 10\%$); non-uniformity of the field relation ($\pm 30\%$); maximum intensity of the field; field type; operation factor; modulation wave form. There were appraised 8 apparatus, 3 of them are used in the Bioengineering and 5 are used in research. To evaluation the equipment parameters it is necessary that they are declared in the equipment or in equipment manual. In the lack of these specifications it was necessary propose reference values for the Bioengineering therapeutic ultrasound apparatus.

Key words

Ultrasound, NBR-IEC 1689, Evaluation of the acoustic field, Bioengineering.

Sumário

1	Introdução	8
1.1	Objetivos	13
1.1.1	Gerais	13
1.1.2	Específicos	13
2	Revisão Bibliográfica	14
3	Ultra-som	16
3.1	Transmissão do ultra-som	19
3.2	Características do feixe	23
4	Materiais e Métodos	34
4.1	<i>Software</i> para movimentação do hidrofone e captação de dados	34
4.1.1	Interface para o controle da movimentação do hidrofone	34
4.1.2	Interface para medir a temperatura da água do tanque acústico	38
4.1.3	Interface para a aquisição dos dados referentes ao campo acústico	39
4.2	Estrutura mecânica do Tanque Acústico	40
4.3	Fontes e <i>Drives</i>	46
4.4	Técnicas de varredura do campo acústico	47
4.5	Medida do campo acústico	49
5	Resultados	54
6	Discussão	82
7	Conclusão	87

Lista de Tabelas

1	Impedância característica dos meios (modificado de Young and Dyson (1990))	30
2	Coefficiente de atenuação dos tecidos e espessuras para meia intensidade a 1 e 3 MHz (modificado de Kitchen and Basin (1998))	33
3	Origem dos aparelhos	50
4	Parâmetros e respectivos valores encontrados nos aparelhos medidos	55
5	Proposta de parâmetros para os aparelhos de ultra-som do Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia.	86

Lista de Figuras

1	Campo Acústico gerado por transdutor circular de face plana, com frequência de ressonância da cerâmica de 3 MHz. Distribuição da intensidade no campo acústico, em amarelo regiões de maior intensidade, em azul regiões de menor intensidade. Retirado de: http://www.ndt-ed.org/Education Resources/Community College/Ultrasonics/Equipment Trans/beamspread.htm	12
2	Esquema mostrando os principais elementos que compõe um transdutor ultra-sônico. Modificado de http://www.ndt-ed.org/Education Resources/Community College/Ultrasonics/Equipment Trans/characteristicspt.htm	17
3	Cerâmica Piezoelétrica. a) Quando aplica-se alguma força na cerâmica ela responde produzindo tensão. b) Quando aplica-se tensão ela responde mudando sua espessura.	18
4	Esquema do modelo massa-mola. Modificado de http://kineticskit.sourceforge.net/	20
5	Propagação de onda na forma longitudinal. Modificado de WHO (1982).	21
6	Propagação de onda na forma transversal. Modificado de WHO (1982).	21
7	Propagação de ondas superficiais. Modificado de WHO (1982).	22
8	Sinal de ultra-som pulsado. O tempo total do ciclo equivale a duração de pulso mais o tempo de espera.	23
9	Distribuição da intensidade no campo acústico gerado por transdutor de ultra-som, evidenciando a diferença entre o campo próximo e campo distante. a) Mostrando a não-uniformidade na distribuição da intensidade no campo próximo e esta distribuição se tornando mais comportada no campo distante (modificado de http://www.ndt-ed.org/Education Resources/Community College/Ultrasonics/Equipment Trans/radiatedfields.htm). b) Mostrando a diferença do campo acústico nos dois campos (modificado de WHO (1982)).	24

10	Envoltória da forma de onda. a) Onda em dente de serra. b) Onda retangular. c) Onda triangular. (modificado de Ishikawa (2001)) . . .	26
11	Tipo de feixe.a) Colimado. b) Convergente. c) Divergente.	27
12	Regressão linear a face do transdutor. Atavés da regressão linear a face do transdutor encontra-se a Área de Radiação efetiva do cabeçote aplicador.	28
13	Corte transversal no feixe ultra-sônico mostrando a não uniformidade do feixe (Ishikawa, 2001).	29
14	Interfaces de comunicação do computador com o tanque acústico. O computador comunica-se com um multímetro para a verificação da temperatura da água, com o controlador do motor de passo para a movimentação do hidrofone, e com o osciloscópio para a aquisição da informação do sinal acústico captado pelo hidrofone.	34
15	Sinais enviados ao driver do motor de passo para que este inicie a rotação dos fusos. a) Rotação no sentido anti-horário. b) Rotação no sentido horário.	35
16	Conector DB 25 da porta paralela e barramento de informações . . .	36
17	Mapeamento das funcionalidades dos pinos.	37
18	Sinais enviados ao driver de motor de passo.	37
19	Comunicação do osciloscópio com o computador.	38
20	Comunicação do computador como multímetro e deste com o tanque acústico para a monitoração da temperatura da água.	39
21	Barras de metalon soldadas formando a estrutura do tanque acústico.	41
22	Sistema de cantoneiras para o apoio do vidro.	42
23	Motor de passo.	43
24	Sistema de posicionamento do hidrofone para a aquisição dos dados referentes ao campo acústico. a) Robô desenvolvido. b) Robô fixado sob a estrutura do tanque.	44

25	Confecção das hastes fixadoras do hidrofone e do transdutor. a) Fixador da haste do hidrofone ao patim. b) Suporte do hidrofone. c) Fixador da haste do transdutor ao perfil bosh. d) Suporte do transdutor. e) Haste fixadora do hidrofone. f) Haste fixadora do transdutor.	45
26	Sistema para avaliação de campo acústico gerado por transdutor ultra-sônico. a) Desenho. b) Foto	46
27	Controladores dos motores de passo. a) Fonte. b) Driver	46
28	Varredura global. A varredura é feita em quator eixos paralelos a face do transdutor.	47
29	Varredura de linha ou diametral. O hidrofone desloca-se somente no eixo Y, ao final de cada linha o transdutor ultra-sônico roda 45°	49
30	Balança de radiação	50
31	Interface do software de movimentação dos motores de passo.	51
32	Posicionamento do hidrofone no ponto central da face do transdutor. Após o posicionamento o hidrofone faz a aquisição dos dados no eixo de alinhamento. Seta indicando o sentido de movimentação do hidrofone para a aquisição.	52
33	Hidrofones utilizados para medida da atenuação nas laterais do tanque. a) Hidrofone pré-amplificado. b) Hidrofone sem amplificador.	53
34	Varredura do eixo de alinhamento de alguns aparelhos a) Aparelho 7; b) Aparelho 8; c) Aparelho 6; d) Aparelho 5	57
35	Forma do sinal ultra-sônico	58
36	Pulso ultra-sônico. a) Aparelho 5; b) Aparelho 3; c) Aparelho 8; d) Aparelho 7	59
37	Frequência de ressonância da cerâmica piezoelétrica. a) Aparelho 6; b) Aparelho 7; c) Aparelho 8; d) Aparelho 9.	60
38	Relação de não-uniformidade do feixe ultra-sônico. a) região de alta tensão; b) região de baixa tensão.	62
39	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do aparelho 1. a) plano 1; b) plano 2; c) plano 3; d) plano 4.	65

40	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 1. a) plano 1; b) plano 4	66
41	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 2. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	67
42	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 2. a)plano 1; b)plano 4.	68
43	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 3. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	69
44	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 3. a)plano 1; b)plano 4.	70
45	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 4. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	71
46	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no aparelho 4. a)plano 1; b)plano 4.	72
47	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 5. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	73
48	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 5. a)plano 1; b)plano 4.	74
49	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 6. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	75
50	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 6. a)plano 1; b)plano 4.	76
51	Diagrama de radiação do primeiro plano de varredura do Aparelho 7, mostrando provável local de soldagem do eletrodo na cerâmica (seta).	77

52	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 7. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	78
53	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 7. a)plano 1; b)plano 4.	79
54	Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Apar- elho 8. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.	80
55	Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 8. a)plano 1; b)plano 4.	81
56	Cerâmica piezoelétrica. a) revestimento da face anterior. b) revesti- mento da face posterior. c) anel separando os revestimentos.	85

1 Introdução

O emprego do ultra-som é amplo na área da saúde, tanto para diagnóstico por imagens como para o tratamento de enfermidades.

O ultra-som tornou-se uma forma de tratamento usado numa grande variedade de afecções, de feridas de pele a tumores malignos. Segundo Speed (2001) é o tratamento mais utilizado em lesões dos tecidos moles, calcula-se que anualmente mais de um milhão de tratamentos envolvam o seu uso.

A primeira aplicação terapêutica do ultra-som foi em 1938, em um paciente com dor ciática em Martin Luther Krankenhaus (Berlin - Alemanha). Tanto a frequência quanto à intensidade foram ajustadas de modo a causar uma dor suportável, por se tratar naquele momento de uma técnica nova (Nyborg, 2001).

O ultra-som consiste em inaudíveis vibrações mecânicas de alta frequência criadas por um gerador elétrico que é convertido em energia acústica através da deformação mecânica de um cristal piezoelétrico localizado no cabeçote do aparelho. A intensidade ultra-sônica que o aparelho fornece pode variar de 0,1 a 5,0 W/cm², nas frequências de 0,75 a 3,0 MHz. Podem ser produzidas ondas no modo contínuo ou no modo pulsado. O uso de ultra-som de baixa intensidade (0,1 a 3 W/cm²) tem a intenção de estimular respostas fisiológicas normais no local da lesão, ou acelerar alguns processos tal como o transporte de drogas através da pele. Já as altas intensidades (5 W/cm²) são usadas para a destruição seletiva de tecidos ou outras estruturas de maneira controlada (Stewart *et al.* 1980; Fish, 1999).

O uso do ultra-som na Fisioterapia foi introduzido inicialmente como uma técnica alternativa de diatermia, competindo com bolsas quentes, microondas e aquecimento por radiofrequência. Seu principal uso, inicialmente, foi no tratamento de lesões

em tecidos moles, mas também foi usado em lesões ósseas para acelerar a cura de fraturas. Com o passar dos anos para utilizar-se mais dos efeitos não-térmicos do ultra-som ocorreu uma diminuição nas intensidades médias usadas, ou na potência dos transdutores ou ainda a escolha pelo uso do modo pulsado (Haar, 1999).

No tratamento fisioterápico o ultra-som é uma modalidade muito utilizada, segundo Roebroek *et al.* (1998) no Canadá 94% dos fisioterapeutas utilizam esta modalidade, do mesmo modo 65% dos Fisioterapeutas dos americanos (ter Haar *et al.*, 1987) e aproximadamente 50% dos fisioterapeutas britânicos, sendo 20% destes do *National Health Service (NHS)* com cerca de um milhão de tratamentos por ano (ter Haar *et al.*, 1987) utilizam o ultra-som na prática clínica.

Apesar do elevado uso desta modalidade terapêutica na clínica para Haar (1999) há uma escassez de trabalhos clínicos científicos na área de ultra-som para Fisioterapia, fazendo com que os tratamentos sejam determinados em grande parte empiricamente.

As primeiras pesquisas feitas com ultra-som tinham como motivação avaliar o potencial desta nova forma de radiação, seus benefícios e prejuízos no tecido biológico. Estas aplicações eram feitas de maneira cautelosa, pois se sabia dos riscos de dano ao tecido irradiado. Em 1952 foi formada oficialmente o *American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM)* com o objetivo de esclarecer os efeitos biológicos, os riscos e cuidados com a aplicação da terapia ultra-sônica (Nyborg, 2001).

A normatização de aparelhos de ultra-som para fisioterapia tem uma história de mais de 40 anos. Começou em 1963 com a publicação da *IEC 150 Testing and Measurement of Ultrasonic Therapeutic Equipment* (IEC, 1963). A seguir, em 1979 a *USA Food and Drug Administration (FDA)* publica a *FDA 1050.10 Rules and Regulations* que no capítulo 21 fazia referência ao ultra-som para fisioterapia *Radiation Performance Standard, Ultrasound therapy products* (FDA, 1979).

Em 1984 foi publicada e adicionada a IEC 601 a IEC 601-2-5 *Medical electric equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of ultrasonic therapy equipment* (IEC, 1984).

No ano de 1987 decidiu-se pela substituição da IEC 150, pois foi observado que

as técnicas descritas para a mensuração e calibragem de campo acústico estavam incompletas. A realização da revisão da norma IEC 150 foi realizada pela *European Community Bureau of Reference (BCR)*. As investigações experimentais de distribuição de pressão em campos terapêuticos foram feitas pelo *National Physical Laboratory (NPL-UK)* e pela *Organization of Applied Scientific Research (TNO-NL)*. As simulações teóricas dos campos sonoros foram feitas pela *Physikalische Technische Bundesanstalt (PTB-DE)* (Hekkenberg, 1998).

Como resultado destes estudos em outubro de 1996 foi publicada a *IEC 1689 Ultrasonics - physiotherapy systems performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0.5 MHz to 5 MHz*. Esta norma trás métodos de mensuração e caracterização da produção e o desempenho do campo acústico produzido por equipamento de ultra-som para fisioterapia (Hekkenberg, 1998).

No Brasil a Associação Brasileira de Normas e Técnicas (ABNT) publicou em 1998 a NBR-IEC 1689 Ultra-som -Sistemas de fisioterapia Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0.5 MHz a 5 MHz (ABNT, 1998).

Na NBR-IEC 1689 são especificados métodos e caracterização do desempenho de saída de equipamento de Fisioterapia ultra-sônico, baseado em ensaios de referência de rotina. Além disto também especifica as características a serem declaradas pelo fabricante de equipamentos ultra-sônicos para Fisioterapia; prescrições para o desempenho e segurança do campo ultra-sônico gerado pelo equipamento de Fisioterapia; critérios de aceitação para aspectos de desempenho de equipamento de Fisioterapia ultra-sônico (ABNT, 1998).

Avaliações de equipamentos de ultra-som no Brasil e no exterior mostram que a maioria destes estão com um ou mais de seus parâmetros fora de calibração (Repacholi and Benwell, 1979; Fyfe and Parnell 1982; Snow, 1982; Rivest *et al.*, 1987; Bly *et al.* 1989; Pye and Milford 1994; Hekkenberg *et al.* 1994; Guirro *et al.*, 1997; Hekkenberg, 1998; Ishikawa, 2001).

Equipamentos que estão fora da calibração e que produzem campo acústico com pontos de alta intensidade (*hotspots*) estão associados com uma alta energia do

campo acústico em uma área pequena podendo causar aquecimento excessivo do tecido, gerando uma fonte potencial de dano. Equipamentos que apresentam baixa intensidade podem resultar em tratamentos ineficazes, em consequência acarretando perda de tempo para o fisioterapeuta e para o paciente (Lloyd and Evans, 1988; AIUM, 1994; Pye, 1996) além de incorrer em custos altos e prolongados tratamentos.

Segundo a WHO (1982) foram relatados casos onde um equipamento novo causou dano térmico em um paciente, pois a saída do equipamento estava fixa no seu máximo e a fábrica testava apenas a saída máxima, e em outros casos o sistema não omitia qualquer sinal acústico.

A NBR-IEC 1689 indica diversos procedimentos quantitativos para a avaliação da geometria do campo irradiado. Considerando transdutores de ultra-som na forma circular, o campo acústico possui no seu eixo máximo e mínimo (na região proximal) antes de se tornar bem comportado. Esses máximos podem induzir uma alta transferência de energia em uma região espacial pequena podendo causar lesões nos tecidos. Ao se afastar da região axial estão presentes máximos e mínimos denominados de lóbulos secundários. Modificando-se a geometria do transdutor esses campos se tornam irregulares a tal ponto que somente as medidas *in situ* do campo acústico são efetivas (ABNT, 1998), a Figura 1 mostra o campo acústico gerado por um transdutor de ultra-som circular de face plana, onde pode-se distinguir na região proximal a face pontos de máximo e mínimos, e afastando-se lateralmente da região axial observa-se lóbulos laterais presentes.

Figura 1: Campo Acústico gerado por transdutor circular de face plana, com frequência de ressonância da cerâmica de 3 MHz. Distribuição da intensidade no campo acústico, em amarelo regiões de maior intensidade, em azul regiões de menor intensidade. Retirado de: <http://www.ndt-ed.org/Education Resources/Community College/Ultrasonics/Equipment Trans/beamspread.htm>

A distribuição de campos acústicos pode ser bem complicada dependendo de fatores como : foco, geometria do transdutor, comprimento de onda ou largura de banda do sinal de excitação, distância da fonte, e mesmo da forma com que o elemento piezoelétrico está montado (Zemanec, 1971).

Qualquer efeito produzido no cabeçote irá influenciar quantitativamente nas características espaciais e temporais do campo acústico. Desta forma é necessário considerar meios disponíveis para realizar medidas físicas diretas para a determinação dos níveis de saída dos equipamentos usados em fisioterapia ou estudos biológicos. Sendo que a avaliação do campo acústico gerado pelos aparelhos de ultra-som terapêutico do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia é muito importante, já que esta unidade realiza inúmeras pesquisas referentes a interação do ultra-som com tecidos biológicos.

1.1 Objetivos

1.1.1 Gerais

- Avaliar os campos acústicos dos sistemas de fisioterapia usados pelo programa de Pós-Graduação em Bioengenharia EESC-USP, de acordo com a NBR-IEC 1689 - Ultra-som Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para desempenho e método de medição na faixa de frequência de 0,5 MHz a 5,0 MHz

1.1.2 Específicos

- Montar um tanque acústico e um sistema de posicionamento para a avaliação dos transdutores de aplicação de ultra-som terapêutico usados nas pesquisas em andamento no Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, de acordo com a norma NBR-IEC 1689 (Ultra-som Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para desempenho e método de medição na faixa de frequência de 0,5 MHz a 5,0 MHz) visando uma automação das rotinas de avaliação.
- Desenvolver softwares específicos para a avaliação e caracterização do campo acústico gerado pelos transdutores de ultra-som terapêutico de face circular plana.

2 Revisão Bibliográfica

Nas últimas três décadas muitos trabalhos, em várias partes do mundo, foram realizados no sentido de analisar campo acústico gerado por aparelho de ultra-som para fisioterapia.

Fype and Parnell (1982), mediram, conforme a IEC 150, a área de radiação efetiva, a potência de saída e a intensidade de 18 equipamentos. Destes 78% estavam operando fora da tolerância especificada. Este trabalho foi realizado na Austrália.

No Canadá, Snow (1982) avaliou a potência de saída, a frequência e o temporizador de 26 equipamentos. Observou que 81% dos equipamentos tinham níveis de potência variando $\pm 20\%$ do indicado no painel, 27% estavam com o temporizador sem exatidão. A frequência foi considerada inaceitável em apenas 1 aparelho.

Na Holanda, Hekkenberg *et al.* (1986), examinaram a intensidade, a área de radiação específica, a potência e a relação de não uniformidade do feixe de 28 aparelhos. Verificaram que 79% dos aparelhos não atendiam completamente os limites de tolerância.

Também no Canadá, Lloyd and Evans (1988) testaram 89 equipamentos. Os parâmetros avaliados foram potência, intensidade, exatidão do temporizador e frequência. Observaram que 78% tinham erros extrapolando $\pm 20\%$ da potência especificada. No parâmetro intensidade 63% dos aparelhos estavam fora da tolerância de $\pm 20\%$. O temporizador de 23% dos equipamentos estava fora de padronização, e 13% das unidades estavam com frequência fora do limite de $\pm 5\%$.

Lloyd and Evans (1988), mediram 67 cabeçotes Reino Unido. Avaliaram intensidades de 0.25; 0.50; 1.00 e 2.00 W/cm². Dos cabeçotes testados 59% estavam fora

do limite de tolerância de $\pm 30\%$.

Na Escócia, Pye and Milford (1994) analisaram 85 aparelhos de ultra-som, verificando os parâmetros de potência acústica de saída, frequência, tempo de pulso e exatidão do temporizador. A potência estava fora do limite de tolerância de $\pm 30\%$ em 69% das unidades. Todos os equipamentos estavam dentro da tolerância de $\pm 5\%$ para a frequência. A exatidão do temporizador estava fora do especificado no dial do aparelho em 87% dos equipamentos.

Artho *et al.* (2002) testaram nos Estados Unidos 83 unidades de ultra-som usados em clínicas. Os equipamentos foram analisados em 4 intensidades diferentes (0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 W/cm²) usando frequência de 1 MHz no modo contínuo. Os parâmetros medidos foram a potência de saída e precisão do temporizador. Dos equipamentos testados 39% estavam com potência de saída fora do limite de tolerância de $\pm 20\%$, e 52% estavam com o temporizador funcionando incorretamente.

No Brasil dois trabalhos apresentam avaliação de campo acústico gerados por aparelhos de ultra-som.

Em Piracicaba, São Paulo, Guirro *et al.* (1997) analisaram a potência em 31 equipamentos. Avaliaram 31 equipamentos, nas intensidades de 0.1; 0.2; 0.5; 0.8; 1.0; 1.5; 2.0; 2.5 e 3.0 W/cm², na frequência de 1.0 MHz. Nenhum dos equipamentos avaliados condizia com as especificações dos fabricantes.

No Rio de Janeiro, Ishikawa (2001) realizou a avaliação de 33 aparelhos de serviços públicos e privados daquela cidade. Foram avaliados todos os parâmetros pedidos pela NBR-IEC 1689. De todos os equipamentos avaliados, nenhum atendeu completamente a norma.

3 Ultra-som

O ouvido humano é capaz de detectar sons com frequências aproximadamente entre 16 e 21 kHz. No início do século XX, conseguiu-se produzir e detectar ondas sonoras com frequências acima do limite audível pelo homem, dando origem ao termo *ultra-som* (Okuno *et al.*, 1986).

O *ultra-som* consiste em inaudíveis vibrações mecânicas, e como tal não se propagam no vácuo. Possui alta frequência, acima de 21 kHz, criadas por um gerador de energia elétrica que é convertida em energia acústica através da deformação mecânica de um elemento piezoelétrico localizado no transdutor do aparelho (Kitchen and Basin, 1998).

A Figura 2 mostra como está montado um transdutor de *ultra-som*. A cerâmica piezoelétrica está entre a face do transdutor e o *backing*, que funciona como um material de apoio, o ar faz com que a onda *ultra-sônica* não se propague pela face posterior do transdutor. Os eletrodos provenientes do cabo conector excitam a cerâmica para que esta vibre. O cabo conector liga o transdutor ao gerador elétrico.

Figura 2: Esquema mostrando os principais elementos que compõe um transdutor ultra-sônico. Modificado de <http://www.ndt-ed.org/Education Resources/Community College/Ultrasonics/Equipment Trans/characteristicspt.htm>

Piezoelétricidade foi descoberta por Pierre e Jacques Currie em 1880, e é a propriedade que alguns tipos especiais de cristais tem de produzir polarização elétrica quando há aplicação de pressão mecânica proporcional (que pode ser torção, flexão, tração ou compressão). O efeito oposto também é observado, a geração de uma deformação mecânica devido a uma polarização elétrica (Scalassara, 2003).

Por meios industriais é possível criar cerâmicas com propriedade piezoelétrica, estas cerâmicas possuem a vantagem de não terem suas performances prejudicadas na presença de umidade. Para as aplicações de ultra-som, cerâmicas como zirconato titanato de chumbo (PZT), e titanato de bário são bem populares, devido aos efeitos piezoelétricos fortes (Scalassara, 2003). Uma cerâmica piezoelétrica tem a propriedade de que, se uma tensão for aplicada através de sua superfície ela muda a espessura; por outro lado se a espessura da cerâmica for alterada, então se cria uma tensão através da cerâmica. Assim, se uma voltagem oscilatória for aplicada através da cerâmica, esta irá alternadamente ficar mais espessa e mais delgada em comparação com a sua espessura em repouso, acompanhando a polaridade da tensão. A medida que a cerâmica piezoelétrica do transdutor aumenta e diminui de espessura, forma uma onda ultra-sônica que se propagará no tecido (Kitchen and Basin, 1998).

Figura 3: Cerâmica Piezoelétrica. a) Quando aplica-se alguma força na cerâmica ela responde produzindo tensão. b) Quando aplica-se tensão ela responde mudando sua espessura.

O som desloca-se de um lugar para o outro sob forma de ondas, que requerem um meio material para a sua transmissão. Desta maneira a energia ultra-sônica é uma forma de energia mecânica e as ondas ultra-sônicas são ondas de pressão. A propagação da onda ultra-sônica se dá como uma perturbação na posição de equilíbrio das partículas do material, de forma que o meio não é submetido a qualquer deslocamento permanente (ter Haar, 1978; Silva, 1987).

As ondas ultra-sônicas apresentam características dos demais tipos de ondas como comprimento, amplitude, período, frequência, velocidade de propagação e potência (ter Haar *et al.*, 1987). O comprimento de onda (λ) corresponde à distância entre regiões adjacentes de compressão ou de rarefação máxima, cujas partículas se encontram em um mesmo estado de movimento, em um dado instante de tempo. Amplitude (A) corresponde ao deslocamento máximo que uma partícula experimenta a partir de sua posição de equilíbrio. Descreve a magnitude do distúrbio causado pela onda. Período (T) é o intervalo de tempo necessário para que uma partícula realize um ciclo completo de movimento.

A frequência de uma onda de ultra-som é o número de vezes que se repetem zonas de compressão ou zonas de rarefação por segundo. Sua unidade é Hertz (Hz) sendo utilizados os valores kHz (1000 Hz) e MHz (1.000.000 Hz). A frequência do transdutor depende da frequência de ressonância da cerâmica piezoelétrica localizada no cabeçote do transdutor ultra-sônico. A frequência de ressonância da cerâmica

piezoelétrica está intimamente relacionada com os materiais que a compõe e com a espessura da cerâmica. A frequência e o período da onda são relacionados pela equação:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

A velocidade de propagação (c) de onda ultra-sônica é a velocidade com que a perturbação move-se ao longo do meio, e dependendo do tipo de onda (ondas longitudinais tem maior velocidade de propagação) e das constantes elásticas do meio em que se propaga, a velocidade de propagação de ondas sonoras decresce dos meios sólidos para os líquidos e destes para os gasosos. Nos tecidos moles do corpo humano a velocidade de propagação da onda ultra-sônica está ao redor de 1540m/s (Young and Dyson, 1990). A relação existente entre a velocidade (v), comprimento de onda (λ) e a frequência (f) esta expressa da seguinte forma:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2)$$

onde:

c = velocidade de onda (m/s)

λ = comprimento de onda (m)

f = frequência (Hz)

3.1 Transmissão do ultra-som

O meio onde uma onda ultra-sônica propaga-se pode ser visto como constituído de partículas. Estas partículas podem ser tratadas como uma pequena massa ligada a uma mola (modelo massa-mola)(Fig. 4). Através deste modelo aceita-se que um corpo, como um todo, seja constituído de partículas mantidas em suas posições de equilíbrio pelas chamadas forças elásticas. Embora esse modelo não seja aplicado a líquidos e gases, onde as partículas livres não ocupam uma posição de equilíbrio,

nestes existe a transmissão das ondas elásticas, pois os fluidos oferecem certa resistência quando comprimidos ou expandidos (ter Haar, 1978; Silva, 1987)

Figura 4: Esquema do modelo massa-mola. Modificado de <http://kineticskit.sourceforge.net/>

Nos meios sólidos podem ser produzidas ondas de três tipos: longitudinal, transversal e superficial (Wells, 1977). Na forma longitudinal (Fig. 5) a agitação das partículas se dá paralelamente à direção de propagação da onda, constituindo zonas de compressão e rarefação, esta forma de onda ocorre em meios sólidos, líquidos e gasosos (WHO, 1982).

Figura 5: Propagação de onda na forma longitudinal. Modificado de WHO (1982).

Na forma de onda transversal ou onda de cisalhamento (Fig. 6), as partículas vibram perpendicularmente a direção de propagação da onda, esta forma de onda se dá somente em sólidos (WHO, 1982).

Figura 6: Propagação de onda na forma transversal. Modificado de WHO (1982).

As ondas superficiais (Fig. 7) são assim chamadas por terem a característica de se propagar somente na superfície, existem três tipos de ondas superficiais, as ondas de Rayleigh, de Love e de Lamb (Andreucci, 2005).

Figura 7: Propagação de ondas superficiais. Modificado de WHO (1982).

A vibração ultra-sônica pode propagar-se no modo contínuo ou pulsado, a diferença entre os dois modos está na interrupção da propagação de energia. No modo contínuo não há esta interrupção, havendo, portanto uma incidência ininterrupta de energia ultra-sônica sobre os tecidos irradiados. Quando o ultra-som está sendo transmitido no modo pulsado, há interrupções freqüentes na geração da onda acústica. Desta forma ocorrem no meio irradiado intervalos de tempo onde ocorrem mudanças de pressão (deslocamento da onda) e intervalos de tempo onde a pressão permanece inalterada (Fig. 8). O intervalo de tempo em que ocorrem estes aumentos e diminuições na pressão do meio é a duração do pulso. No período de repetição de pulso considera-se o intervalo de tempo onde ocorrem as mudanças de pressão no meio (pulso ultra-sônico) e o intervalo de tempo em que a pressão permanece inalterada (ABNT, 1998). Na utilização do modo pulsado há, portanto dois tipos de freqüências a serem consideradas, a freqüência de onda (f) e a freqüência de repetição de pulso (fr) (Bassoli, 2001). O fator de operação é a relação entre a duração do pulso e o período de repetição do pulso.

Figura 8: Sinal de ultra-som pulsado. O tempo total do ciclo equivale a duração de pulso mais o tempo de espera.

3.2 Características do feixe

Quando uma onda sonora se propaga no meio, ela transmite energia. A potência de um aparelho de ultra-som é a quantidade de energia ultra-sônica gerada em um intervalo de tempo e é expressa em Watts. Quando se refere à potência de pico, fala-se do máximo pico de pressão da onda sonora em um intervalo de tempo. Já a potência média são todas as oscilações na pressão divididas pelo intervalo de tempo transcorrido; a potência média sempre é menor que a potência de pico. Observando a Figura 8, a potência média pode diminuir quando se aumenta o tempo de pulso desligado, mantendo o período de repetição do pulso e a duração de pulso. Aumentando-se a duração de pulso e mantendo-se o período de repetição do pulso, aumenta-se a potência média.

Quando a onda ultra-sônica atravessa um meio, as partículas do meio começam a vibrar e adquirem energia cinética. A energia associada com a onda ultra-sônica é chamada intensidade acústica e pode ser definida como a energia (E) que atravessa uma área (S) em um intervalo de tempo (t), expressa em Watts/cm^2 (ter Haar *et al.*, 1987). A intensidade (I) pode ser expressa como:

$$I = \frac{P_0^2}{2\rho_0 c_0} \quad (3)$$

Onde:

I =intensidade (W/cm^2)

P_0 =amplitude de pressão (Pa)

ρ_0 =densidade do meio (g/ml)

c_0 =velocidade do som (m/s)

A intensidade apresenta características diferentes no campo acústico, caracterizando no campo duas regiões distintas: o campo próximo e o campo distante. No campo próximo, ou zona de Fresnel, a distribuição da intensidade é geralmente não-uniforme, enquanto no campo distante, ou zona de Fraunhofer, a intensidade varia suavemente (Fig. 9). O campo próximo de um transdutor circular estende-se até a distância de r^2/λ da face do transdutor (Wells, 1977).

Figura 9: Distribuição da intensidade no campo acústico gerado por transdutor de ultra-som, evidenciando a diferença entre o campo próximo e campo distante. a) Mostrando a não-uniformidade na distribuição da intensidade no campo próximo e esta distribuição se tornando mais comportada no campo distante (modificado de http://www.ndt-ed.org/Education_Resources/Community_College/Ultrasonics/Equipment_Trans/radiatedfields.htm). b) Mostrando a diferença do campo acústico nos dois campos (modificado de WHO (1982)).

Devido a esta complexidade do campo próximo é importante caracterizar no

campo acústico as intensidades de pico espacial e pico temporal, que é a intensidade que, quando muito alta, pode ser lesiva ao tecido. Se adquiri-se apenas intensidades de média espacial e média temporal ignora-se os picos de pressão que estão presentes no campo acústico. Também se encontra no campo acústico intensidade de pico temporal e média espacial, e intensidade média espacial e pico temporal. Sendo assim, medindo-se um pico de pressão, ou pico de potência, em um ponto de área muito pequena tem-se uma intensidade de pico espacial e pico temporal (*Intensity spacial peak and temporal peak* - I_{SPTP}). Já se a medida for em uma área grande, com um intervalo de tempo maior onde teremos a média de pressão ou a potência média, obtem-se uma intensidade média espacial e média temporal (*Intensity spacial avarege and tempotal avarege* - I_{SATA}). Para obter-se a intensidade média espacial e pico temporal (*Intensity spacial avarege and temporal peak* - I_{SATP}) deve-se medir a intensidade em um pico de pressão ou pico de potência em uma área grande. Quando se deseja uma intensidade de pico espacial e média temporal (*Intensity spacial peak and temporal avarege*- I_{SPTA}) a aquisição dos dados se dá em um ponto de área muito pequena num intervalo de tempo grande o suficiente para se adquirir a média das pressões ou então a potência média.

A forma de onda de modulação é como se apresenta a onda acústica se for observado vários pulsos e traçada uma envoltória por um tempo suficientemente longo para incluir toda informação acústica significativa na onda modulada por amplitude. Podem ser encontrados vários tipos de forma de onda, entre elas forma retangular, dente de serra, irregular, continua e triangular (Fig.10).

Figura 10: Envoltória da forma de onda. a) Onda em dente de serra. b) Onda retangular. c) Onda triangular. (modificado de Ishikawa (2001))

Ao se realizar um corte transversal no eixo axial do feixe ultra-sônico será visualizado o tipo de feixe produzido pelo transdutor de ultra-som. Que pode ser colimado, divergente ou convergente (Fig. 11). No caso de um feixe colimado a intensidade média mantém-se quase inalterada quando o feixe esta se afastando do transdutor. No feixe convergente a intensidade média aumentará, e atingirá o máximo ao chegar no foco. No caso de um feixe divergente a intensidade média diminui quando o feixe se afasta do transdutor. O tipo de feixe ideal para transdutores de fisioterapia é o colimado, onde teoricamente a intensidade média se mantém inalterada.

Figura 11: Tipo de feixe. a) Colimado. b) Convergente. c) Divergente.

A área de radiação efetiva do cabeçote aplicador (A_{re}) é a região na face do transdutor que realmente emite campo ultra-sônico. Esta área não é igual à área da face do cabeçote aplicador e nem sempre é igual à área da cerâmica piezoelétrica, pois quando a cerâmica vibra as estruturas próximas a ela também vibram podendo emitir energia ultra-sônica. Este efeito é conhecido como efeito de borda. Segundo a NBR-IEC 1689 para se ter o conhecimento da área de radiação efetiva é necessário descobrir a área de seção transversal do feixe de cada um dos quatro planos da varredura. A área de seção transversal do feixe (A_{STF}) é a região no plano varrido que contém 75% da energia total do feixe ultra-sônico. Após a verificação da área de seção transversal nos quatro planos varridos faz-se uma regressão linear do plano mais distante da face do transdutor até a face do transdutor e encontra-se a área de radiação efetiva do cabeçote aplicador (Fig.12)(ABNT, 1998).

Figura 12: Regressão linear a face do transdutor. Atavés da regressão linear a face do transdutor encontra-se a Área de Radiação efetiva do cabeçote aplicador.

Realizando um corte transversal no campo acústico gerado pelo cabeçote aplicador de ultra-som espera-se que o formato deste campo seja um círculo perfeito. Na realidade o formato do campo normalmente não é um círculo perfeito. Esta irregularidade na forma do feixe num corte transversal é chamada de não-uniformidade do feixe (Fig.13). Quanto menor a relação de não-uniformidade, ou seja, quanto mais circular o feixe num corte transversal, mais simétrico será o feixe. A relação de não uniformidade do feixe é a relação entre o quadrado da pressão acústica eficaz máxima e a média espacial do quadrado da pressão acústica eficaz, tomada sobre a área de radiação efetiva. A NBR-IEC 1689 diz que transdutores de ultra-som para fisioterapia devem ter uma $RNF \leq 8$ (ABNT, 1998).

Quando o ultra-som propaga-se por um tecido tão heterogêneo como o tecido biológico, as características de sua propagação dependem das características do meio, bem como a onda ultra-sônica esta sujeita a alterações quando incide nas diversas interfaces do tecido

A impedância acústica é a propriedade de um meio se opor à vibração de suas partículas frente a passagem de ondas ultra-sônicas. Pode-se expressar a impedância acústica de várias maneiras, mas a mais comumente usada é a impedância acústica característica do meio ou condutância acústica, que é obtida pelo produto da den-

Figura 13: Corte transversal no feixe ultra-sônico mostrando a não uniformidade do feixe (Ishikawa, 2001).

sidade do meio pela velocidade do som no mesmo (Frederick, 1965):

$$z = \rho \cdot c$$

(4)

onde:

z = impedância acústica ($10^6 \text{Kg}^{-2} \text{ms}^{-1}$)

ρ = densidade do meio (g/ml)

c = velocidade do som (m/s)

A impedância acústica do meio é considerada como constante, visto que a velocidade do som do meio é basicamente constante dentro de uma larga faixa de frequência Willians (1983). A tabela 1 mostra a impedância acústica característica de diversos meios, assim como suas densidades e as velocidades da onda ultra-sônica nos meios.

Quando uma onda sonora encontra uma interface entre dois meios diferentes, parte da energia é refletida e outra é refratada. A onda refletida retorna em direção negativa através do meio incidente com a mesma velocidade de propagação e a onda

Tabela 1: Impedância característica dos meios (modificado de Young and Dyson (1990))

MEIO	DENSIDADE (g/ml)	VELOCIDADE DO SOM (m/s)	IMPEDÂNCIA CARACTERÍSTICA ($10^6 \text{Kg}^{-2} \text{ms}^{-1}$)
Água (20° C)	1.293	331.5	429
Plasma Sanguíneo	1.0	1480	1.52
Gordura	1.06	1570	1.62
Fígado	1.06	1540 - 1585	1.63 - 1.68
Músculo	1.07	1545 - 1630	1.65 - 1.74
Osso	1.38 - 1.81	2710 - 4080	3.75 - 7.38

refratada continua em direção positiva, mas sua velocidade é alterada em função das características do meio (Wells, 1977) .

O efeito da interface pode ser expresso de duas formas, em função da relação entre pressões de onda, ou em função da relação entre as intensidades. Para a relação entre pressões (Frederick, 1965) tem-se que a razão de pressão refletida é dada por:

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (5)$$

enquanto a razão da pressão transmitida é dada por:

$$\frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (6)$$

onde:

P_r = pressão refletida (Pa)

P_t = pressão transmitida (Pa)

P_i = pressão incidente (Pa)

Z_1 = impedância característica do meio 1 ($10^6 \text{Kg}^{-2} \text{ms}^{-1}$)

Z_2 = impedância característica do meio 2 ($10^6 \text{Kg}^{-2} \text{ms}^{-1}$)

Para a relação entre intensidades (Fish, 1999) tem-se que a razão de intensidade refletida é dada por:

$$\frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (7)$$

e a razão de intensidade transmitida fica:

$$\frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (8)$$

onde:

I_r =intensidade refletida (W/cm²)

I_t =intensidade transmitida (W/cm²)

I_i =intensidade incidente (W/cm²)

Z_1 =impedância característica do meio 1 (10⁶Kg⁻²ms⁻¹)

Z_2 =impedância característica do meio 2 (10⁶Kg⁻²ms⁻¹)

Quando $Z_2 > Z_1$ a pressão da onda refletida possui o mesmo sinal da pressão na onda incidente junto à interface e a amplitude da onda transmitida é maior que a onda incidente. Por outro lado, se $Z_2 < Z_1$, uma onda de pressão incidente é refletida como uma onda de pressão negativa e a pressão da onda transmitida é reduzida em relação à onda incidente (Frederick, 1965).

A onda refletida tem um efeito adicional sobre o material irradiado, pois duas ondas, a original e a refletida, estão se deslocando em sentidos opostos, de modo que em alguns pontos elas se combinarão produzindo uma amplitude e energia de onda maior, enquanto em outros elas se cancelarão. Isto tende a produzir um padrão de ondas, que são geradas nos tecidos por meio do ultra-som e podem ter conseqüências deletérias significativas (Low and Reed, 2001). Como a intensidade é proporcional ao quadrado da amplitude, deve-se procurar evitar a formação de ondas estacionárias,

pois a formação de ondas construtivas pode elevar muito a amplitude e danificar os tecidos irradiados (ter Haar, 1978).

A intensidade de uma onda ultra-sônica decresce a medida em que a distância da fonte sonora aumenta. As causas do decréscimo pertencem a duas categorias, os fatores geométricos (dimensões da fonte sonora, comprimento de onda, presença de superfícies refletoras, etc) e os mecanismos de absorção da onda ultra-sônica (viscosidade, fatores de absorção e relaxação molecular). Estes mecanismos possuem características diferentes de acordo com o meio. Nos tecidos biológicos a atenuação deve-se principalmente aos mecanismos de absorção mecanismos pelos quais a energia mecânica das ondas ultra-sônicas é convertida em calor (ter Haar, 1978).

Se a intensidade incidente no tecido for igual a I_0 , e se a intensidade após terem sido percorridos x cm é I , estes valores podem ser inter-relacionados pela expressão (Kitchen and Basin, 1998):

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

(9)

onde:

I = intensidade (W/cm^2)

I_0 = intensidade incidente (W/cm^2)

x = distância percorrida (cm)

α = coeficiente de atenuação ($\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}$)

O coeficiente de atenuação (α) é diretamente proporcional à frequência, quanto maior a frequência, mais rápida é a absorção (ter Haar *et al.*, 1987). As espessuras de meia intensidade são as espessuras de tecido necessárias para que ocorra a redução da intensidade pela metade (Kitchen and Basin, 1998).

Tabela 2: Coeficiente de atenuação dos tecidos e espessuras para meia intensidade a 1 e 3 MHz (modificado de Kitchen and Basin (1998))

TECIDOS	COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO (α) (dB/cm/MHz)	ESPESSURA PARA MEIA INTENSIDADE A 1 MHz	ESPESSURA PARA MEIA INTENSIDADE A 3 MHz
Sangue	0.18	15 cm	5 cm
Gordura	1.63	5 cm	1.6 cm
Fígado	0.94	3 cm	1 cm
Músculo (paralelo às fibras)	1.3	1 cm	3 cm
Músculo (transversal às fibras)	3.3	2 cm	6 cm
Osso do crânio	20	1.5 mm	0.5 mm
Pulmão	41	0.7 mm	0.2 mm
Ar	342	0.02 mm	
Água	0.002	1500cm	500 cm

4 Materiais e Métodos

4.1 *Software* para movimentação do hidrofone e captação de dados

O sistema possui três interfaces de comunicação do computador com o tanque acústico: com o motor de passo para movimentação dos eixos X, Y, Z através da porta paralela; a interface com o osciloscópio via porta ethernet; e a monitoração de temperatura via porta serial.

Figura 14: Interfaces de comunicação do computador com o tanque acústico. O computador comunica-se com um multímetro para a verificação da temperatura da água, com o controlador do motor de passo para a movimentação do hidrofone, e com o osciloscópio para a aquisição da informação do sinal acústico captado pelo hidrofone.

4.1.1 Interface para o controle da movimentação do hidrofone

Para a movimentação do hidrofone é necessário enviar dois sinais para o driver do motor que controla cada um dos eixos do tanque acústico. Um dos sinais indica o

sentido para qual o motor de passo deve girar, horário ou anti-horário, e o outro deve ser um trem de pulsos que é responsável pela sinalização do número de passos do motor, pois o motor gira na borda de subida de cada pulso. O sinal de direção é o *direction* e o trem de pulsos que faz o motor girar é chamado de *step*, nomenclatura adotada pelo fabricante do driver do motor de passo para indicar quais são os sinais de entrada e saída do driver.

Figura 15: Sinais enviados ao driver do motor de passo para que este inicie a rotação dos fusos. a) Rotação no sentido anti-horário. b) Rotação no sentido horário.

Para o envio de dados aos drivers dos motores de passo foi utilizada a interface paralela do computador. Assim cada pino de envio de dados da porta paralela fica responsável por controlar os drivers de cada eixo do tanque. Desta maneira são utilizados seis dos oito pinos disponíveis para o envio de recebimento de dados pela porta paralela e ainda sobram dois pinos que serão utilizados posteriormente para a detecção de falhas na movimentação dos motores ou seus respectivos drivers.

A porta paralela possui três modos de operação: SPP (*Standard Parallel Port*), EPP (*Enhanced Parallel Port*), ECP (*Enhanced Capabilities Port*). No projeto a porta paralela será usada no modo de operação EPP modo em que a transferência seja bidirecional e possa chegar a uma taxa de transferência de 2MB/s utilizando um cabo especial, porém somente 8 bits de dados são enviados por vez ao computador.

Figura 16: Conector DB 25 da porta paralela e barramento de informações .

Assim para envio de dados pela porta é necessário configurar os bits de cada um dos pinos de dados (D0...D7), com os valores lógicos (zero ou um) desejados. Enviar um dado para porta nada mais é do que enviar o número inteiro na sua forma binária, em que cada dígito binário é enviado em um pino da paralela, assim pode-se enviar números entre 0 e 255 pela da paralela através do barramento de dados (Fig. 17).

Figura 17: Mapeamento das funcionalidades dos pinos.

Figura 18: Sinais enviados ao driver de motor de passo.

Outra entrada de sinal do driver do motor de passo é *current off* (Fig. 18) que serve para interromper o funcionamento dos motores. Quando o driver recebe um sinal de nível baixo, este corta a alimentação dos motores caso ocorra alguma emergência. Neste projeto foi usado um sensor de final de curso do eixo impedindo que o suporte movimentado por ele colida com a extremidade do tanque. A utilização dessa entrada não é feita pelo *software* mas sim pelos sensores mencionados anteriormente

O controlador possui 8 chaves de controle do tipo *dip-switch* de configurações (Fig. 17) que permitem a mudança de parâmetros de configurações do mesmo, porém as mais importantes para o projeto são as dips que regulam a precisão do passo dado pelo motor. Essas chaves permitem a regulação do motor para andar 200 passos\revolução, 400 passos\revolução e 800 passos\revolução onde quanto maior

a precisão do passo maior é o numero de passos por revolução dadas pelo motor e seus movimentos são realizados de uma maneira mais suave.

Figura 19: Comunicação do osciloscópio com o computador.

4.1.2 Interface para medir a temperatura da água do tanque acústico

Foi desenvolvida uma interface para a comunicação entre a porta serial do computador (RS232) e um multímetro (Fig.20), que está equipado com sensor de temperatura. O objetivo é captar a informação fornecida pelo multímetro da temperatura da água no tanque acústico.

A monitoração da temperatura é importante para avaliar se houve ou não alterações consideráveis na mesma após a emissão de energia ultra-sônica dentro do tanque acústico.

Figura 20: Comunicação do computador como multímetro e deste com o tanque acústico para a monitoração da temperatura da água.

4.1.3 Interface para a aquisição dos dados referentes ao campo acústico

A aquisição de dados é feita por um osciloscópio Tektronix^R, com interface Ethernet, que traz vantagens como: economia de processamento pelo computador, sua utilização torna desnecessárias a coleta de uma grande quantidade de dados para se obter a média do sinal coletado pois o osciloscópio fornece a média com uma simples requisição enviada para o osciloscópio; eliminação ruídos indesejados na coleta do sinal com as devidas configurações realizadas.

A interface Ethernet do osciloscópio permite atribuir ao mesmo características de um host (como se fosse um microcomputador convencional), como IP, permitindo a monitoração do osciloscópio através da rede. Isso é possível porque o equipamento tem um servidor web embutido que aceita conexões remotas em uma porta previamente configurada no osciloscópio.

Segundo o fabricante a comunicação com o osciloscópio deve ser feita via *socket*, no IP e na porta configurada no osciloscópio e através dele enviar a *string* de requisição que constava no manual de programação do osciloscópio, porém isso não funcionou. Para resolver o problema na aquisição de dados do osciloscópio foi feita engenharia reversa sobre o processo de comunicação do osciloscópio com o com-

putador, pois era conhecido que o equipamento poderia ser monitorado através de um navegador web, i.e. um browser, então foram utilizados *snifers* que permitiram ver como deveria ser feita a comunicação do computador com o osciloscópio. Após serem realizados testes com os *snifers* verificou-se que no osciloscópio executava um servidor web com suporte aos protocolos HTTP1.0 e HTTP1.1.

4.2 Estrutura mecânica do Tanque Acústico

Para a construção da estrutura do tanque acústico levou-se em consideração que ela deveria ter boa resistência mecânica devido à elevada massa que carrega. O robô tem uma massa de aproximadamente 80 kg, enquanto que o volume de água presente dentro da estrutura é de aproximadamente $0,64 \text{ m}^3$, que em condições normais de temperatura e pressão possui uma massa de aproximadamente 640 kg. Tudo isso se soma à massa da própria estrutura que supera 720 kg.

Levando em conta estes requisitos optou-se por barras de aço de perfil quadrado, tubular, popularmente conhecidas por metalon, com dimensão de 50 mm em forma quadrada e espessura de 3 mm. Utilizou-se quatro barras de 1000 mm perpendiculares ao chão para manter a estrutura segura sob um plano retangular. Outras oito barras, quatro de 1000 mm, e quatro de 800 mm, todas dispostas perpendicularmente às quatro que formam a base, foram soldadas a estas de maneira que conferissem a rigidez adequada ao tanque e formassem uma espécie de suporte ao vidro. Somado a essa estrutura, foi soldada mais uma barra paralela a uma das barras horizontais superior de 1000 mm (Fig 21). Na base dos tubos verticais, foi utilizado um produto denominado *VibraStop*. Esta solução, graças à sua base de borracha e ferro fundido de 85 mm, dissipa grande parte da vibração do sistema e agrega maior confiabilidade às medições.

Figura 21: Barras de metalon soldadas formando a estrutura do tanque acústico.

Uma vez terminada a estrutura, foi construído um sistema de cantoneiras de 2mm de espessura por 30mm de largura com a finalidade de apoiar os vidros de 10mm de espessura (Fig. 22).

Figura 22: Sistema de cantoneiras para o apoio do vidro.

Na base desse sistema, foi acrescentada mais uma barra de Metalon que serve como apoio adicional a uma chapa de madeira MDF de 2 mm de espessura ajustada de modo a servir de fundo para o tanque acústico. Sobre essa chapa de madeira, foi colocada uma outra de isopor. Terminada esta etapa, os vidros foram colados com silicone.

Fazia-se necessário um posicionador tridimensional de alta precisão, acuracidade e repetibilidade, a fim de trazer resultados confiáveis.

Era necessário um produto do curso das três guias movimentação, ou envelope de movimentação de aproximadamente 0,192 m. Para tanto foi projetado um robô cartesiano com curso em X de 800 mm e em Y e Z de 590 mm, conferindo um volume de aproximadamente $0,278 \text{ m}^3$, construído sobre o tanque para, através de

uma haste imersa na água, movimentar um outro transdutor para a captação do sinal acústico (hidrofone).

Por questões de preço e confiabilidade, optou-se por uma solução com guias de posicionamento linear com patins, que garantem uma boa precisão e rigidez. Acoplado aos patins, utilizou-se fusos de esferas especiais, denominados recirculantes. Essa qualidade de fuso possui elevada precisão graças às esferas, que circulam por canais internos à rosca com a finalidade de eliminar possíveis folgas. Acoplado ao fuso, por uma união eixo-eixo flexível, utilizou-se um motor de passo (Fig. 23) quatro pólos da empresa Sincron com as seguintes especificações: modelo 841.406-3, 1,8.º por passo, 3,5 A por fase e 4,2 V por fase.

Figura 23: Motor de passo.

Como elemento de auxílio, tanto para garantir uma maior rigidez ao posicionador, quanto para fixar a haste do hidrofone, foi utilizada uma barra de perfil Bosch. Este elemento quadrado tem a característica de ser muito leve, devido à sua construção tubular e de alumínio, e é suficientemente rígido para a aplicação. Um maior, de

dimensão 45 mm x 45 mm x 1150 mm, com a finalidade de equilibrar o momento em relação ao eixo X, foi fixado paralelamente a este eixo de movimentação e a 140 mm da borda. Já o outro, de dimensão 30 mm x 30 mm x 770 mm, foi fixado em uma das paredes com a finalidade de fixar uma haste que fixa o transdutor que ficará imersa em água. Uma vez colocado os perfis, o posicionador foi parafusado ao tanque, como mostra a Figura 24.

Figura 24: Sistema de posicionamento do hidrofone para a aquisição dos dados referentes ao campo acústico. a) Robô desenvolvido. b) Robô fixado sob a estrutura do tanque.

Algumas peças foram usinadas na oficina do Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo com a finalidade de fixar as hastes que ficarão imersas em água (haste do hidrofone de diâmetro de 10 mm e comprimento de 1000 mm e haste do transdutor de diâmetro de 10 mm e comprimento de 1100 mm). Foi utilizado nesse processo um torno paralelo mecânico e uma furadeira. Os materiais escolhidos foram o Nylon (para a peça de fixação da haste do hidrofone ao patim da guia Z, para a fixação da haste do transdutor ao perfil Bosch e para o suporte do hidrofone) e PVC (para o suporte do transdutor)(Fig. 25).

Figura 25: Confeção das hastes fixadoras do hidrofone e do transdutor. a) Fixador da haste do hidrofone ao patim. b) Suporte do hidrofone. c) Fixador da haste do transdutor ao perfil bosh. d) Suporte do transdutor. e) Haste fixadora do hidrofone. f) Haste fixadora do transdutor.

Uma vez que tudo foi montado, o tanque foi enchido para fazer o teste de estanqueidade, o que mostrou que o sistema estava perfeitamente vedado (Fig. 26).

Figura 26: Sistema para avaliação de campo acústico gerado por transdutor ultra-sônico. a) Desenho. b) Foto

4.3 Fontes e Drives

Para controle dos três motores de passo em questão, foram compradas em conjunto três fontes modelo SYN-FC-38/15/5 de entrada 110/220V automática e saída 38V/5A, 15V/1A e 5V/1A, além de três drivers SYN.HGD-06 (Fig. 27). As guias, motores, drivers e fontes foram compradas da empresa Syncro Eletromecânica^R.

Figura 27: Controladores dos motores de passo. a) Fonte. b) Driver

4.4 Técnicas de varredura do campo acústico

As técnicas de varredura prescritas na NBR-IEC 1689 são a varredura global e varredura de linha ou diametral.

Para as técnicas de varredura global e varredura de linha ou diametral é necessário um tanque acústico, um hidrofone e um cabeçote aplicador de ultra-som. O tanque acústico deve estar cheio de água desgaseificada para evitar a cavitação das ondas ultra-sônicas. O tamanho deste tanque deve ser grande o suficiente para permitir a imersão tanto do transdutor quanto do hidrofone. O hidrofone é um transdutor que produz sinais elétricos em resposta a sinais acústicos lançados na água pelo cabeçote de ultra-som. Este hidrofone deve estar em um suporte que permita movimentação no mínimo em três graus de liberdade (Fig.28). O elemento ativo do hidrofone deve ter um raio máximo de 0.5 mm quando a frequência do transdutor é menor ou igual a 3 MHz (ABNT, 1998). O transdutor que irá ser avaliado também deve ter um suporte com três graus de liberdade de movimentação. Tanto os suportes do hidrofone e do cabeçote quanto às paredes do tanque acústico deve ser bons absorvedores ou revestidos de bons absorvedores de energia ultra-sônica para que ocorra o mínimo de reverberação.

Figura 28: Varredura global. A varredura é feita em quator eixos paralelos a face do transdutor.

Na varredura global o hidrofone varrerá quatro planos paralelos à face do cabeçote (Fig. 28). Para a aquisição dos quatro planos desloca-se o hidrofone em uma linha perpendicular a face do transdutor, chamada de eixo de alinhamento, até o mais distante possível desta face. Então o hidrofone é deslocado novamente em direção à face do transdutor até encontrar o primeiro pico de pressão acústica, que se refere a fronteira entre o campo distante e o campo próximo, neste local se localizará um plano de varredura, com os outros três se localizando entre este plano e a face do cabeçote. Todas as varreduras globais devem ser grades quadradas com o ponto central no eixo de alinhamento do feixe. A varredura não deve ter um movimento contínuo, mas deve ser realizada em passos discretos com os valores de tensão eficaz ou de pico medidos a cada passo. O tamanho do passo deve estar entre 0.5mm e 2.0 mm. E o número de pontos da varredura deve ser no mínimo 100, uma matriz 10X10.

Na varredura de linha ou diametral (Fig. 29) os procedimentos para a aquisição dos quatro planos de medição são iguais à varredura global. O ponto central ou comum das quatro varreduras de linha deve encontrar-se no eixo de alinhamento do feixe. No plano a ser varrido, o hidrofone desloca-se no eixo Y, passando pelo ponto central que está localizado no eixo de alinhamento, captando os sinais em uma linha de varredura. Esta linha deve ter o mesmo número de pontos de cada lado do ponto central. Após a varredura desta linha gira-se o cabeçote do ultra-som 45° e varre-se outra linha, até completar quatro linhas que se cruzam no ponto central de alinhamento. Estas quatro linhas dividirão o plano em oito áreas iguais, e deve conter no mínimo 50 passos cada linha. Após a aquisição destes pontos calcula-se a área de secção transversal do feixe. Repete-se o procedimento nos outros três planos. Neste procedimento o hidrofone só precisará de dois graus de liberdade para realizar a varredura.

Figura 29: Varredura de linha ou diametral. O hidrofone desloca-se somente no eixo Y, ao final de cada linha o transdutor ultra-sônico roda 45° .

4.5 Medida do campo acústico

Para medida do campo acústico gerado pelos aparelhos de ultra-som do Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia foi utilizado o método de varredura global.

Foram verificados os campos acústicos de oito aparelhos utilizados na Bioengenharia, sendo que três deles são utilizados para o tratamento de pacientes no ambulatório do Programa, e os outros cinco são utilizados em pesquisa. O tempo de utilização é bastante variado, tendo aparelhos novos e aparelhos com mais de cinco anos de uso. Os aparelhos foram numerados de 1 a 8 de acordo com a ordem em que foram avaliados, a Tabela 3 mostra a origem de cada um dos aparelhos.

Tabela 3: Origem dos aparelhos

Aparelho	Origem
1	aparelho utilizado em pesquisas pelo Prof. Dr. Carlos Dias Maciel
2	aparelho utilizado em pesquisas pelo Prof. Dr. Carlos Dias Maciel
3	aparelho utilizado no ambulatório do PPGI em Bioengenharia
4	aparelho utilizado no ambulatório do PPGI em Bioengenharia
5	aparelho utilizado no ambulatório do PPGI em Bioengenharia
6	aparelho utilizado em pesquisa pelo Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva
7	aparelho utilizado em pesquisa pelo Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva
8	aparelho utilizado em pesquisa pelo Prof. Dr. José Marcos Alves

Antes de posicionar o transdutor no tanque acústico foram verificadas as potências de saída dos aparelhos, em uma balança de radiação, da Ohmic instruments co.¹ modelo UPM-DT-1 (Fig. 30)

Figura 30: Balança de radiação

O hidrofone utilizado foi um HGL com pré-amplificador AH-2010, fabricado pela Onda Corporation² (Fig 33a).

¹www.cweb.com/ohmic

²www.ondacorp.com

Após a instalação do hidrofone e do transdutor de ultra-som em seus suportes no tanque acústico e o acoplamento do hidrofone ao osciloscópio, configura-se o software para que este faça comunicação com o osciloscópio, e fornece-se o tamanho do passo desejado e o número de pontos por linha do plano de varredura (Fig. 31).

Figura 31: Interface do software de movimentação dos motores de passo.

Em seguida, manualmente posiciona-se o hidrofone no ponto central da face do transdutor. Toma-se o cuidado para que não tenha bolhas de ar na face do transdutor e no hidrofone. Após o posicionamento do hidrofone no eixo de alinhamento o software realiza a varredura do eixo afastando o hidrofone do transdutor de ultra-som (Fig. 32), com isto é encontrada a fronteira entre o campo próximo e o campo distante, esta fronteira localiza-se no último pico de tensão encontrado pelo hidrofone no eixo de alinhamento.

Para a aquisição dos dados o hidrofone realizou a movimentação em passos de 1mm.

Figura 32: Posicionamento do hidrofone no ponto central da face do transdutor. Após o posicionamento o hidrofone faz a aquisição dos dados no eixo de alinhamento. Seta indicando o sentido de movimentação do hidrofone para a aquisição.

A leitura dos quatro planos é realizada no campo próximo, sendo que um dos planos localiza-se na fronteira entre o campo próximo e o campo distante, e outro o mais próximo possível da face do transdutor, os outros dois planos ficam entre o primeiro e o último plano, sendo que a distância entre os quatro planos é igual. Foi utilizado como tamanho de passo para a realização das varredura 1mm.

Cada plano varrido tinha 41 colunas e 41 linhas de pontos, perfazendo um total de 1681 pontos por plano.

Após as varreduras o hidrofone foi movimentado até as laterais do tanque acústico, este procedimento foi realizado para avaliar a atenuação da onda ultra-sônica dentro do tanque, e para ver se havia reflexão nas paredes do tanque. Para isto utilizou-se além do hidrofone pré-amplificado, outro hidrofone sem amplificador (Fig.33).

Na atenuação nas laterais do tanque o valor captado pelo hidrofone é enviado ao osciloscópio e deste para o computador, em mV. A representação em escala logaritmica é realizada através da expressão:

$$\text{atenuação em dB} = -20 \log_{10} \left[\frac{U_a}{U_r} \right] \quad (10)$$

onde:

U_a = valor de tensão adquirido no local da medida

U_r = valor de tensão adquirido no eixo de alinhamento, correspondente ao maior pico de tensão do eixo

Com o Hidrofone pré-amplificado a atenuação foi de -27dB, e com o hidrofone sem amplificador foi de -33dB.

Figura 33: Hidrofones utilizados para medida da atenuação nas laterais do tanque. a) Hidrofone pré-amplificado. b) Hidrofone sem amplificador.

5 Resultados

Os parâmetros e valores medidos nos aparelhos estão expostos na Tabela 4.

Tabela 4: Parâmetros e respectivos valores encontrados nos aparelhos medidos

	Ap. 1	Ap. 2	Ap.3	Ap. 4	Ap. 5	Ap.6	Ap. 7	Ap. 8
Último Pico de Tensão (mV)	520	550	900	450	520	550	490	840
Fronteira entre campo próximo e campo distante (cm)	8,7	14	14	10	8,7	13	10	7,8
Fator de Operação	1:4	1:4	1:4	1:4	1:4	1:2.5	1:4	1:4
Frequência central (f_0)(MHz)	1,4	1,55	1,575	1,7	1,625	1,55	1,375	1,5
Número de onda circular (k)(cm^{-1})	59,43	65,80	66,90	72,17	68,99	65,80	58,37	63,7
Raio efetivo do cabeçote aplicador (a_1)(cm)	1,02	0,96	0,94	0,91	0,93	0,96	0,85	0,97
Área da sessão reta do feixe ($A_{STF(0)}$)(cm^2)	4,46	4,44	4,21	4,62	4,30	4,50	2,16	4,21
Área de radiação efetiva (A_{RE}) (cm^2)	6,04	6,01	5,70	6,25	5,83	6,09	2,93	5,71
Coefficiente de regressão linear (cm)	$-1,64 \times 10^{-2}$	$-1,08 \times 10^{-4}$	$-1,63 \times 10^{-4}$	$3,96 \times 10^{-4}$	$-1,65 \times 10^{-4}$	$1,38 \times 10^{-4}$	$2,50 \times 10^{-3}$	$1,52 \times 10^{-4}$
Gradiente de regressão linear (cm)	$-7,33 \times 10^{-2}$	$-4,78 \times 10^{-4}$	$-6,90 \times 10^{-4}$	$1,82 \times 10^{-3}$	$-7,10 \times 10^{-4}$	$6,21 \times 10^{-4}$	$5,41 \times 10^{-3}$	$6,41 \times 10^{-4}$
Tipo de feixe	Colimado	Colimado	Colimado	Colimado	Colimado	Colimado	Colimado	Colimado
Relação de não-uniformidade) do feixe (RNF)	2,0168	1,7411	3,1481	1,6919	3,8212	1,8440	3,1052	3,0065
Potência de saída (mW)	118	117	116	115	115	117	117	114
Intensidade efetiva (SATA)(mW/cm ²)	19,5	39,9	19,9	18,9	20,2	18,7	39,9	20,0
Intensidade máxima temporal (mW/cm ²)	39,6	124,2	76,0	34,7	63,5	31,63	124,2	60,1
Erro percentual da relação potência pico/potência média	0,027439	0,015072	0,043118	0,020130	0,020909	0,062804	0,052732	0,019527

Para encontrar o último pico de tensão varre-se o eixo de alinhamento da face do transdutor. Encontrando-se o último pico de tensão é possível localizar a fronteira entre o campo próximo e o campo distante. Esta fronteira, teoricamente, depende do diâmetro da face do transdutor e da frequência de ressonância da cerâmica piezoelétrica (Fish, 1999).

Nota-se que na Tabela 4, 2^a linha que as fronteiras entre campo próximo e campo distante dos aparelhos avaliados está em torno dos 10 cm, e o pico de tensão varia de 490 mV a 900 mV (1^a linha, Tabela 4).

Na Figura 34 estão alguns exemplos de varredura no eixo de alinhamento.

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 34: Varredura do eixo de alinhamento de alguns aparelhos a) Aparelho 7; b) Aparelho 8; c) Aparelho 6; d) Aparelho 5 .

Dentre os equipamentos testados a forma de onda de modulação encontrada em todos os aparelhos foi a retangular, como mostra a Figura 35.

Figura 35: Forma do sinal ultra-sônico

Como todos os aparelhos operam no modo pulsado é possível encontrar o fator de operação. Dos aparelhos avaliados sete possuem fator de operação 1:4 e um possui um fator de operação 1:2,5. Os fatores de operação de cada um dos aparelhos podem ser visualizados na Tabela 4.

Visualmente nota-se que a envoltória do sinal ultra-sônico é bastante regular. Na Figura 36 observa-se a envoltória do sinal ultra-sônico, que em todos os aparelhos é bastante regular, com pequenas diferenças no tempo de subida, mas os picos e depressões do sinal mostram regularidade.

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 36: Pulso ultra-sônico. a) Aparelho 5; b) Aparelho 3; c) Aparelho 8; d) Aparelho 7

A cerâmica piezoelétrica quando submetida a uma tensão elétrica vibra a uma frequência que está intimamente relacionada com o material que a compõe e a espessura da cerâmica. A Figura 37 mostra o comportamento de uma cerâmica submetida a uma tensão elétrica.

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 37: Frequência de ressonância da cerâmica piezoelétrica. a) Aparelho 6; b) Aparelho 7; c) Aparelho 8; d) Aparelho 9.

A frequência central (f_0) de ressonância da cerâmica em MHz encontrada nos transdutores avaliados estão expostas na Tabela 4.

Para a aquisição da área efetiva de radiação (A_{RE}) faz-se necessário o cálculo de alguns parâmetros, tendo em vista que a A_{RE} é dada por:

$$A_{RE} = A_{STF(0)} \times F_{ac}$$

(11)

onde:

$A_{STF(0)}$ = Área de seção reta do feixe no primeiro plano de varredura (cm^2)

F_{ac} = fator adimensional de conversão que está relacionado com o número de onda circular (k) e o raio efetivo do cabeçote aplicador (a_1)

A área de sessão reta do feixe no primeiro plano de varredura ($A_{STF(0)}$) depende do gradiente de regressão linear (m) que é quem faz o ajuste da curva de regressão linear. Gradiente de regressão linear é determinado nos quatro planos de verredura, sendo a área de sessão transversal do feixe versus a distância do plano à face do transdutor (ABNT, 1998).

O valor de F_{ac} está relacionado com o número de onda circular (k) e o raio efetivo do cabeçote aplicador (a_1) da seguinte maneira:

$$F_{ac} = 2,58 - 0,0305 \, ka_1 \text{ para } ka_1 \leq 40$$

$$F_{ac} = 1,354 \text{ para } ka_1 > 40$$

Os valores encontrados de gradiente de regressão linear (m), área de sessão reta do feixe no primeiro plano de varredura ($A_{STF(0)}$), número de onda circular (k), raio efetivo do cabeçote aplicador (a_1) e área de radiação efetiva (A_{RE}) nas medidas realizadas estão expostas na Tabela 4.

O valor de ka_1 é importante pois são estes parâmetros que definem a diretividade do feixe, já que o o número de onda circular é diretamente proporcional a frequência de ressonância da cerâmica. Desta forma cerâmicas de mesmo raio, mas com frequências de ressonâncias diferentes, a que tiver frequência mais alta vai ter o campo ultra-sônico com maior diretividade (ABNT, 1998).

O tipo do feixe encontrado em todos os aparelhos é o colimado, de acordo com ABNT (1998) este é tipo de feixe ideal para aparelhos fisioterápicos. O tipo do feixe dependo do coeficiente de regressão linear (Q) (ABNT, 1998), a relação é a seguinte:

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

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

Divergente: $Q > 0,1 \text{ cm}^{-1}$

Os valores de coeficiente de regressão linear (Q) e o tipo de feixe emitido pelos aparelhos avaliados estão na Tabela 4, linha 9.

A relação de não-uniformidade do feixe (RNF) é a relação do máximo pico de tensão pela média das tensões (ABNT, 1998). Para aparelhos de ultra-som para Fisioterapia a RNF deve ser ≤ 8 , e quanto menor for esta relação melhor (ABNT, 1998).

Na Figura 38 pode-se observar a não-uniformidade do feixe, que apresenta regiões onde ocorrem tensões alta e outras onde as mesmas são mais baixas.

Figura 38: Relação de não-uniformidade do feixe ultra-sônico. a) região de alta tensão; b) região de baixa tensão.

A potência de saída (P) é verificada diretamente na balança de calibração, de posse deste valor após calcular a área de radiação efetiva (A_{RE}) encontra-se a Intensidade efetiva (SATA), dada pela fórmula:

$$I_{SATA} = \frac{P}{A_{RE}}$$

12

onde:

I_{SATA} = Intensidade efetiva (W/cm²)

P = Potência de saída (W)

A_{RE} = Área de radiação efetiva (cm²)

A intensidade máxima temporal (I_{mt}) é encontrada pela fórmula:

$$I_{mt} = \frac{(RNF)(P)}{A_{RE}}$$

13

onde:

I_{mt} = Intensidade máxima temporal (W/cm^2)

P = Potência de saída (W)

A_{RE} = Área de radiação efetiva (cm^2)

RNF = relação de não-uniformidade do feixe

O erro percentual da relação potência pico/potência média é usado como um parâmetro para validação do ensaio, ele é muito importante pois de acordo com seu valor é possível verificar se toda a seção transversal do feixe foi varrida. O valor ideal para o erro percentual é zero, mas a NBR-IEC 1689 aceita valores $\leq 15\%$.

Com a aquisição dos dados é possível traçar o diagrama de radiação em cada um dos quatro planos varridos. Os dados foram adquiridos com passos de 1 mm tendo os planos 41 linhas e 41 colunas de pontos, perfazendo um total de 1681 pontos.

A figura 39 mostra o diagrama de radiação do primeiro aparelho avaliado.

Figura 39: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do aparelho 1. a)plano 1; b) plano 2; c) plano 3; d)plano 4.

A Figura 40 mostra que o campo acústico gerado pelo transdutor do Aparelho 1 apresenta um vale em seu eixo central, e quanto mais distante foi feita a varredura maior é o vale no eixo central do campo acústico. Observando a Figura 39 nota-se que quanto mais distante está o plano da face do transdutor maior é a diferença entre os picos de tensão laterais e os picos de tensão centrais.

Figura 40: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 1. a) plano 1; b) plano 4

No segundo aparelho avaliado o campo acústico tem um comportamento semelhante ao do primeiro, com picos de tensão altos nas laterais e um vale no eixo central de alinhamento, e este vale aumenta a medida que a varredura se afasta da face do transdutor, como mostram as Figuras 41 e 42.

Figura 41: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 2. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

Figura 42: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 2. a)plano 1; b)plano 4.

O Aparelho 3 produz um campo acústico onde no segundo e terceiro planos há picos de tensão maiores nas laterais do que no eixo de alinhamento, mas no quarto plano os maiores picos de tensão estão concentrados no eixo de alinhamento, como mostram as Figuras 43 e 44.

Figura 43: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 3. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

Figura 44: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 3. a)plano 1; b)plano 4.

No Aparelho 4 o campo acústico produzido apresenta picos laterais de tensão maiores do que os picos centrais, mas estes picos laterais estão concentrados em dois eixos, e não formam um anel como nos aparelhos 1, 2 e 3. As Figuras 45 e 46 mostram o diagrama de radiação do Aparelho 4.

Figura 45: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 4. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

(a)

(b)

Figura 46: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no aparelho 4. a)plano 1; b)plano 4.

O Aparelho 5 gera um campo acústico onde os maiores picos de tensão estão concentrados no eixo central de alinhamento, apenas no segundo plano de varredura que os maiores picos de tensão estão um pouco deslocados para a lateral. Os diagramas de radiação do aparelho 5 são mostrados nas Figuras 47 e 48.

Figura 47: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 5. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

(a)

(b)

Figura 48: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 5. a)plano 1; b)plano 4.

O Aparelho 6 produz um campo acústico muito parecido com o campo acústico gerado pelo aparelho 3, onde no segundo e terceiro planos os picos de tensão estão localizados nas laterais, e não no eixo de alinhamento. Entretanto no quarto plano os picos de tensão no eixo de alinhamento, mas formando uma área um pouco maior, mostrando que os picos de tensão estão um pouco mais dispersos em relação ao que apresenta o Aparelho 3. As Figuras 49 e 50 mostram o diagrama de radiação gerado pelo Aparelho 6.

Figura 49: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 6. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

(a)

(b)

Figura 50: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 6. a)plano 1; b)plano 4.

O campo acústico gerado pelo aparelho 7 apresenta-se bastante irregular nos dois primeiros planos, e no terceiro e quarto planos possui picos de tensão concentrados no eixo central de alinhamento. No primeiro plano pode-se observar uma região bem definida onde não ocorrem picos de tensão (Fig.51), que provavelmente é o local onde foi feita a soldagem do eletrodo na cerâmica.

Figura 51: Diagrama de radiação do primeiro plano de varredura do Aparelho 7, mostrando provável local de soldagem do eletrodo na cerâmica (seta).

As Figuras 52 e 53 mostram o diagrama de radiação do Aparelho 7.

Figura 52: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 7. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

Figura 53: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 7. a)plano 1; b)plano 4.

O Aparelho 8 apresenta um campo acústico semelhante aos Aparelhos 3 e 6, no segundo e terceiro planos os picos de tensão estão localizados nas laterais e no quarto plano os picos de tensão se concentram no eixo central de alinhamento, como mostram as Figuras 54 e 55.

Figura 54: Diagrama de radiação nos quatro planos de varredura do Aparelho 8. a)plano 1; b)plano 2; c)plano 3; d)plano 4.

(a)

(b)

Figura 55: Diagrama de radiação evidenciando a diferença de tensão no eixo central da face do eixo central da face do transdutor em relação aos eixos laterais, no Aparelho 8. a)plano 1; b)plano4.

6 Discussão

A avaliação do campo acústico gerado por aparelhos de ultra-som terapêutico vem sendo realizada a mais de 3 décadas. Estes trabalhos mostram que a maioria dos aparelhos avaliados apresentam um ou mais parâmetros fora de calibração (Repacholi and Benwell, 1979; Fyfe and Parnell 1982; Snow, 1982; Rivest *et al.*, 1987; Bly *et al.* 1989; Pye and Milford 1994; Hekkenberg *et al.* 1994; Guirro *et al.*, 1997; Hekkenberg, 1998; Ishikawa, 2001).

Apesar do tema já ser debatido há muito tempo e muitos acharem que já é um assunto esgotado, enquanto equipamentos continuarem sendo avaliados e apresentarem problemas, os usuários desta tecnologia continuarão perdendo tempo, dinheiro e principalmente pondo sua integridade física em risco

Levando em conta esta informação e aliando-se a ela a grande utilização do ultra-som no tratamento de inúmeras afecções (desde lesões cutâneas a fraturas ósseas), continua sendo importante discutir como está o campo acústico dos aparelhos utilizados.

O Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia da EESC-USP há mais de 20 anos pesquisa os efeitos da interação do ultra-som com os tecidos biológicos, obtendo muitos resultados significativos. Porém a avaliação dos campos acústicos gerados por estes aparelhos ainda não foi realizada.

A construção do tanque acústico e o desenvolvimento de uma rotina de avaliação de campo acústico trará ainda mais confiabilidade aos resultados encontrados, pois avaliará a qualidade de radiação emitida pelos aparelhos utilizados nas pesquisas.

O tanque apresentou uma boa atenuação na onda ultra-sônica. A norma NBR-

IEC1689 diz que a atenuação deve ser de -32dB. Quando a medida foi realizada com um hidrofone sem amplificador a atenuação no tanque chegou a -33dB, atendendo o que está prescrito na norma. O mesmo resultado não foi encontrado quando a medida foi realizada com o hidrofone pré-amplificado, o que já era esperado pois o amplificador aumenta muito o sinal do ruído existente, diminuindo assim a diferença entre o pico de tensão medido no eixo de alinhamento e a tensão medida nas laterais do tanque.

O número de aparelhos avaliados não condiz com todos os aparelhos usados em pesquisa na Bioengenharia, pois o Programa é de interunidades fazendo com que os aparelhos fiquem muito dispersos. Mas procurou-se avaliar unidades que abrangessem todos os modelos de aparelhos utilizados na Bioengenharia. Sendo avaliados modelos de aparelhos novos e com tempo de fabricação maior.

Para fazer a avaliação do aparelho de ultra-som conforme a norma NBR-IEC 1689 é necessário que o equipamento tenha declarado nos documentos acompanhantes ou no próprio aparelho os valores de todos os parâmetros, para que se possa fazer uma comparação dos valores encontrados e dos valores declarados.

Os aparelhos de ultra-som utilizados no Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia não tem todos os parâmetros especificados. E alguns destes são especificados de acordo com ensaios realizados com normas do FDA, que utiliza metodologia de ensaio diferente da NBR-IEC 1689, não sendo possível a comparação dos valores. Sendo assim, é muito importante que os aparelhos de ultra-som da Bioengenharia tenham declarados seus parâmetros de acordo com a norma vigente no Brasil.

Quanto à varredura do campo acústico, o primeiro passo é realizar a varredura do eixo de alinhamento para encontrar o último pico de tensão, e através de sua localização descobrir a fronteira entre o campo próximo e o campo distante. Esta varredura é feita no eixo de alinhamento, pois segundo a NBR-IEC 1689 é neste eixo que os maiores picos de tensão são encontrados.

Ao realizar a varredura do eixo de alinhamento verificou-se que a fronteira entre o campo próximo e o campo distante está entre 7,8 e 14 cm da face do transdutor,

mostrando que a maioria das aplicações deste tecnologia ocorre no campo próximo, que é a região do campo mais desorganizada, que apresenta variações grandes entre as intensidades, e onde estão presentes os pontos quentes citados pela NBR-IEC 1689.

Na varredura global dos quatro planos, observou-se que o diagrama de radiação da maioria dos aparelhos apresentava um vale em seu centro, evidenciando que os picos de tensão laterais são maiores que os picos de tensão centrais, e quanto mais distante está o plano da face do transdutor maior é o vale, maior é a diferença entre os picos de tensão laterais e os picos de tensão centrais, situação esta não prevista na norma NBR-IEC1689.

Uma provável explicação para que isto ocorra é que para realizar o contato dos eletrôdos com a cerâmica reveste-se a cerâmica com algum elemento condutor. Entre os dois eletrôdos deve-se ter uma região da cerâmica não revestida para que a tensão aplicada resulte em diferença de potencial e promova a vibração na cerâmica.

Analisando a forma como a cerâmica é revestida nota-se que ao invés da região não revestida com elemento condutor ser na lateral da cerâmica ela está na face que fica em contato com o *backing*, formando nesta face um anel não revestido, como mostra a Figura 56.

Figura 56: Cerâmica piezoelétrica. a) revestimento da face anterior. b) revestimento da face posterior. c) anel separando os revestimentos.

Este revestimento é feito desta forma para facilitar o acoplamento dos eletrôdos. Mas devido a forma com que a cerâmica é revestida ela tem seu efeito de borda acentuado, que fica evidente no diagrama de radiação (Figuras 39, 41, 43, 45, 49, 54).

Os parâmetros que devem ser avaliados e seu respectivo intervalo de tolerância de acordo com a NBR-IEC 1689 são: potência de saída ($\pm 20\%$); área de radiação efetiva ($\pm 20\%$); intensidade efetiva ($\pm 20\%$); frequência de trabalho acústica ($\pm 10\%$); relação de não-uniformidade do feixe ($\pm 30\%$); intensidade máxima do feixe; tipo de feixe; fator de operação; forma de onda de modulação.

Com base nos ensaios realizados é possível propor a especificação dos parâmetros exigidos pela norma, na Tabela 5 estão as propostas de valores de parâmetros para os aparelhos de ultra-som terapêutico usados pelo Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia.

Tabela 5: Proposta de parâmetros para os aparelhos de ultra-som do Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia.

Parâmetro	Valor
Potência de Saída (mW)	117
Área de Radiação efetiva ($A_{RE}(cm^2)$)	6
Intensidade efetiva (SATA) (mW/cm^2)	25
Frequência de trabalho acústica (MHz)	1,5
Relação de não-uniformidade do feixe (RNF)	3
Intensidade máxima (mW/cm^2)	125
Tipo de feixe	Colimado
Fator de operação	1:4
Forma de onda de modulação	retangular

7 Conclusão

A tecnologia ultra-sônica é muito utilizada como tratamento de diversas afecções. E a correta calibração dos mesmos é fundamental para a eficiência dos tratamentos.

Da mesma maneira o conhecimento dos parâmetros usados para caracterizar o campo acústico gerado pelo aparelho de ultra-som terapêutico é importante para dar uma maior credibilidade as pesquisas, sendo base para a compreensão dos mecanismos de ação deste como uma modalidade eficaz, primando pela maior segurança do paciente.

Os aparelhos de ultra-som terapêutico usados pelo Programa de Pós-Graduação interunidades em Bioengenharia mostraram-se eficazes no tratamento de algumas lesões (tendinosas, ósseas e cutâneas), mas a avaliação de seus parâmetros até então não havia sido realizada conforme exige a norma NBR-IEC 1689.

Para se avaliar os parâmetros dos equipamentos é necessário que eles estejam declarados ou no equipamento ou em manual que acompanha o equipamento. Na falta destas especificações fez-se necessário a proposta de valores de referência para os aparelhos de ultra-som terapêutico da Bioengenharia.

Estes parâmetros especificados servirão como base para futuras avaliações, bem como para a construção de novos aparelhos. Fazendo com que as pesquisas realizadas neste ou em outros programas com estes aparelhos tenham uma confiabilidade ainda maior.

Ainda devem ser feitas algumas melhorias no sistema de avaliação, como sistema de posicionamento do transdutor, redução na vibração do suporte do hidrofone, melhorias na interface do software, para uma melhor reprodutividade e confiabilidade

dos resultados.

Referências

- ABNT. *NBR-IEC 1689: Ultra-som - Sistemas de Fisioterapia - Prescrições para o desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5MHz*. Rio de Janeiro: ABNT, 1998.
- AIUM. 1994.
- R. Andreucci. *Ensaaios por ultra-som*. In: www.abende.org.br; Acesso em Janeiro 2005, 2005.
- P.A. Artho, J.G.Thyne, B.P. Warring, C.D. Willis, J.M. Brismée, and N. S. Latman. *A calibration study of therapeutic ultrasound unids*. Physical Therapy, V.82, 2002.
- D.A. Bassoli. *Avaliação do ultra-som pulsado de baixa intensidade na regeneração de músculos esqueléticos com vistas a aplicabilidade em clínica fisioterapêutica*. Dissertação (mestrado), Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, São Paulo, 2001.
- S.H.P. Bly, R.G. Hussey, J.P. Kinsley, and A.W. Dickson. *Sensitivity of effective radiating area measurement for therapeutic ultrasound transducers to variations in hydrophone scanning technique*. Health Physics, V.57, 1989.
- FDA. *-Food and Drug Administration, Radiation Safety Performance Standard. Ultrasound therapy products, Title 21, Part 1050.10, Rules and Regulations*. 1979.
- P. Fish. *Physical and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. John Wiley & Sons:Nova York, 1999.
- J.R. Frederick. *Ultrasound enginnering*. John Wiley & Sons:Nova York, 1965.
- M.C. Fype and S.M. Parnell. *The importance of measurement of effective transducer radiating area in the testing and calibration of therapeutic ultrasonic instruments*. Health Physics, V. 43, 1982.
- R. Guirro, F. Serrão, D. Elias, and A.J. Bucalon. *Calibration of Acoustic Intensity of Therapeutic Ultrasound Equipment in use in the City of Piracicaba*. Revista Brasileira de Fisioterapia, V.2, 1997.
- G. Ter Haar. *Therapeutic ultrasound*. European Journal of Ultrasound,V.9, 1999.
- R.T. Hekkenberg, W.A. Oosterbaan, and W.T. van Beekum. *Evaluation ultrasound therapy devices*. Physiotherapy, V.72, 1986.
- R.T. Hekkenberg, R. Reibold, and B. Zeqiri. *Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment*. Ultrasound in Medicine & Biology, V.20, 1994.

- R. T. Hekkenberg. *Charaterizing ultrasonic physiotherapy system by performance and safety now internationally agreed*. Ultrasonics, V.36, 1998.
- IEC. *-International Electrotechnical Commission, IEC 150:Testing and calibration of ultrasonic therapeutic equipment*. 1963.
- IEC. *-International Electrotechnical Commission, IEC 601-2-5: Medical Eletrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of ultrasonic therapy equipment*. 1984.
- N.M. Ishikawa. *Avaliação de Equipamentos de Ultra-som para Fisioterapia Segundo a Norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas*. COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Dissertação (Mestrado), 2001.
- S. Kitchen and S. Basin. *Eletroterapia de Clayton*. 10 ed., Manole:São Paulo, 1998.
- J.J. Lloyd and J.A. Evans. *A Calibration Survey of Physiotherapy Ultrasound Equipment in North Wales*. Physiotherapy, V.74, 1988.
- J. Low and A. Reed. *Eletroterapia aplicada:princípios e prática*. Manole:São Paulo, 2001.
- W.L. Nyborg. *Biological effects of ultrasound: development of safety guidenes - Part II: general review*. Ultrasound in Medicine & Biology,V.27, 2001.
- E. Okuno, I. L. Caldas, and C. Chow. *Física para ciências biológicas e biomédicas*. Harba: São Paulo, 1986.
- S.D. Pye and C. Milford. *The performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian Region, Scotland, 1992*. Ultrasound in Medicine & Biology,V.20, 1994.
- S.D. Pye. *Ultrasound Therapy Equipment. Does it perform?* Physiotherapy,V.81, 1996.
- M.H. Repacholi and D.A. Benwell. *Using surveys of ultrasound therapy devices to draft performance standards*. Healthy Physics, V.36, 1979.
- M. Rivest, C.Q. Girard, D. Searbone, and J. Lambert. *Evaluation of therapeutic ultrasound devices: performance stability over 44 weeks of clinical use*. Physiotherapy Canada, V.39, 1987.
- M.E. Roebroek, J. Dekker, and R.A.B. Oostendorp. *The use of therapeutic ultrasound in physical therapy: practice patterns in Dutch primary healt care*. Physical Therapy,V.78, 1998.
- P. R. Scalassara. *Medidas de características físicas de tecidos biológicos por inspeção de ultra-som*. Monografia (Engenharia Elétrica), Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Paraná, 2003.

- O. L. Silva. *Estudo do mecanismo de ultra-som na estimulação do crescimento ósseo*. Dissertação (Mestrado), Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, São Paulo, 1987.
- C.J. Snow. *Ultrasound therapy units in Manitoba and Northwestern Ontario: performance evaluation*. Physiotherapy Canada, V.34, 1982.
- C.A. Speed. *Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions*. Rheumatology, V.40(12):1331-1336, 2001.
- H. Stewart, J.L. Abzug, and G.R. Harris. *Consideration in ultrasound therapy and equipment performance*. Physical Therapy, V.60, 1980.
- G. ter Haar, M. Dyson, and E. M. Oarley. *The use of ultrasound by physiotherapists in Britain, 1985*. Ultrasound in Medicine & Biology, V.13, 1987.
- G. ter Haar. *Basic physics of therapeutic ultrasound*. Physiotherapy, V.64, 1978.
- P. N. P. Wells. *Biomedical ultrasonics*. Academic Press: Londres, 1977.
- WHO. -*WORLD HEALTH ORGANIZATION- Division of Environmental Health-Environmental Health Criteria for Ultrasound*. WHO:Genebra, 1982.
- R. A. Williams. *Ultrasound: biological effects and potential hazards*. Academic Press: Londres, 1983.
- S.R. Young and M. Dyson. *Effects of therapeutic ultrasound on the healing of full-thickness excised skin lesion*. Ultrasonics, V.28, 1990.
- J. Zemanec. *Beam behaviour within the nearfield of vibrating piston*. Journal of the Acoustic Society of American, V.41, 1971.