



CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE TRANSDUTOR FOCALIZADO PARA
APLICAÇÃO EM TERAPIA ULTRASSÔNICA DE BAIXA INTENSIDADE

Gisele de Lima Moreira da Silva

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Marco Antônio Von Krüger
Wagner Coelho de Albuquerque
Pereira

Rio de Janeiro
Outubro de 2011

CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE TRANSDUTOR FOCALIZADO PARA
APLICAÇÃO EM TERAPIA ULTRASSÔNICA DE BAIXA INTENSIDADE

Gisele de Lima Moreira da Silva

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph. D.

Prof. João Carlos Machado, Ph. D.

Prof. Carlos Henrique Figueiredo Alves, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2011

Silva, Gisele de Lima Moreira da

Construção e caracterização de transdutor focalizado para aplicação em terapia ultrassônica de baixa intensidade / Gisele de Lima Moreira da Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XII, 82 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque

Pereira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referências Bibliográficas: 72-76.

1. Ultrassom de baixa intensidade. 2. Pseudoartrose.
3. Transdutor ultrassônico. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Ao nosso Deus Pai, Filho e Espírito Santo, pelas graças recebidas diariamente.

Ao meu pai Ernande, pelo amor incondicional, paciência e compreensão.

A minha mãe e amiga Geísa, mulher que me orienta, educa e ouve sempre.

A meu irmão Giovanni, pelo carinho e exemplo de ânimo, dedicação e paixão em tudo que realiza.

A minha saudosa “Vó Dita”, pela referência de compromisso e disciplina.

Ao meu querido namorado ‘Dudu’, por compreender e respeitar o tempo que eu dedico ao trabalho e estudo.

Ao meu orientador, Prof. Wagner Coelho, pelas divertidas e valiosas aulas ministradas, bem como pela oportunidade oferecida de me integrar no ‘iluminado’ LUS. Sua dinâmica orientação, que perfaz a técnica, renovada pelo ‘cafezinho’ das tardes, foi decisiva no norteamento desta dissertação.

Direciono igualmente meus agradecimentos ao Prof. Marcos Antônio von Krüger, meu outro orientador e idealizador da atual temática, pela disponibilidade na oficina mecânica, pela paciente ajuda nos momentos de dúvida, pela colaboração na solução dos problemas, principalmente computacionais, enfim, pela constante doação, até mesmo do próprio sangue, literalmente, em prol da ciência.

Ao Prof. João Carlos Machado, pela constante disponibilidade. Também agradeço pelas minuciosas e proveitosas sugestões nos seminários do LUS, as quais revelam, com muita propriedade, o domínio deste conhecimento.

Agradeço ao Dr. F. García-Nocetti e ao Eng. M. Fuentes-Cruz por ter desenvolvido e fornecido o gerador utilizado neste trabalho, para excitar os transdutores.

Agradeço à amável e atenciosa amiga Mayra, pela alegria e senso de humor. Também sou grata por ter realizado o levantamento dos parâmetros acústicos de alguns materiais e fornecido contribuição com o software *Wave2000*®.

À admirável amiga Thaís Omena, pelo incentivo e realização do mapeamento acústico no LUS.

Agradeço aos responsáveis amigos Aldo e Francisco, pela gentileza no fornecimento de material de leitura complementar e pelas múltiplas soluções em programação.

Ao INMETRO, pela realização de mapeamento acústico de alguns transdutores.

Ao Técnico de laboratório Paulo César, do LTTC/PEB/IT/UFRJ, que realizou com muita presteza a calibração dos termopares.

Agradeço a todos da turma, em especial às amigas Alva, Fernanda Catelani, Nárrima, Renata Paixão e Sibebe, tanto pelo auxílio nas disciplinas como pelo incentivo.

Finalmente, e não menos importante, aos ex-colegas do LUS e também aos atuais, Lorena, André, Rodrigo, Maggi, Kelly, Tarcísio, Guillermo, Isabela, Vinícius, Daniel Patterson, Daniel Alves, Caroline, Rejane, Francisco, Bráulio, Kátia, Luisa, Paulo e Thays Costa, pela amizade e pelos momentos agradáveis, nas tardes comemorativas dos aniversariantes.

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

CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE TRANSDUTOR FOCALIZADO PARA APLICAÇÃO EM TERAPIA ULTRASSÔNICA DE BAIXA INTENSIDADE

Gisele de Lima Moreira da Silva

Outubro/2011

Orientadores: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O ultrassom terapêutico no modo pulsátil de baixa intensidade (tipicamente $I_{SATA}=30 \text{ mW.cm}^{-2}$) tem sido empregado clinicamente para promover, entre outros fins, a ossificação de pseudoartrose (não-união óssea), pelo fato de ser a técnica menos invasiva e mais eficaz do que seu tratamento cirúrgico convencional. No Brasil, apesar da aprovação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) (resolução nº 1554 do D.O.U. de 27/09/01), sua utilização ainda é restrita, por conta do alto custo do tratamento. Em relação à propagação acústica, a maioria dos estudos de aplicação desta tecnologia utiliza transdutores ultrassônicos planos comerciais. O presente trabalho se propôs a desenvolver e caracterizar transdutores ultrassônicos focalizados, para aplicações terapêuticas de baixa intensidade (para ossificação de pseudoartrose, por exemplo). Os transdutores construídos tiveram seus feixes acústicos mapeados, gerando parâmetros geométricos, a citar: distância focal de 7,83 a 34,50 mm; profundidade de campo de 5,74 a 20,00 mm; e ASTF focal de 1,14 a 7,70 mm². Com as medidas desta última característica e uso de apropriados atenuadores obteve-se a I_{SATA} focal experimental de aproximadamente 30 mW.cm^{-2} . Quanto ao aquecimento provocado no *phantom* ósseo, o aumento de temperatura máximo alcançado foi de 1,34 °C. Logo, foi possível projetar e construir transdutores de US terapêuticos focalizados de baixa intensidade. A primeira aplicação pretendida dos mesmos, futuramente, é na promoção da ossificação de pseudoartrose, em modelo animal experimental.

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

CONSTRUCTION AND CHARACTERIZATION OF FOCUSED TRANSDUCER
FOR LOW-INTENSITY ULTRASONIC THERAPY

Gisele de Lima Moreira da Silva

October/2011

Advisors: Marco Antônio von Krüger

Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

The therapeutic ultrasound in low-intensity pulsed mode ($I_{SATA} = 30 \text{ mW.cm}^{-2}$) has been used clinically to promote, among other purposes, the ossification of pseudoarthrosis (bone non-union), due to the fact that the technique is less invasive and more effective than its surgical standard treatment. In Brazil, despite the approval of the National Health Surveillance Agency (ANVISA) (resolution n° 1554 of the D.O.U. of 27/9/01), its use is still restricted, due to the high cost of treatment. Concerning the acoustical propagation, most studies use plane ultrasonic transducers to apply this therapy. The present work proposes the development and characterization of ultrasonic focused transducers for low-intensity therapy. The built transducers had their acoustic beam mapped, obtaining the geometrical parameters, as follows: focal distance from 7.83 to 34.50 mm; depth of field from 5.74 to 20.00 mm; and focal ASTF from 1.14 to 7.70 mm². Using this last parameter (ASTF) and the adequate signal attenuators, it was obtained an experimental focal Intensity I_{SATA} of approximately 30 mW.cm^{-2} . As to the heating caused on the bone phantom, the maximum temperature rise achieved was 1.34 °C. So, it was possible to design and build low-intensity ultrasonic focused therapeutic transducers. The first envisaged application is to promote the ossification of pseudoarthrosis, in experimental animal model.

SUMÁRIO

Capítulo I – INTRODUÇÃO	1
I.1 – OBJETIVO.....	2
Capítulo II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
II.1 - RECUPERAÇÃO DA FRATURA ÓSSEA.....	3
II.1.1 - Composição e caracterização do tecido ósseo.....	3
II.1.2 - Regulação da recuperação da fratura óssea.....	4
II.1.2.1 - <i>Introdução</i>	4
II.1.2.2 - <i>Contribuição de diferentes áreas espaciais na recuperação da fratura</i>	4
II.1.2.3 - <i>Os cinco estágios temporais de recuperação da fratura</i>	5
II.2 - ALTERAÇÃO DA REGENERAÇÃO ÓSSEA E PSEUDOARTROSE	5
II.3 - TRATAMENTOS PARA PSEUDOARTROSE.....	6
II.3.1 - Tratamento da pseudoartrose com terapia ultrassônica de baixa intensidade.....	7
II.3.2 - Estudos experimentos e clínicos do ultrassom de baixa intensidade na pseudoartrose.....	8
II.3.3 – Transdutores de US de baixa intensidade para recuperação óssea.....	10
II.3.4 - Mecanismos de ação do US de baixa intensidade em pseudoartrose.....	12
III – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	
III.1 - CONSTRUÇÃO DO TRANSDUTOR DE US TERAPÊUTICO DE BAIXA INTENSIDADE.....	15
III.1.1 - Elementos do US terapêutico focalizado de baixa intensidade.....	15
III.1.1.1 – <i>Gerador do sinal de excitação</i>	15
III.1.1.2 – <i>Transdutor</i>	16
III.1.1.2.1 – <i>Elemento piezoelétrico</i>	16
III.1.2 - Principais mecanismos de focalização.....	19
III.1.2.1 - <i>Lentes acústicas e a Lei de Snell</i>	21
III.1.2.1.1 – <i>Lentes cônicas</i>	23
III.1.2.1.2 – <i>Lente esférica</i>	23
III.1.3 – Características do feixe ultrassônico.....	24
III.1.3.1 – <i>Transmissão do ultrassom</i>	24
III.1.3.2– <i>Intensidade do feixe acústico</i>	25

III.1.3.3 – <i>Interações do US com os tecidos biológicos</i>	27
III.1.4 – Impedância elétrica.....	27
III.1.4.1 – <i>Modelo elétrico da cerâmica</i>	28
III.1.4.2 – <i>Analizador da impedância elétrica da cerâmica</i>	29
III.1.4.3 – <i>Compatibilização elétrica</i>	30
III.1.5 – Impedância acústica.....	30
III.1.5.1 – <i>Compatibilização acústica</i>	30
III.2 – CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO.....	31
III.2.1 – Hidrofone.....	31
III.2.2 – Balança de radiação e a medição da potência acústica.....	32
III.2.3 – Mapeamento Térmico.....	33
III.2.3.1 – <i>Utilização do termopar</i>	34
Capítulo IV - MATERIAIS E MÉTODOS	35
IV.1 – INTRODUÇÃO.....	35
IV.2 – CARACTERIZAÇÃO DA CERÂMICA.....	35
IV.3 – MONTAGEM DOS TRANSDUTORES ULTRASSÔNICOS TERAPÊUTICOS FOCALIZADOS.....	36
IV.3.1 – Transdutor com cerâmica tipo PZT-5A.....	36
IV.3.1.1 – <i>Modelo teórico das lentes</i>	37
IV.3.1.2 – <i>Construção das lentes acústicas</i>	39
IV.3.2 – Transdutores com cerâmicas tipo PZT-YJ.....	41
IV.4 – MAPEAMENTO ACÚSTICO.....	44
IV.4.1 – Montagem e realização do mapeamento do campo acústico no LUS/PEB/COPPE/UFRJ.....	44
IV.4.2 – Sistema de varredura do feixe acústico do LABUS – INMETRO.....	46
IV.4.3 – Simulação no Programa <i>Wave2000</i> ®.....	46
IV.5 – QUANTIFICAÇÃO DA POTÊNCIA ACÚSTICA.....	47
IV.5.1 – Montagem experimental.....	47
IV.5.2 – Gerador de sinal elétrico programado para pseudoartrose.....	48
IV.6 – AVALIAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO.....	49
IV.6.1 – Constituintes da montagem experimental.....	49
IV.6.1.1 – <i>Elaboração do termopares</i>	50
IV.6.2 – Montagem experimental.....	50

Capítulo V – RESULTADOS	54
V.1 – MONTAGEM DO TRANSDUTOR.....	54
V.2 – MEDIÇÃO DA IMPEDÂNCIA ELÉTRICA.....	55
V.3 – MAPEAMENTO DO CAMPO ACÚSTICO.....	56
V.4 – QUANTIFICAÇÃO DA POTÊNCIA ACÚSTICA.....	61
V.5 – AVALIAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO.....	64
Capítulo VI – DISCUSSÃO	66
Capítulo VII – CONCLUSÃO	71
Capítulo VIII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
Capítulo IX – APÊNDICE	77

LISTA DE SÍMBOLOS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTF	Área de Secção Transversa do Feixe
ASTF no foco	Área de Secção Transversa do Feixe no foco
BNC	Conector para cabo coaxial
BNR	Taxa de não-uniformidade do feixe
c	velocidade de propagação do som
c_1	velocidade do som no primeiro meio
c_2	velocidade do som no segundo meio
C	Côncavo
C_1	Capacitância série na ressonância
C_0	Capacitância elétrica intrínseca da cerâmica
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
CP	Côncavo-Plano
CP-YJ	Côncavo-Plano-YJ
CV	Coefficiente de Variação
CX	Côncavo-Convexo
CX-5A	Côncavo-Convexo-5A
CX-YJ	Côncavo-Convexo-YJ
C-YJ	Côncavo-YJ
DP	Desvio-Padrão
EMF	Campo Eletromagnético
EUA	Estados Unidos da América
f_{ar}	frequência antirressonância
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
f_r	frequência de ressonância
FRP	Frequência de Repetição do Pulso
IEC	Comissão Eletromecânica Internacional
IIMAS	Instituto de Investigações em Matemáticas Aplicadas e Sistemas
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia

ISATA	Intensidade média espacial média temporal
ISATA focal	Intensidade média espacial média temporal focal
K_{ef}	Coefficiente de acoplamento eletromecânico
L_1	Indutância série na ressonância
LABUS	Laboratório de Ultrassom
LTTC	Laboratório de Transmissão e Tecnologia do Calor
LUS	Laboratório de Ultrassom
NBR	Norma Brasileira
PEB	Programa de Engenharia Biomédica
PVC	Polivinil Acrílico
PVDF	<i>Polivinylidene difluoride</i>
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo
Q	Fator de qualidade
R_1	Impedância elétrica na frequência de ressonância
RLC	Resistor Indutor Capacitor
RTV	<i>Room Temperature Vulcanization</i>
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
US	Ultrassom
USA	United States of America
Z	Impedância elétrica
Z_a	Impedância acústica
Z_{ar}	Impedância elétrica na frequência de anti-ressonância
Z_{pf}	Impedância elétrica no pico da fase
Z_r	Impedância elétrica na frequência de ressonância
ΔT	Variação de Temperatura
θ_i	Ângulo entre a onda incidente e a normal
θ_t	Ângulo entre a onda transmitida e a normal
ρ	Densidade

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O ultrassom é uma onda mecânica que se propaga com uma frequência mais elevada do que o limite audível humano (ou seja, acima de 20 kHz). Apresenta diversas aplicações na área médica, incluindo diagnóstico, cirurgia e terapia (SISKA *et al.*, 2008).

Dentre seus usos terapêuticos, o ultrassom (US) no modo pulsátil de baixa intensidade ($\leq 30\text{mW.cm}^{-2}$) apresenta diversas aplicações, a citar, indução de apoptose celular, regulação da expressão gênica em célula-alvo e terapia sonodinâmica, ou seja, efeitos sinérgicos do US em combinação com antibióticos, drogas anticancerígenas e outros agentes. Em lesão de tecido mole, esta modalidade terapêutica ativa fibroblastos, resultando em síntese de colágeno e consequente debridamento da ferida (FERIL *et al.*, 2008). Em distúrbios ósseos, esta tecnologia tem promovido, entre outras ações, a ossificação de pseudoartrose (não-união óssea), motivação primeira para o desenvolvimento desta dissertação.

Um estudo de incidência da pseudoartrose, realizado na década de 90, apresenta uma ocorrência em torno de 5 a 10 % dos milhões de fraturas anuais (EINHORN, 1995). Seu tratamento cirúrgico (convencional) tem sido gradualmente substituído por esta técnica de ultrassom pulsátil de baixa intensidade que apresenta a vantagem de ser menos invasiva e mais eficaz (SISKA *et al.*, 2008).

A explicação mais aceita para a atuação desta terapia na promoção da consolidação óssea está embasada na semelhança da natureza mecânica do US de baixa intensidade, com o processo natural de cura da fratura, a qual se beneficia fisiologicamente de força micromecânica (DUARTE, 1983).

Seu uso clínico foi pioneiramente relatado em estudo brasileiro, com um índice de sucesso de 64 % em uma série de 28 fraturas não consolidadas (DUARTE, 1983). Aos poucos esta tecnologia foi se expandindo para outros continentes, tornando-se hoje uma realidade terapêutica nos EUA, Japão e em vários países da Europa. No Brasil, apesar da aprovação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) (resolução nº 1554 do D.O.U. de 27/09/01), sua utilização ainda é restrita, por conta do alto custo do tratamento.

A maioria dos estudos desta terapia em recuperação óssea fez uso de equipamentos comerciais dotados de transdutores ultrassônicos planos. No presente trabalho, com o intuito de promover irradiação localizada, foi empregado um protótipo de equipamento para o qual foram desenvolvidos transdutores ultrassônicos dotados de lentes acústicas capazes de focalizar a irradiação na área da fratura. Este trabalho visa contribuir para atender, a médio prazo, a demanda para este uso do ultrassom.

I.1 – OBJETIVO

Desenvolvimento de transdutor focalizado e caracterização acústica e térmica do feixe emitido, para aplicação em terapia ultrassônica de baixa intensidade.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada uma revisão bibliográfica, de forma sintetizada, dos aspectos metabólicos relacionados com a recuperação da fratura óssea, bem como dos tratamentos disponíveis para combater o atraso na restauração óssea. Além disso, serão abordados os estudos comprobatórios da utilização da técnica de US de baixa intensidade em pseudoartrose e os diversos tipos de transdutores utilizados.

II.1 - RECUPERAÇÃO DA FRATURA ÓSSEA

II.1.1 - Composição e caracterização do tecido ósseo

O tecido ósseo é constituído por uma matriz rígida - formada basicamente por fibras de colágeno e sais de cálcio e de fósforo – e por vários tipos de células: osteoblastos (produzem a matriz), osteócitos (osteoblastos adultos com baixa atividade metabólica) e osteoclastos (participam da reabsorção óssea secretando algumas enzimas, como a collagenase).

Anatomicamente, a estrutura óssea é composta por dois tipos de osso: cortical e trabecular. O osso cortical é compacto, com índice de porosidade de 5% a 10%, praticamente sem medula e encontrado principalmente na extensão dos ossos longos. Revestindo o osso cortical encontra-se o perióstio, uma membrana que contém osteoblastos em sua face interna.

O osso trabecular é menos denso, possui porosidade de 50% a 90% e é encontrado interiormente nas extremidades dos ossos (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1990).

II.1.2 - Regulação da recuperação da fratura óssea

II.1.2.1 - *Introdução*

Quando uma fratura ocorre, o osso tem um mecanismo próprio de regulação da sua recuperação (CLAES e WILLIE, 2007). A regeneração de um osso fraturado envolve ações para restaurar sua integridade estrutural, coordenadas no tempo e no espaço, por parte de diferentes tipos de células, através de proteínas expressas por centenas de genes (MALIZOS *et al.*, 2006).

Em termos histológicos clássicos, a recuperação da fratura tem sido dividida em recuperação direta da fratura (primária) e indireta (secundária).

A recuperação primária ocorre quando a fratura é reduzida, em escala micrométrica, no espaço presente entre os fragmentos. Isto exige alta estabilidade local e, na prática, é um tipo raríssimo. Mais comumente ocorre a recuperação secundária ou indireta da fratura, em que uma grande massa de calo é criada. Este tipo de recuperação beneficia-se de micromovimentos (PHILLIPS, 2005). A descrição da recuperação da fratura nesta seção refere-se à esta última, recuperação secundária da fratura.

II.1.2.2 - *Contribuição de diferentes áreas espaciais na recuperação da fratura*

A regeneração da fratura não é homogênea no calo. As 4 principais zonas de recuperação óssea são o canal medular, a área cortical, a membrana periosteal e o tecido mole circundante. Essencialmente, o canal medular e áreas corticais criam, na fase inicial, o “calo mole” (cartilagem), indo posteriormente criar osso pela ossificação endocondral. Na área periosteal, mais distante do local da fratura, e no tecido mole externo forma-se o “calo rígido” pela ossificação intramembranosa. Logo, esse último tipo de ossificação envolve a formação diretamente de osso, sem primeiro formar cartilagem (PHILLIPS, 2005).

II.1.2.3 - Os 5 estágios temporais de recuperação da fratura

Além das 4 divisões ‘espaciais’ da recuperação da fratura, existem 3 fases ‘temporais’. Em ordem cronológica, elas são: fase inflamatória (com formação de hematoma), fase reparativa (onde ocorrem angiogênese, formação de cartilagem - com consequente calcificação - remoção da cartilagem e formação óssea) e fase de remodelagem óssea (PHILLIPS, 2005).

A fase inflamatória começa com o rompimento de vasos sanguíneos da lesão e a formação de um hematoma. Células inflamatórias invadem o hematoma e iniciam a degradação lisossomal de tecido necrótico (DUTTON, 2010).

A fase reparativa começa no 4º ou 5º dia após a fratura. Células mesenquimais pluripotentes invadem a área e diferenciam-se em condroblastos (sintetizam e secretam matriz cartilaginosa). Estas células são responsáveis pela formação de uma ponte conhecida como calo mole, calo primário ou provisório, que rodeia o local da fratura, estabilizando-a. Uma vez estabilizada, a cartilagem se submete à hipertrofia e mineralização. Assim que a vasculatura inicia a invasão, os condrócitos hipertróficos calcificantes vão sendo removidos pelos condroclastos, promovendo a formação da trama óssea. Gradativamente, o calo mole é substituído por esta trama óssea preenchida por medula. Isto resulta na formação de calo secundário ou definitivo e consolidação da fratura clinicamente (DUTTON, 2010).

O passo final no processo de recuperação da fratura é o estágio de remodelagem, que pode continuar por vários anos seguidos à fratura (DUTTON, 2010). A descarga de peso e outros estímulos mecânicos determinam a remodelagem deste calo ósseo, fazendo com que o tecido ósseo primário seja reabsorvido por osteoclastos e substituído por tecido ósseo lamelar, formado por osteoblastos (JUNQUEIRA e CARNEIRO, 1990).

II.2 - ALTERAÇÃO DA REGENERAÇÃO ÓSSEA E PSEUDOARTROSE

A pseudoartrose se define pela persistência de uma não-união óssea por mais de nove meses pós-fratura (ROMANO *et al.*, 2009) e que, provavelmente, só se recuperará com intervenção (MANDT e GERSHUNI, 1987).

A falência de união da superfície óssea fraturada estabelece a formação de um tecido fibroso e fibro-cartilaginoso, com líquido sinovial entre as extremidades da fratura (HIETANIEMI *et al.*, 1996, FERREIRA *et al.*, 2010), permanecendo na fase reparativa da recuperação de fratura (CLAES e WILLIE, 2007).

Qualquer fator que diminui o suprimento sanguíneo ou oxigenação no local da fratura, como a severidade da lesão, fumo, problemas circulatórios ou *diabetes*, irá potencialmente suprimir a resposta da recuperação. Idade avançada, hormônios e outros fatores sistêmicos também têm sido associados com retardo da recuperação da fratura (SMITH e WRIGHT, 1999).

II.3 - TRATAMENTOS PARA PSEUDOARTROSE

As condições ótimas para a recuperação da não-união são, portanto, prover uma suficiente estabilidade da fratura (por mecanismo conservador ou cirúrgico) e garantir uma rica vascularização. Intervenção cirúrgica, com objetivo de remover tecido mole interferindo entre os segmentos ósseos e prover estabilização com equipamentos de fixação externa ou interna (acompanhado por preenchimento ósseo ou não), é o padrão-ouro para o tratamento de pseudoartrose (WEBER e CECH, 1976 *apud* NOLTE *et al.*, 2001). Dependendo da localização da não-união, a literatura registra uma taxa de sucesso para o 1º procedimento cirúrgico de 70% a 96%. Contudo, apresenta taxas declinantes de recuperação para procedimentos invasivos subsequentes (GEBAUER *et al.*, 2005). Além disso, esta necessidade de outros procedimentos cirúrgicos prolonga a dor, o sofrimento e o prejuízo funcional do paciente, enquanto aumenta o custo para o sistema de saúde.

Com objetivo de reduzir o custo sócio-econômico e alcançar uma taxa de cura similar àquela da cirurgia, vários métodos de tratamento para pseudoartrose têm sido sugeridos nos últimos anos. Estas propostas incluem estimulação mecânica e estimulação elétrica. A primeira pode ser desencadeada pelas ondas acústicas do ultrassom pulsátil de baixa intensidade e pela terapia extracorpórea por ondas de choque (GEBAUER *et al.*, 2005). A segunda pode ser induzida por corrente direta (usando eletrodos implantados) (BRIGHTON *et al.*, 1981), campo eletromagnético (EMF) (não invasivo) (LIRANI e

CASTRO, 2005) e acoplamento capacitivo (usando eletrodos localizados sobre a pele) (SCOTT e KING, 1994).

As desvantagens dos estimuladores elétricos são a escassez de conhecimento sobre sua eficácia e o fato de frequentemente requererem admissão ao hospital, aumentando a morbidade e o custo ao sistema de saúde (SISKA *et al.*, 2008).

A terapia por ondas de choque tem sido usada no tratamento de não-união com a premissa de que estas ondas de alta-energia causam microfraturas na trabécula, e por meio disto destroem o tecido, estimulando o processo reparativo para promover a união óssea. Entretanto, a aplicação desta terapia é questionável porque provoca dor e, portanto, requer o uso de anestesia e frequentes admissões no hospital, após o tratamento (ROMPE *et al.*, 2001).

Dentre as modalidades não invasivas mencionadas, a terapia ultrassônica de baixa intensidade para estimular a recuperação da pseudoartrose tem emergido como um tratamento seguro e de melhor aceitação.

II.3.1 - Tratamento da pseudoartrose com terapia ultrassônica de baixa intensidade

Este tipo de terapia é aplicado pelo próprio paciente em seu ambiente domiciliar, após ser apropriadamente instruído para o correto posicionamento do aparelho (20 min por dia, em média). Não há relatos de desconforto, sendo, portanto, administrado sem a necessidade de admissão em hospital, anestesia ou procedimentos cirúrgicos adicionais (SISKA *et al.*, 2008). Em estudo realizado na década de 90, esta terapia apresentou resultados similares àqueles de intervenção cirúrgica, sem os riscos associados e uma economia de aproximadamente US\$ 13.000 até 15.000, por caso (HECHMAN E SARASOLM-KALM, 1997). Como o equipamento custa alguns milhares de dólares, estas unidades de ultrassom são mais alugadas do que compradas pelas clínicas. Após o tratamento, estes aparelhos retornam ao fabricante para calibração (WARDEN *et al.*, 2000).

O Brasil é o berço destas investigações, que se iniciaram na década de 70, com o Prof. Luiz Romariz Duarte, da EESC-USP (ROMANO *et al.*, 2009).

Esta modalidade terapêutica tem a indicação para tratar, entre outras desordens ósseas, pseudoartrose em todo esqueleto (com exceção em coluna vertebral e crânio), mesmo na presença de qualquer dispositivo para imobilização da fratura (gesso, *splint* ou osteossíntese metálica interna ou externa) (BRUETON *et al.*, 1987 *apud* WARDEN *et al.*, 2000). Por outro lado, é contra-indicada em paciente pseudoartrótico com fraturas instáveis, perda óssea maior que 15 mm, deformidade axial, grandes defeitos no tecido mole, presença de marcapasso e idade infantil (pois o efeito desta terapia em osso imaturo é desconhecido) (ROMANO *et al.*, 2009).

A tecnologia foi aprovada pela FDA (*Food and Drug Administration*) (EUA) em 1994, para uso em determinados tipos de fraturas recentes e em 2000 para o tratamento de fraturas com não união (pseudoartrose) (ROMANO *et al.*, 2009). A técnica é hoje uma realidade clínica nos EUA, Japão e vários países da Europa. No Brasil, o Ministério da Saúde, através da ANVISA, aprovou em 2001 o uso da tecnologia (resolução n° 1554 do D.O.U. de 27/09/01).

Esta terapia é considerada segura para o paciente, uma vez que sua baixa intensidade de aplicação está abaixo do limite de intensidade usado para procedimentos de diagnóstico ultrassônico (1 até 50 mW.cm⁻²), considerado de natureza não térmica e não destrutiva (DUARTE, 1983). A baixa intensidade média somada à baixa taxa de não-uniformidade do feixe acústico (BNR – razão entre o pico – espacial e a intensidade média espacial do feixe de US - IEC 61689, 2007) possibilita a aplicação desta terapia com o transdutor estático sobre o local da fratura, sem o risco de elevar substancialmente a temperatura do tecido. Isto exclui a necessidade de movimentar continuamente o transdutor, como requerido para o tratamento com US de fisioterapia.

II.3.2 - Estudos experimentais e clínicos do ultrassom de baixa intensidade na pseudoartrose

Historicamente, locais de fratura eram absolutamente considerados contra-indicados para o uso do ultrassom terapêutico, pois os primeiros estudos com animais mostravam que tratamento com ultrassom atrasava ou mesmo danificava a recuperação óssea (BUSSE *et*

al., 2002). Em um destes estudos, MAINTZ (1950 *apud* BUSSE *et al.*, 2002) mostrou, após tratamento com ultrassom em fratura radial de coelho, que houve redução da formação de calo em intensidades maiores (500, 1000, 1500 e 2500 mW.cm⁻²).

Nas últimas décadas, entretanto, vários trabalhos tem demonstrado que o efeito benéfico do ultrassom terapêutico na recuperação óssea é ditado pela intensidade usada (BUSSE *et al.*, 2002).

Um deles é o artigo de TAKIKAWA *et al.* (2001) que, usando um modelo de rato de não-união por interposição de músculos na tíbia fraturada de ambos os membros, mostrou que 50% dos ossos que foram expostos ao tratamento do ultrassom se recuperaram na avaliação radiológica de semanas, enquanto todas as tíbias controle permaneceram não-unidas. Assim, o ultrassom pulsátil de baixa intensidade tem sido confirmado como acelerador do processo de recuperação da fratura em vários experimentos com modelo animal.

O uso clínico da terapia de ultrassom pulsado de baixa intensidade foi relatado pela primeira vez em estudo brasileiro, com um índice de sucesso de 64% em uma série de 28 fraturas não consolidadas (XAVIER e DUARTE, 1983).

FRANKEL (1998 *apud* COLLUCI, 2002) avaliou o índice de sucesso em fraturas não consolidadas em diversos locais do osso e relatou um índice de 70% no úmero, 86% no fêmur, 81% no metatarso, 96% no rádio, 86% no escafóide e 83% na tíbia. Relatou também que o tempo de cura variou de 118 dias para o rádio até 173 dias, para o úmero.

Nos Estados Unidos, em um estudo de fratura não consolidada de tíbia (FRANKEL *et al.*, 1999 *apud* COLLUCI, 2002) foi relatado o índice médio de recuperação de 174 fraturas não consolidadas de tíbia e tíbia/fíbula, com uma média de 2,2 procedimentos cirúrgicos com insucesso, e uma idade média da fratura de 23 meses desde o trauma inicial. O subconjunto de 131 fraturas não consolidadas de tíbia apresentou um índice de sucesso de 84% e as fraturas não consolidadas de tíbia/fíbula um índice de 81%.

HEPPENSTALL *et al.* (1999 *apud* COLLUCI, 2002) comunicaram um índice de sucesso de 82% em 429 pseudoartroses com uma idade média de fratura de 658 dias (1,8 ano). A cura de uma fratura não consolidada foi alcançada após 168 dias em média.

Duarte e co-trabalhadores registraram uma taxa de 85% de recuperação de 385 não-uniões (DUARTE *et al.*, 1996 *apud* COLLUCI, 2002). Resultados similares foram

registrados por MAYR *et al.* (2002), NOLTE *et al.* (2001) e por GEBAUER *et al.* (2005) com uma taxa de 86% de recuperação e exclusão da necessidade de outras operações cirúrgicas.

Além disso, ultrassom de baixa intensidade tem sido mostrado ser efetivo, mesmo na presença de não-uniões sépticas (ROMANO *et al.*, 2009).

Quanto à segurança, os estudos disponíveis não registraram qualquer efeito adverso ou complicações biológicas decorrentes do uso desta terapia.

II.3.3 – Transdutores de US de baixa intensidade para recuperação óssea

Um dos primeiros transdutores ultrassônicos construídos com baixa emissão de intensidade foi apresentado por Duarte (1983), o qual montou dois transdutores com especificações distintas para serem aplicados em ossos (fíbula e fêmur) osteotomizados de coelhos, visando acelerar a reparação das fraturas. Em um transdutor utilizou disco de quartzo de 8 mm de diâmetro com frequência fundamental de 4,93 MHz, em outro empregou Titanato Zirconato tipo PZT-4 de 20 mm de diâmetro. Ambos foram excitados com uma amplitude de 70 Vpp, largura de pulso de 0,5 μ s e taxa de repetição de pulso de 1000 Hz, por 15 minutos diários. Diante desta estimulação o transdutor PZT-4 emitiu intensidade de 49,6 mW.cm² e para o transdutor de quartzo foi 57 mW.cm². O resultado mostrou que o US induziu crescimento ósseo na região osteotomizada.

Os demais subsequentes transdutores utilizados para recuperação óssea, tanto nos estudos experimentais em animais como clínicos foram adquiridos, e não construídos, por empresas comerciais, basicamente da marca *EXOGEN* (EUA e EUROPA) e *Morgan* (EUA). Estes achados revelam apenas que os transdutores emitem baixa ISATA de 30 mW.cm² e são planos, sem mais especificações, como tipo e dimensão da cerâmica. Por sua vez, todos os trabalhos são unânimes quanto a descrição dos parâmetros de excitação elétrica: envia salva de senóides no modo pulsado na frequência central de 1,0 MHz a 1,5 MHz, frequência de repetição de pulso de 1 kHz e largura do pulso de 200 μ s (CLAES e WILLIE, 2007).

Em todos os estudos clínicos mencionados no tópico anterior (II.3.2), o transdutor de US de baixa intensidade foi aplicado de forma transcutânea, ou seja, com cabeçote do transdutor sobre a pele. Entretanto, o tecido mole em torno de alguns ossos longos resulta em alta atenuação da propagação da onda de US, devido, entre outros fatores, a absorção acústica que é proporcional à espessura tecidual. PROTOPAPPAS *et al.* (2005) realizaram as primeiras aplicações experimentais trans-óssea do US (diretamente sobre a osteotomia óssea), resultando em aceleração da recuperação do processo de fratura óssea. Porém, os autores afirmam que mais investigação é necessária para estabelecer segurança e eficácia da técnica.

Apesar dos benefícios observados com o US de baixa intensidade, o alto custo do tratamento levou alguns autores (WARDEN *et al.*, 2006) a utilizar unidades convencionais de US terapêutico (Tabela II.1), em sua menor $ISATA$ ($0,1 \text{ W.cm}^{-2}$) para acelerar o reparo de fratura óssea. Após 40 dias de tratamento, em modelo animal, as fraturas tratadas com transdutor terapêutico convencional ativo tiveram significativamente maior massa óssea no local da fratura do que fraturas tratadas com transdutor convencional inativo. Apesar dos resultados promissores deste achado, os autores ressaltaram que há necessidade de desenvolver experimentos clínicos com estas unidades de US convencional, e que as mesmas sejam regularmente calibradas para assegurar precisão da potência de saída, a fim de garantir uma adequada $ISATA$.

Tabela II.1 – Comparação das especificações técnicas do US de baixa intensidade com o US terapêutico convencional

Parâmetros	US de baixa intensidade	US convencional
Área de radiação efetiva (cm^2)	3,88	5,00
Taxa de não-uniformidade do feixe	2,16	<8
Frequência (MHz)	1,50	0,75-3,00
Período do pulso (us)	200	2.000
Ciclo de trabalho	20	20
$ISATA$ (mW.cm^{-2})	30	100-3.000

WARDEN *et al.* (2000)

II.3.4 - Mecanismos de ação do US de baixa intensidade em pseudoartrose

O principal mecanismo de atuação do ultrassom de baixa intensidade para promoção da recuperação da pseudoartrose está embasado no fenômeno da piezoelectricidade. A estrutura do colágeno ósseo preenche as características de material piezelétrico, que sob deformação mecânica, produz uma polaridade no fluido intersticial do osso, contribuindo para o aumento do transporte de nutrientes e metabólitos (LIRANI e CASTRO, 2005).

O primeiro relato das propriedades piezelétricas do osso foi feito por Fukada e Yasuda (1957 *apud* LIRANI e CASTRO, 2005) quando constataram que o osso humano produziu, sob ação de uma carga mecânica, uma polarização elétrica, convertendo então, a energia mecânica em energia elétrica. Este achado seguiu os princípios da Lei de Wolff, proposta em 1892 (quando um osso é submetido a um estímulo mecânico de compressão e tensão determinará adaptação óssea) (RUBIN *et al.* 2001). Como a recuperação secundária óssea se beneficia de força micromecânica, desde a descoberta da piezoelectricidade do osso preconizou-se o uso do ultrassom pulsátil de baixa-intensidade para acelerar o reparo ósseo, com base na semelhança do mesmo com o processo natural de cura das fraturas (DUARTE, 1983).

Vários dados clínicos e experimentais têm provado que o metabolismo do tecido ósseo é sensível à força micromecânica induzida pelas ondas de pressão acústica do US de baixa intensidade. Essas ondas de pressão geradas pelo US podem mediar a atividade biológica diretamente pela deformação mecânica da membrana celular ou, indiretamente, pelo efeito elétrico causado por esta deformação (ROMANO *et al.*, 2009).

Pelo mecanismo direto, esta deformação mecânica celular produzida estimula o movimento do fluido intersticial no osso, contribuindo para o aumento do transporte de nutrientes e metabólitos (RUBIN *et al.*, 1996 *apud* LIRANI e CASTRO, 2005) e consequentemente habilita a atividade óssea. Em interfaces de diferentes densidades, como superfície do calo ósseo, muito da energia de radiação incidente será refletida, resultando em complexo gradiente de pressão acústica através do tecido ósseo (KAMAKURA *et al.*, 1995). É este gradiente que cria um fluxo extracelular de fluido através dos osteócitos.

Existe ainda evidência demonstrando que fluxo do fluido em canalículo e lacuna do osso é responsável por transdução do sinal mecânico em resposta química nas células ósseas (DUNCAN e HUSKA, 1994). Mecanorreceptores convertem estímulo biofísico em respostas bioquímicas que alteram a expressão gênica e adaptação celular (RUTTEN *et al.*, 2008).

Por outro lado, o efeito indireto do US no metabolismo ósseo, registrado por DUARTE (1983), especifica que o US pulsado atinge o tecido ósseo por uma sucessão de impulsos mecânicos, cada um deles resultando em um sinal elétrico como resposta do osso. Este campo elétrico provoca alterações nos canais ativos da membrana celular com uma consequente intensificação do metabolismo ósseo. Há evidências de que o potencial elétrico gerado endogenamente age como um sistema de controle para a remodelagem do osso, que responde com ativação dos osteoblastos, quando são gerados potenciais negativos, e com ativação dos osteoclastos, quando são gerados potenciais positivos (CHARMAN, 1990).

Mesmo que a energia usada pelo tratamento do US de baixa intensidade seja pouca, os efeitos são evidentes. Culturas de células e pesquisa em fraturas experimentais em modelos animais têm demonstrado mudanças na liberação de citocina (LI *et al.*, 2003) e um pico do cálcio celular (RUBIN *et al.*, 2001).

Um número de genes são expressos em resposta ao US de baixa intensidade e os produtos destes genes parecem realizar uma função chave na formação do calo e estabilidade (ROMANO *et al.*, 2009). Por exemplo, condrócitos cultivados regulam a expressão do gene aggrecan, quando exposto ao US de baixa intensidade. O aumento da expressão do gene aggrecan foi correlacionado com um aumento na força torsional dos calos tratados com US (WU *et al.*, 1996).

Além da ativação e expressão gênica, o US de baixa intensidade pode modificar a atividade dos produtos dos genes no local da fratura. Uma dessas constatações é que mesmo em pequeno aumento de temperatura (<1°C) (CHANG *et al.*, 2002), decorrente da absorção das ondas do US, algumas enzimas são afetadas, como a matriz metalloproteinase I (colagenase I) (WELGUS *et al.*, 1985).

Além disso, o US pode exacerbar a angiogênese e aumentar o fluxo sanguíneo em torno da fratura (RAWOOL *et al.* 1998).

Logo, dados da ciência básica demonstram que US tem uma forte influência positiva em cada um dos três estágios-chave do processo de recuperação (inflamação, reparo e remodelagem) porque estimula atividade angiogênica, condrogênica e osteogênica (RUBIN *et al*, 2001).

CAPÍTULO III

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são descritos os fundamentos teóricos necessários para uma melhor compreensão do mecanismo processual de construção e caracterização de um transdutor ultrassônico terapêutico focalizado. Dentre esses conceitos é apresentado a piezoeletricidade da cerâmica, parâmetros acústicos e mapeamento térmico.

III.1 – CONSTRUÇÃO DO TRANSDUTOR DE US TERAPÊUTICO DE BAIXA INTENSIDADE

O uso do US na área da saúde se estende desde o diagnóstico à terapia. A cada aplicação corresponde um tipo específico de transdutor e eletrônica associada. Como o presente trabalho se situa na área de terapia, os transdutores e circuitos eletrônicos aqui abordados são voltados para este tipo de aplicação. Um equipamento de US terapêutico consiste fundamentalmente de dois componentes: um gerador do sinal de excitação que opera com frequência na faixa de 1 a 3 MHz e o transdutor comumente chamado de cabeçote aplicador que se conecta ao gerador por meio de um cabo elétrico.

III.1.1 – Elementos do US terapêutico focalizado de baixa intensidade

III.1.1.1 - Gerador do sinal de excitação

O gerador de sinal de excitação consiste de um circuito elétrico formado por: a) um oscilador que opera na faixa de frequência de interesse (ressonância do transdutor); b) um circuito modulador que por chaveamento sintetiza tanto um sinal contínuo quanto intermitente, com duração e intervalos ajustáveis; c) um amplificador de potência que eleva a potência deste sinal a níveis capazes de excitar o transdutor de forma que este gere um

campo acústico com a intensidade em níveis desejados; d) e um circuito para casamento de impedância elétrica.

III.1.1.2 – *Transdutor*

O transdutor é o componente fundamental de um equipamento de US aplicado à fisioterapia, e sua função é converter energia elétrica em energia mecânica e entregá-la ao meio a ser irradiado. Dentre os vários tipos existentes, o piezelétrico é o mais comumente encontrado para aplicações de ultrassom em medicina. (FISH, 1999). Este transdutor consiste basicamente do elemento piezelétrico (normalmente uma cerâmica), a camada de acoplamento, a camada de retaguarda, a sua conexão elétrica ao gerador, e seu encapsulamento.

III.1.1.2.1 – *Elemento piezelétrico*

A palavra “piezoelectricidade” vem do grego e significa “eletricidade pela pressão”. É um fenômeno associado a presença de dipolos elétricos preferencialmente orientados (polarização) dentro de um material e que se deformam quando a ele é aplicada uma certa tensão mecânica (pressão). Esta deformação gera um campo elétrico capaz de movimentar cargas elétricas livres presentes nos eletrodos depositados em sua superfície. O processo inverso também ocorre, quando é aplicado um campo elétrico entre os eletrodos depositados na superfície do material piezoelétrico a sua estrutura formada por dipolos elétricos em seu interior se deforma (FISH, 1999) (Figura III.1).

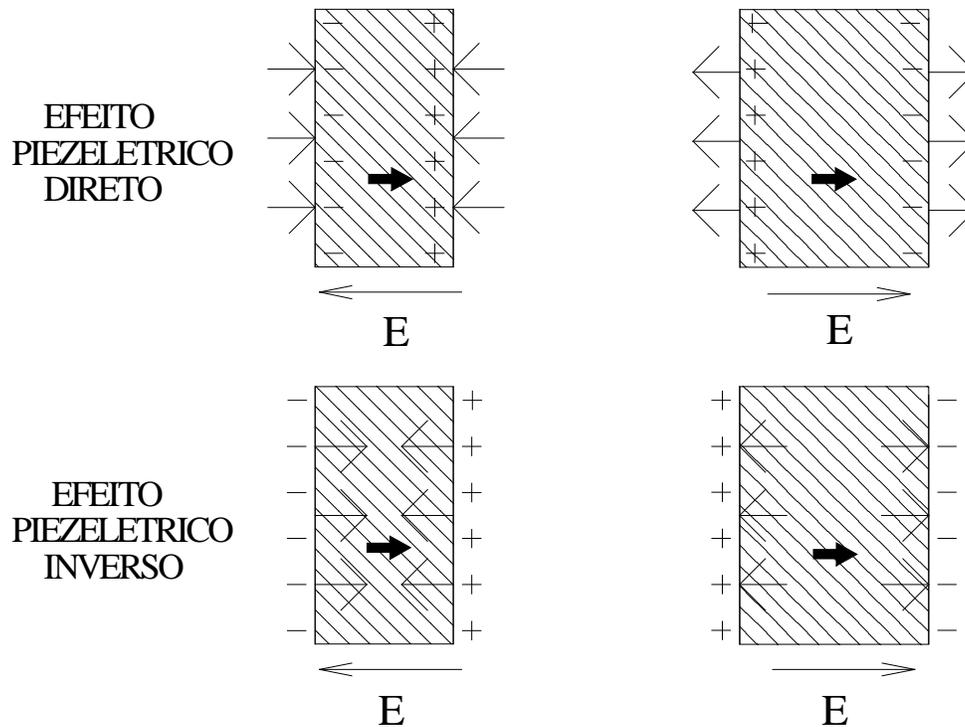


Figura III.1: Efeito piezelétrico: (a) tipo direto, em que a compressão do material no sentido de sua polarização (indicado pela seta em negrito) gera um potencial elétrico de mesmo sentido que esta, enquanto a tração na mesma direção gera um potencial contrário. (b) tipo inverso, em que aplicando campo elétrico (E) de mesmo sentido que a polarização acarreta a retração do material, enquanto que o campo no sentido contrário acarreta a expansão do material.

Dentre os materiais piezelétricos encontrados naturalmente pode-se citar o quartzo e a turmalina. A partir de 1940, certos materiais têm sido especialmente fabricados para adquirir propriedades piezelétricas, dentre eles estão as cerâmicas ferroelétricas (tal como Titanato Zirconato de Chumbo, PZT), os polímeros piezelétricos (ex.: Difluoreto de Polivinideno, PVDF) e os compósitos piezelétricos (que são uma mistura de piezocerâmica com polímero não piezelétrico) (GALLEGO-JUÁREZ, 1989). Hoje em dia, as cerâmicas piezelétricas são as mais utilizadas em aplicações médicas. O material cerâmico mais popular é o PZT, fabricado em várias versões comerciais.

A figura III.2 ilustra um disco de material cerâmico que opera no modo espessura. Neste exemplo, o disco possui diâmetro maior que a espessura e a polarização (orientação preferencial dos dipolos) se dá na direção do eixo 3 que coincide com a direção do campo

elétrico a ser aplicado (GUO e CAWLEY, 1991). Eletrodos metálicos são depositados nas faces circulares planas superior e inferior (Figura III.2).

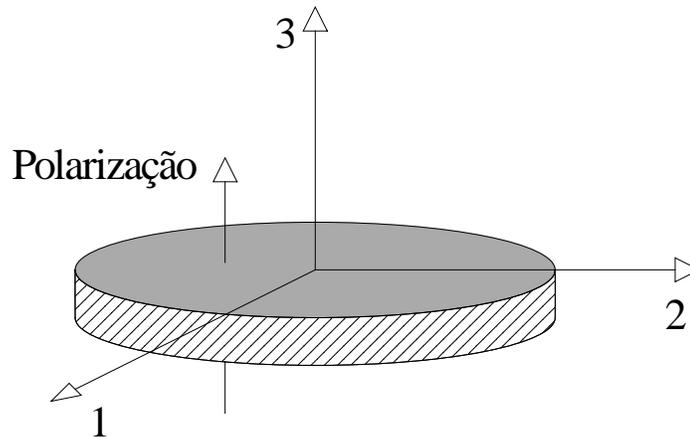


Figura III.2: Disco de cerâmica piezolétrica mostrando a direção de polarização coincidindo com o eixo 3 que representa a direção do campo elétrico aplicado.

Para a geração de ondas acústicas o efeito piezolétrico inverso (referido como o modo de transmissão) é aplicado. Desta forma, aplica-se o sinal de excitação entre os eletrodos, criando-se um campo elétrico na mesma direção da polarização. Assim, é possível gerar e transmitir ondas mecânicas de compressão e rarefação no meio acoplado à cerâmica.

O presente trabalho, que trata principalmente da geração de ultrassom de potência, determina que as cerâmicas piezolétricas a serem empregadas sejam preferencialmente de alta potência.

As cerâmicas de alta potência são assim denominadas por poderem ser usadas com geradores de alta voltagem, uma vez que sendo menos suscetíveis ao próprio aquecimento podem suportar alto nível de excitação elétrica. Elas apresentam diversas características (GALLEGO-JUÁREZ, 1989), dentre as quais:

- Baixa perda dielétrica: Baixa energia é dissipada dentro do material dielétrico quando submetidas à alta tensão, perdendo, portanto, pouco com aquecimento;
- Alta constante dielétrica: Relativo à habilidade de um material armazenar energia elétrica quando é aplicada uma voltagem, logo, são bem isolantes. É inversamente proporcional à impedância elétrica (definição no tópico III.1.4);

- Alto fator de acoplamento eletromecânico (k_{ef}): Fração de energia elétrica que pode ser convertida em mecânica e vice-versa. Pode ser calculado pela fórmula abaixo (III.1) (CHEEKE, 2002), sendo essas frequências conceituadas no tópico III.1.4.2.

$$k_{ef} = \sqrt{\frac{fr^2 - far^2}{far^2}}, \quad (III.1)$$

fr = frequência de ressonância

far = frequência antirressonância

- Alto fator de qualidade (Q): Relativo ao bom desempenho na transferência da energia acústica; relação entre a energia armazenada e a energia despendida em calor, por ciclo de vibração (CHEEKE, 2002). Este fator é reduzido nas cerâmicas para aplicação pulso eco, pois muita energia é dissipada em cada ciclo, causando amortecimento mais rápido da vibração, o que favorece a recepção dos ecos;

- Propriedades estáveis em relação ao tempo e à temperatura. Isso é desejável, uma vez que durante o tratamento de pseudoartrose o transdutor é aplicado diariamente (por 20 min) durante 4 a 5 meses, em média, ou seja, em condições repetitivas.

III.1.2 - Principais mecanismos de focalização

Ao se realizar um corte contendo o eixo axial do feixe ultrassônico será visualizado o tipo de feixe produzido pelo transdutor, que pode ser colimado, divergente ou convergente (Figura III.3). No caso de um feixe colimado, encontrado na literatura para aplicação desta terapia, a largura do feixe mantém-se quase inalterada durante sua propagação no meio. Por sua vez, na propagação de um feixe divergente ocorre aumento

progressivo do seu diâmetro, e o oposto ocorre em um feixe convergente. A convergência de um feixe é possível por mecanismos de focalização ultrassônica (FISH, 1999).

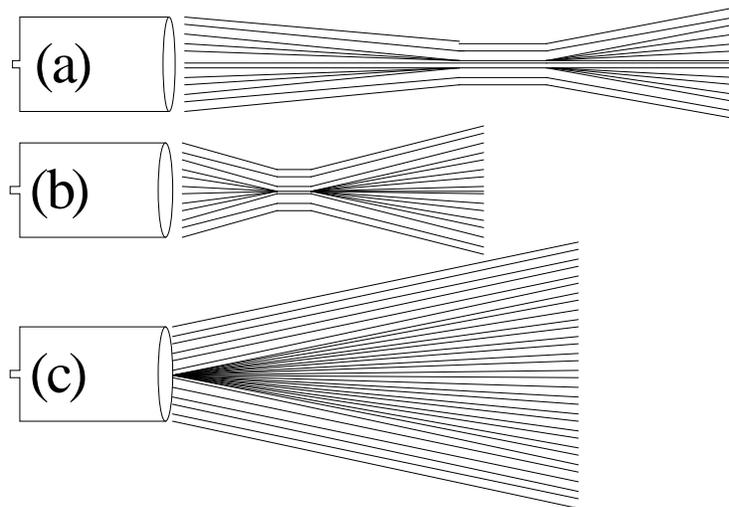


Figura III.3: Tipo de feixe: (a) Colimado, (b) Convergente e (c) Divergente.

A focalização de feixes ultrassônicos tem sido objeto de estudo crescente, pois pode ser usada em muitas importantes aplicações, tanto em US de imagem como em terapia.

Em terapia ultrassônica, transdutor focalizado tornou-se muito útil por vários fatores: oferece um recurso de tratamento localizado (pela diminuição da largura do feixe do US) com poucos efeitos secundários para a saúde do tecido circundante (CHAPELON *et al.*, 2000); se desejável, possibilita aumento da intensidade do feixe no foco, pelo resultado da concentração do feixe em uma pequena área (FISH, 1999); e permite ajustar a distância focal.

A focalização muda a forma de um feixe ultrassônico emitido pelo transdutor. Esta mudança pode ser alcançada por diversas intervenções: provocando encurvamento do próprio material piezelétrico; utilizando focalização eletrônica (isto é, matriz de transdutores envia sinais com adequada diferença de fase, para obter um ponto em comum de focalização); posicionando espelhos refletores; ou adicionando lentes acústicas (VIVES, 2008) (Figura III.4).

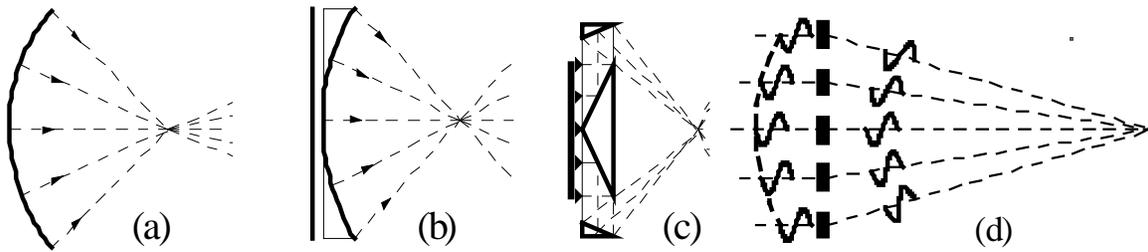


Figura III.4: Transdutores Ultrassônicos de focalização: (a) transdutor esférico, (b) lente, (c) refletor e (d) focalização eletrônica.

Uma das vantagens das lentes sobre transdutores esféricos é que é possível usar um transdutor plano modificando o foco apenas pela seleção de lentes apropriadas (VIVES, 2008). Além disso, torna-se vantajoso sobre transdutores de focalização eletrônica por ser uma opção prática e econômica.

As lentes ainda podem promover o casamento entre as impedâncias acústicas da cerâmica e do meio (conceituada no tópico III.1.5.1) que se quer irradiar, otimizando a transferência de energia.

III.1.2.1 - Lentes acústicas e a Lei de Snell

O desvio do feixe é dependente do ângulo de incidência e da diferença de velocidade do som entre dois meios, em conformidade com a Lei de Snell. De acordo com esta lei, quando uma onda sonora encontra uma interface entre dois meios diferentes, parte da energia é refletida e outra é refratada (transmitida) (Figura III.5). A onda refletida retorna ao meio incidente, com a mesma velocidade de propagação e a onda refratada continua se propagando no novo meio, mas sua velocidade é alterada em função das características deste (FISH, 1999).

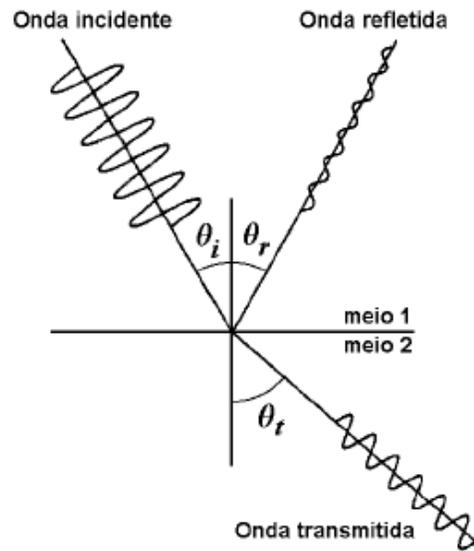


Figura III.5: Comportamento de uma onda acústica na interface de dois fluidos distintos.

Se a velocidade do som no segundo meio (c_2) for menor do que no primeiro meio (c_1), em interface plana, o feixe refratado aproxima da normal e vice-versa (III.2). Esta condição é necessária para que a onda ultrassônica seja refratada na interface plana entre os dois meios e convirja para o foco, dando origem a feixes mais estreitos e distância focal reduzida.

$$\frac{\text{sen}\theta_t}{\text{sen}\theta_i} = \frac{c_2}{c_1}, \quad (\text{III.2})$$

onde:

θ_i = ângulo entre a direção da onda incidente e a normal

θ_t = ângulo entre a direção da onda transmitida e a normal

Existem vários tipos de lentes, dentre elas, as de formatos cônico e esférico. Estas serão vistas com mais detalhes a seguir, pois o estudo em questão utilizará estes formatos de lentes.

III.1.2.1.1 - Lentes cônicas

A palavra cônica procede do fato que tal curva é obtida por meio do corte de um plano α sobre o cone circular reto. Poderá ter-se como secção cônica uma: circunferência, parábola, elipse e hipérbole (VENTURI, 2003).

As lentes cônicas atuam desviando as ondas acústicas com um mesmo ângulo. Como resultado, os raios acústicos mais externos se encontram sobre o eixo da lente em pontos mais afastados e aqueles mais internos se interceptam sobre o eixo em pontos mais próximos da lente (Figura III.6). Assim, as lentes cônicas concentram a energia acústica do feixe ultrassônico ao longo de uma região do seu eixo de simetria, região focal (MURPHY, 1981, ICHINOSE, 1992).

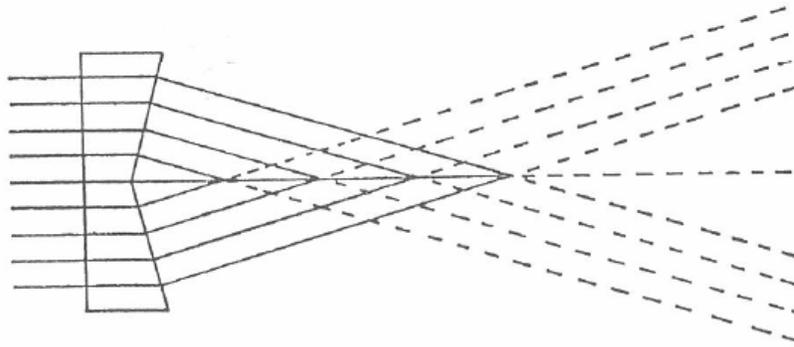


Figura III.6: Efeito de focalização de uma lente cônica (Reprodução, com permissão, de ICHINOSE, 1992).

Portanto, estas lentes focam o feixe ultrassônico, gerando um pico de intensidade acústica na região focal, além de reduzir a distância focal, quando comparado a um não-focado (MURPHY, 1981, ICHINOSE e MACHADO, 1994).

III.1.2.1.2 - Lente esférica

Na lente esférica, o ponto focal (ou foco) é definido como o ponto onde todos os raios de uma onda plana que nela incide, se cruzam em um único ponto, o ponto focal,

decorrente da refração na interface formada entre a superfície da lente e o meio de propagação (MURPHY, 1981, ICHINOSE, 1992) (Figura III.7).

Desta forma, de forma diferente das lentes cônicas, produzem um feixe estreito sobre uma região focal consideravelmente menor.

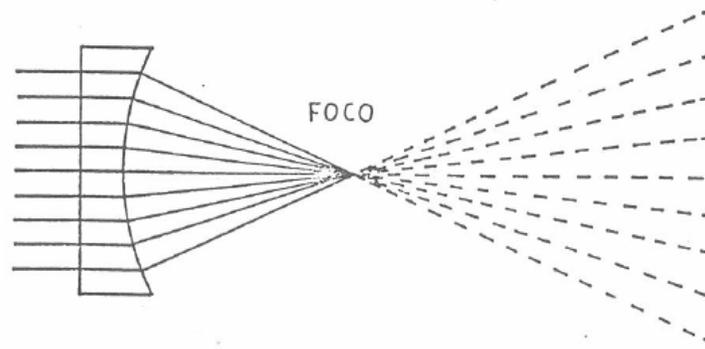


Figura III.7: Ilustração do efeito de focalização de uma lente esférica (Reprodução, com permissão, de ICHINOSE, 1992).

III.1.3 - Características do feixe ultrassônico

III.1.3.1 - *Transmissão do ultrassom*

A onda ultrassônica propaga-se, em uma determinada frequência, no meio irradiado no modo contínuo ou pulsado. No modo contínuo a onda é gerada ininterruptamente, incidindo desta forma no meio de propagação. No modo pulsado a geração se dá por interrupções intermitentes, como ocorre neste transdutor terapêutico em estudo. Assim, ocorrem no meio irradiado intervalos de tempo onde existem oscilações de pressão (deslocamento da onda) e intervalos de tempo onde a pressão permanece inalterada. O intervalo de tempo em que ocorrem estes aumentos e diminuições da pressão do meio é a duração do pulso. No período de repetição do pulso considera-se o intervalo de tempo onde ocorrem as mudanças de pressão no meio (pulso ultrassônico) e o intervalo de tempo em que a pressão permanece inalterada (IEC 61689, 2007) (Figura III.8). Na utilização do modo pulsado há, portanto, dois tipos de frequências a ser consideradas, a frequência da onda e a de repetição do pulso. O fator de operação é a relação entre a duração do pulso e o período de repetição do pulso (IEC 61689, 2007).

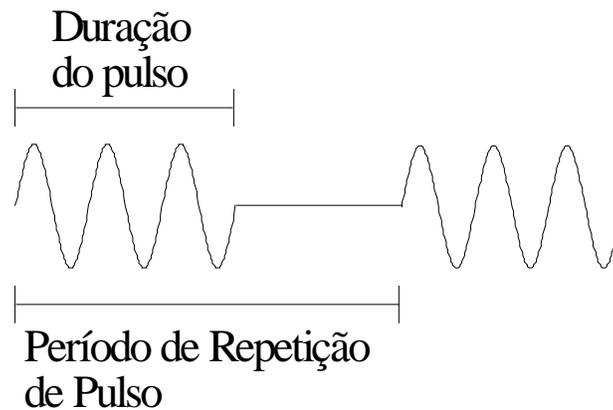


Figura III.8: Sinal de ultrassom pulsado. O período de repetição do pulso (tempo total do ciclo) equivale a duração do pulso mais o tempo de espera.

O pulso pode ser único ou em série, este último é também chamado de trem de pulsos (*train of pulses*) ou salvas (*bursts*).

O transdutor terapêutico de baixa intensidade é habitualmente excitado em modo pulsátil, frequência de repetição de 1 kHz e fator de operação de 20 %.

III.1.3.2 - Intensidade do feixe acústico

Quando uma onda sonora se propaga em um meio, as partículas deste começam a vibrar e adquirem energia cinética e energia potencial elástica. A quantidade de energia ultrassônica emitida por segundo é chamada potência ultrassônica e é expressa em watts. A quantidade de potência ultrassônica que atravessa uma área é chamada de intensidade acústica, sendo expressa em $W.cm^{-2}$ (FISH, 1999).

Devido à intensidade do ultrassom pulsado não ser uniformemente distribuída através do feixe ou no tempo, várias intensidades devem ser definidas, sendo a de maior interesse (neste trabalho) a Intensidade Média Espacial e Média Temporal (I_{SATA}). Esta corresponde ao valor médio, no tempo, da intensidade média espacial (FISH, 1999) (Figura III.9).

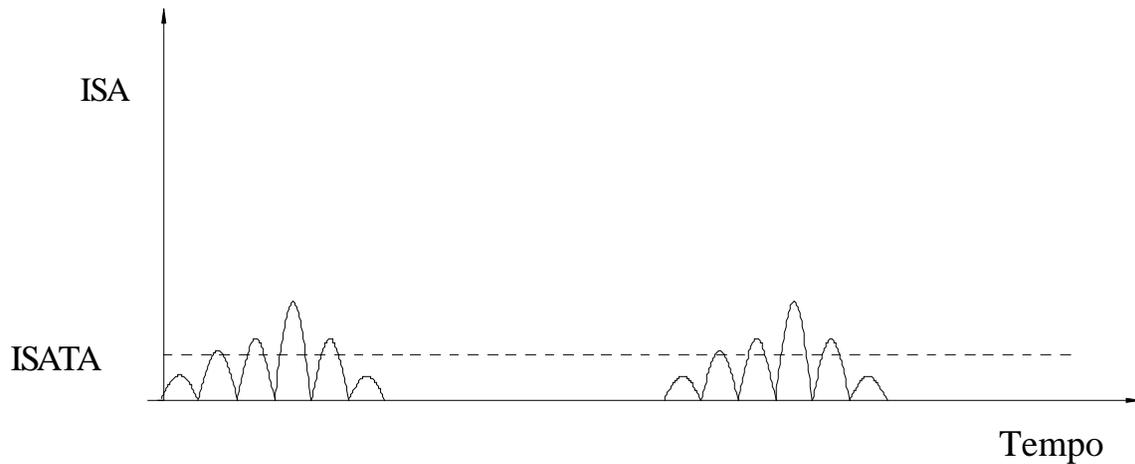


Figura III.9: A variação no tempo da média espacial (ISA) e seu valor médio temporal (I_{SATA}).

Para a medição deste parâmetro acústico e de outros parâmetros geométricos, não existe norma para o seu cálculo em feixe de ultrassom terapêutico de focalização mecânica, apenas para transdutor terapêutico plano – a IEC 61689 (2007). Esta foi, então, utilizada, restringindo a fórmula para a região focal (III.3). Nesta região, calcula-se a ASTF (Área de Secção Transversa do Feixe), a qual é definida como a menor área em um plano perpendicular ao feixe em que a soma do quadrado da pressão acústica média é 75 % do total. Devido ao fato do elemento transdutor ser circular, espera-se que o feixe tenha uma simetria em torno do eixo de radiação.

$$I_{SATA \text{ focal}} = \frac{\text{Potência média}}{\text{ASTF no foco}}, \quad (\text{III.3})$$

III.1.3.3 – Interações do US com os tecidos biológicos

A onda ultrassônica, ao se propagar pelas estruturas biológicas, interage com os tecidos de acordo com as suas características. Os tipos de interações que ocorrem são similares aos comportamentos das ondas observadas na luz: reflexão, refração, espalhamento, difração, divergência, interferência e absorção. Com exceção da interferência, todas as interações reduzem a intensidade do feixe, que é denominada de atenuação. Esta possui um coeficiente (expresso em dB.cm^{-1}) nos diferentes tecidos e depende das propriedades do meio e da frequência de emissão do US (Tabela III.1).

Quanto à absorção, é o processo pelo qual a energia ultrassônica é transformada em outras formas de energia, primariamente calor. Sua taxa é proporcional à densidade tecidual (HEDRICK *et al.*, 1994).

Tabela III.1: Valores das principais propriedades acústicas de alguns tecidos biológicos

Material	Densidade (kg.m^{-3})	Velocidade de Propagação (m.s^{-1})	Coeficiente de Atenuação (dB.cm^{-1}) 1 MHz	Impedância Acústica $10^6 (\text{kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1})$
Músculo	1080	1580	1,2	1,70
Tecido mole	1060	1540	-	1,63
Osso	1912	4080	-	7,80
Gordura	952	1459	0,6	1,38
Água	1000	1480	0,0022	1,48

(HEDRICK *et al.*, 1994)

III.1.4 - Impedância elétrica

O campo elétrico na cerâmica é criado quando uma diferença de voltagem é aplicada entre dois eletrodos depositados em certa superfície do material, induzindo uma

corrente elétrica através da cerâmica. A razão entre a voltagem aplicada e a corrente elétrica gerada nos eletrodos é a impedância elétrica do componente piezoelétrico. (VIVES, 2008).

III.1.4.1 - Modelo elétrico da cerâmica

Como os dispositivos piezoelétricos se conectam eletricamente ao circuito de excitação, é conveniente obter seu modelo elétrico equivalente para poder analisar o desempenho da cerâmica, não só do ponto de vista elétrico, mas também prever seu comportamento mecânico na região de ressonância. Uma cerâmica piezoelétrica teria, em princípio, características de um capacitor: dois eletrodos isolados entre si por um material dielétrico. Entretanto, devido a suas propriedades piezoelétricas esta sua impedância, principalmente na região próxima da ressonância, não pode ser representada por um simples capacitor.

O modelo simplificado a seguir (Figura III.10) representa a impedância elétrica (módulo e fase) dos elementos piezoelétricos a serem utilizados, vibrando no modo espessura, em uma frequência próxima à de vibração natural ou frequência de ressonância (COBBOLD, 2007).

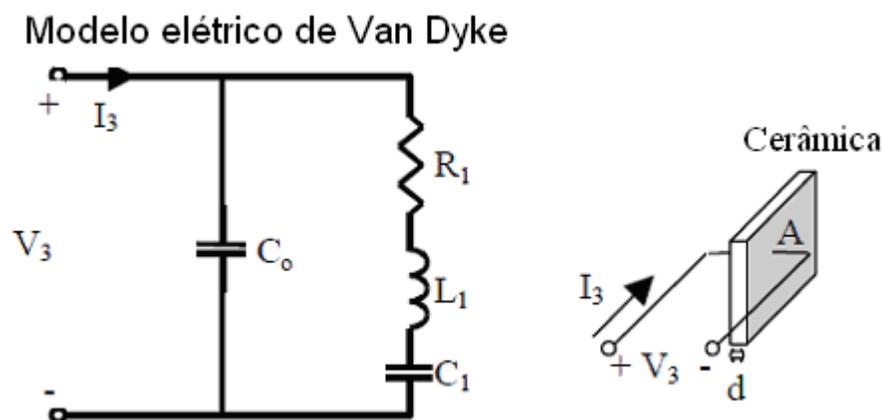


Figura III.10: Modelo elétrico de Van Dyke equivalente ao material da cerâmica vibrando em frequência próxima da ressonância.

Este modelo é derivado do circuito elétrico de Van Dyke (1925, apud COBBOLD, 2007) e nele distinguem-se dois ramos: um elétrico, representado por C_0 e um mecânico, representado por C_1 , L_1 e R_1 . Os parâmetros envolvidos são:

C_0 = a capacitância elétrica intrínseca da cerâmica;

C_1 = a capacitância série na ressonância; representa os efeitos de elasticidade da cerâmica;

L_1 = a indutância série na ressonância; representa os efeitos inerciais da cerâmica;

R_1 = valor da impedância na frequência de ressonância; representa os efeitos de atrito na cerâmica mais a radiação.

De acordo com este modelo, a corrente desencadeada pelo efeito piezoelétrico, isto é, pelo efeito eletromecânico no material é a mesma de um circuito elétrico formado por um capacitor em paralelo com um ramo RLC (COBBOLD, 2007).

III.1.4.2 - *Analisador da impedância elétrica da cerâmica*

Empregando um Analisador de Impedâncias Vetorial, tanto cerâmicas quanto transdutores são testados em uma faixa de frequência de forma a se obterem as curvas de módulo e fase de impedância em função da frequência. A partir destas curvas são determinados alguns parâmetros, como a frequência de ressonância que corresponde o valor mínimo do módulo da impedância elétrica, e a frequência de antirressonância que corresponde o valor máximo de impedância. Ambas frequências estão intimamente relacionadas com o material e a espessura da cerâmica (FISH, 1999).

Excitar o transdutor em sua frequência de ressonância minimiza as perdas, otimizando seu funcionamento (maior potência de saída) e diminui o aquecimento, o qual poderia deteriorar o transdutor em médio prazo.

III.1.4.3 - *Compatibilização elétrica*

Quando as impedâncias elétricas do transdutor e do gerador estão descasadas, parte do pulso de excitação é refletida para o gerador. Para diminuir a diferença destas impedâncias, pode ser realizada, entre outras aplicações, a compatibilização elétrica por um indutor ou circuito RLC ou um transformador.

III.1.5 - Impedância acústica

A impedância acústica é uma propriedade de um meio. A forma mais comum de expressar a impedância acústica (Z_a) de um meio é pelo produto da densidade (ρ) deste meio pela velocidade de propagação do som (c) no mesmo (III.4):

$$Z_a = \rho \cdot c. \quad (\text{III.4})$$

III.1.5.1 - *Compatibilização acústica*

Para entregar energia acústica a um meio o transdutor de US necessita ser acoplado a ele. A maior taxa de transferência de energia ocorre quando as impedâncias acústicas de ambos forem iguais (CHEEKE, 2002). Como as cerâmicas têm uma impedância acústica bem maior do que a do tecido biológico, uma parte da energia ultrassônica é refletida de volta ao gerador na interface transdutor/tecido biológico, acarretando a transmissão parcial da energia.

Para aumentar a eficiência da transferência de energia acústica do transdutor para o meio de transmissão, costuma-se incluir uma ou mais camadas de material com impedância acústica de valor intermediário (VIVES, 2008).

III.2 - CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO ACÚSTICO

Existem diferentes métodos para avaliar o feixe ultrassônico, dentre eles o mapeamento com hidrofone, o mecânico com balança de radiação e o térmico com termopares ou materiais termocromáticos ou mesmo utilizando uma câmara infravermelha.

III.2.1 - Hidrofone

O mapeamento do feixe pelo hidrofone é um dos métodos mais completo, sensível e fidedigno. Para seu uso, a norma NBR-IEC 61689 determina a realização do mapeamento por varredura planar, em que ocorre captação dos sinais de pressão do campo acústico, irradiado pelo transdutor, e os transformam em sinais elétricos. Este recurso fornece dados precisos sobre o perfil espacial do feixe, proporcionando ao usuário uma indicação do local de aplicação da energia acústica na área de interesse. As desvantagens residem no fato de ser um processo demorado, por demandar aquisição computacional ponto a ponto do sinal de pressão acústica, além de pouco acessível, devido ao alto custo da montagem experimental necessária, que consiste de um tanque acústico computadorizado, hidrofone, controlador de motor de passo, osciloscópio e o gerador de sinal.

O reservatório de água deve conter água degaseificada, para evitar a formação de bolhas, deionizada para evitar a corrosão dos hidrofones e estar a uma temperatura controlada de $22\text{ °C} \pm 3\text{ °C}$ (norma NBR-IEC 61689).

O transdutor e o hidrofone são imersos neste reservatório com água. O hidrofone deve estar em um suporte que permita a sua movimentação nos eixos ortogonais X, Y e Z. Este sistema de varredura é controlado pelo computador por meio de motores de passo. O computador também é responsável por armazenar e processar o sinal adquirido comunicando-se tanto com o controlador de motor de passo como com o sistema de aquisição de sinais (que pode ser um osciloscópio digital).

Segundo a norma IEC 61689 (2007), deve ser feita a varredura ao longo do eixo do transdutor, pois neste eixo localizam-se os maiores picos de pressão. Devem ser também

feitas varreduras ao longo de um plano longitudinal, que contenha o eixo do transdutor e também em planos transversais, a distâncias determinadas da face do transdutor.

III.2.2 - Balança de radiação e a medição da potência acústica

É importante quantificar a potência ultrassônica gerada por um transdutor de forma a se certificar do nível médio de exposição, para fins de segurança. Um dos métodos de medição de potência acústica mais simples e rápido é a balança de força de radiação que se baseia na medição de força de radiação sobre um alvo que intercepta todo o feixe gerado pelo transdutor. A força de radiação aplicada no alvo é proporcional à potência total do feixe, sendo que no caso de reflexão total, esta é dada pela fórmula III.5 (OHMIC, 1998)

$$P = 14,65 \cdot w, \quad (\text{III.5})$$

onde P = potência ultrassônica em watts, e w é a força de radiação medida em gramas.

A balança acústica tipo refletora é constituída por um alvo refletor cônico de alumínio que fica mergulhado dentro de uma cuba recoberta de material absorvedor preenchida com água destilada. O alvo é conectado a uma balança analítica. No diagrama esquemático da figura III.11, pode-se ver o transdutor e a forma com que ele se alinha com o alvo. O feixe ultrassônico incidindo sobre o alvo é totalmente refletido em virtude de o ângulo de incidência ser maior que o ângulo crítico. As ondas acústicas refletidas são absorvidas pelo material absorvedor que forra a parede interna da cuba. Logo, devido à geometria cônica do alvo refletor e à constituição absorvedora da parede da cuba da balança, assume-se que toda a variação indicada no *display*, em cada medição, é devida à potência ultrassônica emitida (IEC 61689, 2007).

Como regra geral, antes do procedimento de medição, a balança deverá ser calibrada com pesos apropriados de massa conhecida.

Uma vez o transdutor é acionado, as ondas ultrassônicas causam vibração mecânica das partículas da água, provocando um fluxo de energia. Quando esta energia acústica atinge o alvo cônico, um momento é transferido do feixe para o alvo, e este experimenta

uma força ao longo da direção de propagação – a força de radiação. Esta força experimentada é proporcional à potência acústica.

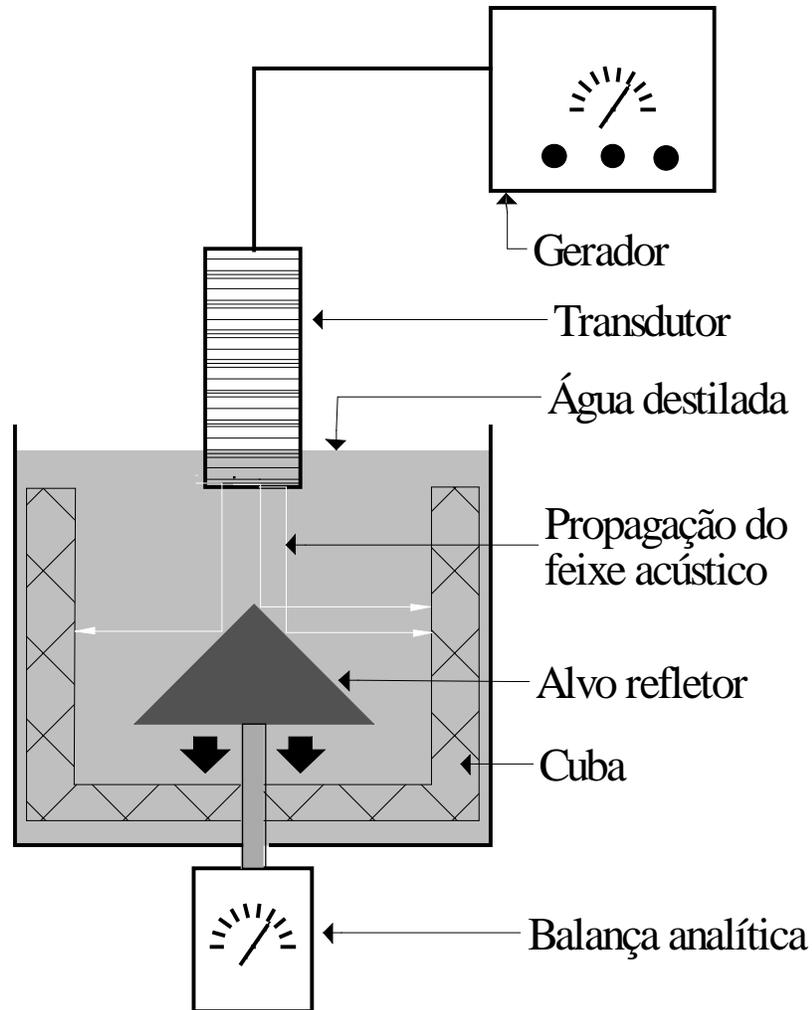


Figura III.11: Representação esquemática do gerador, transdutor e dos elementos da balança de radiação para quantificação da potência acústica.

III.2.3 – Mapeamento Térmico

Mesmo quando o mecanismo de ação ultrassônica é assumido ser não térmico, como é o caso da aplicação terapêutica deste estudo, os parâmetros físicos necessários para identificar o aumento da temperatura, assim como a pressão, no local de interesse, devem

ser registrados.

Mapeamento térmico é a mensuração da quantidade de energia ultrassônica que é absorvida na forma de calor.

Existem na literatura diversos procedimentos que ao longo do tempo foram sendo aprimorados para avaliar esta quantidade de calor gerada pelo US. A seguir, será descrito brevemente um destes procedimentos, uso do termopar, o qual será utilizado no estudo presente.

III.2.3.1 - *Utilização do termopar*

A temperatura de um sistema pode ser medida por termopares, que consistem em dois fios de diferentes metais, fundidos. Existem diversos tipos, tais como A, B, E, cada um apropriado para utilização em uma determinada atmosfera e faixa de temperatura. O aquecimento gerado pelo US na região de junção produzirá uma diferença de potencial de saída diretamente proporcional à elevação da temperatura. O termopar é conectado a um sistema eletrônico de medição da tensão e este a um microcomputador, que por meio de *softwares* adequados interpretam os dados em valores de temperatura. Apesar de ser um método simples e barato, permitir calibração e possibilitar rápida resposta térmica com mínima interferência com o campo acústico, existe uma certa dificuldade na montagem do termopar, pois depende da habilidade manual do operador.

CAPÍTULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

IV.1 - INTRODUÇÃO

Esta sessão apresenta as fases para construção dos transdutores ultrassônicos de baixa intensidade, bem como a montagem experimental para a caracterização de seus feixes acústicos. Em seguida, também serão relatados os procedimentos necessários para medição da potência de radiação emitida pelos transdutores, com balança acústica. Por fim, serão descritas as etapas para avaliação do aquecimento promovido pelo feixe ultrassônico em *phantom* biológico (material que mimetiza certas propriedades do tecido biológico).

IV.2 - CARACTERIZAÇÃO DA CERÂMICA

A caracterização da cerâmica é fundamental na construção de um transdutor e consiste na obtenção das curvas de impedância versus frequência, para identificar, principalmente, sua frequência de ressonância. Para tanto, o transdutor foi conectado ao Analisador de Impedâncias (HP 4193A, Hewlett Packard, EUA) (Figura IV.1) e mapeado na faixa de frequência de 0,4 a 4,0 MHz em 100 passos. Este procedimento foi realizado em todas as etapas da montagem do transdutor, ou seja, desde a cerâmica isolada até o transdutor completo, para verificar se a cerâmica não estivesse danificada ou se o transdutor não havia perdido contato elétrico durante o processo de construção. Após a varredura, pode-se visualizar o traçado do módulo da impedância e da fase em função da frequência, assim como do módulo da impedância no pico da fase (Z_{pf}), valor próximo do valor teórico da impedância do transdutor.

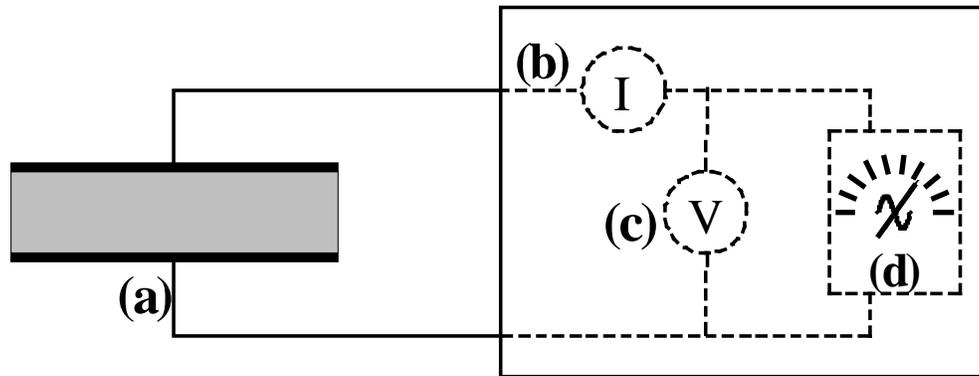


Figura IV.1: Cerâmica (a) conectada ao analisador de impedância elétrica representado por (b), (c) e (d), respectivamente, corrente elétrica, medidor de tensão e gerador de frequência variável.

IV.3 - MONTAGEM DOS TRANSDUTORES ULTRASSÔNICOS TERAPÊUTICOS FOCALIZADOS

Foram construídos transdutores de US com cerâmicas piezelétricas, sendo um do tipo PZT-5A (cerâmica de alta sensibilidade) e quatro do tipo PZT-YJ (cerâmica de alta potência) (MorganElectroCeramics, EUA). As etapas para construção dos transdutores são descritas a seguir.

IV.3.1 – Transdutores com cerâmicas tipo PZT-5A

O primeiro passo na construção do transdutor é estabelecer contato elétrico com os eletrodos que revestem o disco de cerâmica, por meio de soldagem de fio em sua face positiva (Figura IV.2), a qual é indicada por uma marcação pelo fabricante. Este lado corresponde à direção de polarização da cerâmica.

Utilizou-se cerâmica piezelétrica PZT-5A, polarizada uniformemente, diâmetro de 30 mm, espessura de 1,5 mm e com eletrodos já depositados em suas faces paralelas. Durante este processo de soldagem usaram-se ponteiras de diâmetros reduzidos e temperatura controlada ($< 200\text{ }^{\circ}\text{C}$), para facilitar a união e evitar despolarização da cerâmica por aquecimento excessivo.



Figura IV.2: Fio soldado na face de polarização positiva da cerâmica.

Em seguida, foi cortado um tubo de PVC com comprimento em torno de 10 cm e diâmetro interno de aproximadamente 0,5 mm maior que o diâmetro da cerâmica, para facilitar sua penetração. Então, a cerâmica foi colocada dentro deste tubo, de maneira que a face positiva ficou próxima de uma das extremidades deste, sobre um estreito disco de nylon para sustentação, e o fio soldado no lado negativo saiu pelo outro lado do tubo.

Em seguida, será descrita a etapa de elaboração e conexão das lentes.

IV.3.1.1 - *Modelo teórico das lentes*

As lentes acústicas foram projetadas usando programa *TurboCad Learning Edition*®, pois esse permite fazer uma previsão das características geométricas do feixe ultrassônico. Com isso, pode-se fazer a escolha adequada da lente, segundo o desejado posicionamento da região focal, sendo esta, para o atual estudo, próxima à face do transdutor. Esta proximidade é desejável, uma vez que a aplicação deste transdutor será inicialmente experimental, precisamente em rato, em que a distância da pele até o osso é, em média, até 6 mm, dependendo do segmento ósseo e da massa corporal do animal. A distância focal de um transdutor plano, para a mesma dimensão da cerâmica, é não menos de 70 mm, ou seja, muito além do desejável (VALENTINI, 2006).

Foram selecionadas as substâncias resina epóxi e silicone para a constituição das lentes. A escolha desses materiais deu-se por conta de algumas de suas propriedades: velocidade de propagação acústica e resistências química e térmica. Essas e outras propriedades, assim como a medição de alguns de seus parâmetros acústicos, encontram-se pormenorizadas no apêndice IX.1.

Para a primeira lente de resina foi projetado um perfil hiperbolóide, por suas propriedades de focalização e pela disponibilidade de um molde neste formato, nas instalações do Laboratório de US (LUS/PEB/UFRJ), onde se realizou a construção dos transdutores. A face côncava desta mesma ficou voltada para o lado externo.

Traçado, neste programa *TurboCad Learning Edition*®, o feixe acústico gerado por esta lente, percebeu-se que a região focal ainda se formaria distante da face do transdutor. Para aproximar ainda mais a distância focal, foi adicionada uma 2ª lente de perfil esférico (molde disponível no laboratório), desta vez de silicone. Como os testes são feitos em meio aquoso (vide propriedades acústicas da água, na Tabela III.1), a convergência foi obtida posicionando a 2ª lente com a concavidade voltada para cerâmica (face externa convexa), a fim de permitir a focalização, respeitando a Lei de Snell (Figura IV.3).

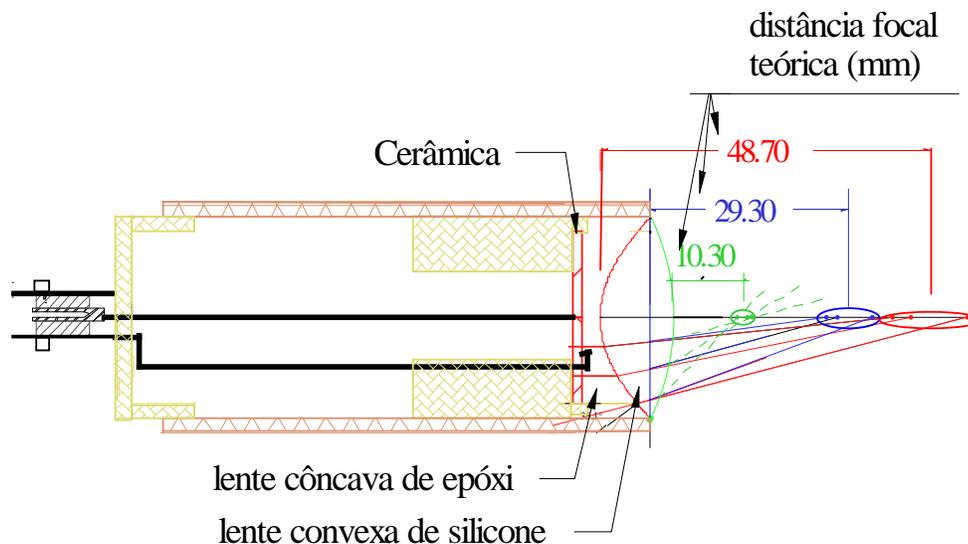


Figura IV.3: Elementos geométricos do transdutor de focalização projetado no programa *TurboCad*®, para cerâmica de 25 mm de diâmetro. Os raios em tom vermelho, azul e verde correspondem a direção de propagação do feixe com a lente côncava, côncava-plana e côncava-convexa, respectivamente.

IV.3.1.2 - Construção das lentes acústicas

Com a definição das geometrias e dos materiais das lentes acústicas, partiu-se para a construção das mesmas, que foi realizada com o auxílio de moldes para possibilitar a reprodução o mais exata possível.

Para confecção da 1ª lente, foi utilizado um molde hiperbolóide (Figura IV.4).

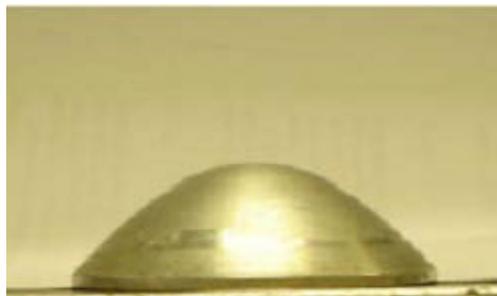


Figura IV.4: Molde hiperbolóide para a construção da 1ª lente cônica acústica.

Já a lente esférica foi feita a partir de um molde esférico de aço, de forma a se obter uma superfície mais lisa e esférica possível.

A resina epóxi (Araldite® GY 257), juntamente com o seu agente curador (Aradur® 2963), na devida proporção, foram levados à câmara de vácuo, até completa eliminação das bolhas de ar. Em seguida, este preparado foi depositado por cima do material piezelétrico até alcançar a borda do PVC. O molde hiperbólico foi imediatamente encaixado por cima do epóxi, moldando-o para formatação da superfície côncava (C) da primeira lente (Figura IV.5). O conjunto curou por um dia (tempo suficiente para o epóxi endurecer).

Este preparado também foi derramado até o topo do interior de um pequeno anel de alumínio (10 mm de altura e 26 mm de diâmetro interno). O molde esférico de aço foi posicionado sobre esse conjunto, do anel com resina, para a constituição de um pequeno molde convexo (Figura IV.6). Esta montagem também ficou curando por um dia.

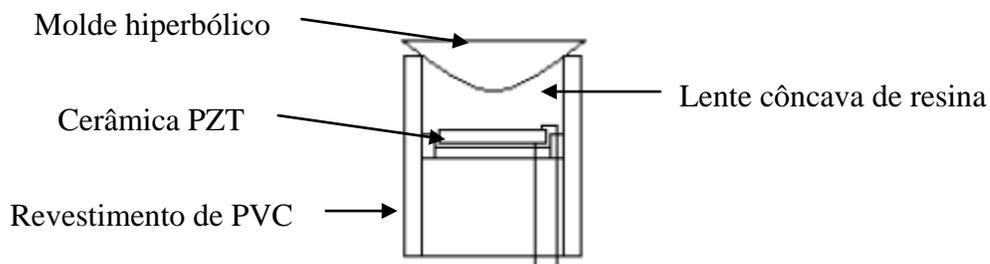


Figura IV.5: Posicionamento do molde hiperbólico durante a cura da resina.



Figura IV.6: Molde esférico de aço sobre anel de alumínio com resina.

Após 24 horas, foi promovido o descolamento dos moldes hiperbólico e esférico. Seguiu-se um rápido lixamento das faces das lentes fabricadas, por meio de lixas d'água apropriadas, para evitar que a aspereza das superfícies das lentes pudesse interferir no desvio do feixe acústico.

Para adição da segunda lente de superfície convexa, ou seja, para montagem do transdutor côncavo-convexo (CX), utilizou-se o anel de alumínio com resina para a modelagem da lente esférica. Realizou-se uma estreita fissura na parede deste anel,

próximo da sua face esférica. Em seguida, o transdutor C (possui apenas a primeira lente côncava) foi posicionado horizontalmente em uma estrutura fixadora (Figura IV.7). Contra sua lente côncava aderiu-se a face esférica do pequeno tubo de alumínio, envolvendo esta junção com uma fita isolante. A região resultante do espaçamento entre a lente cônica e a face esférica do anel foi preenchida com o silicone RTV 615 (previamente levado à câmara de vácuo), por meio de uma seringa encaixada na fissura.

Passadas 24 horas, desacoplou-se o anel de alumínio, permanecendo a lente esférica e, portanto, transformando o transdutor C em CX. Em seguida, os fios foram soldados no conector tipo BNC (conexão para cabo coaxial) fêmea. Por último, uma peça de nylon foi encaixada na face posterior do transdutor, a fim de promover vedação, permitindo sua utilização na água.

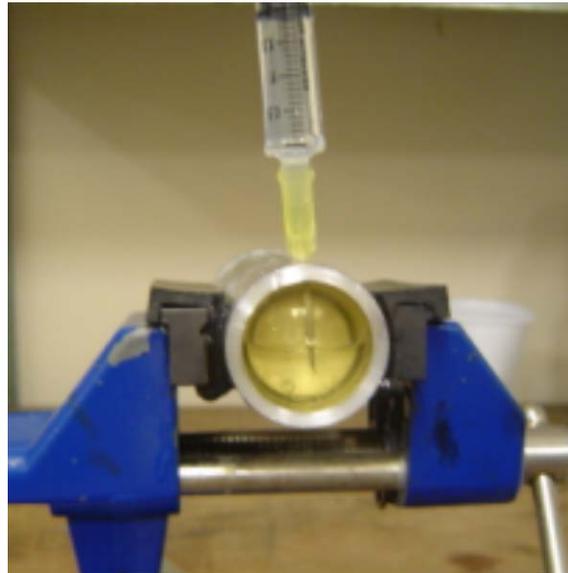


Figura IV.7: Preenchimento de silicone para formação do transdutor CX.

IV.3.2 – Transdutores com cerâmicas tipo PZT-YJ

Com este tipo de disco piezelétrico foram construídos três transdutores focalizados de US, sendo um com lente côncava (C), outro de lente côncava-plana (CP) e o último de lente côncava-convexa (CX).

Em todos foram utilizados: cerâmicas piezelétricas do tipo PZT-YJ, polarizadas uniformemente, 25 mm de diâmetro, 2,0 mm de espessura e frequência nominal de 1 e 3 MHz. Este disco piezelétrico se apóia dentro de um tubo de alumínio (26 mm de diâmetro interno e 36 mm de comprimento).

O contato elétrico nas cerâmicas foi realizado de forma idêntica ao do transdutor CX-5A, assim como a execução das fases para a construção do transdutor CX-YJ.

Contudo, para elaboração do transdutor C, estacionou-se na etapa de utilização apenas do molde hiperbolóide. Após o tempo de cura, identificou-se ausência de solidez da lente, causado pelo preparo ineficiente da resina, o que acarretou a exclusão deste transdutor C. Em substituição, foi utilizado o transdutor CX-YJ, sem a 2ª lente, a qual é facilmente removível.

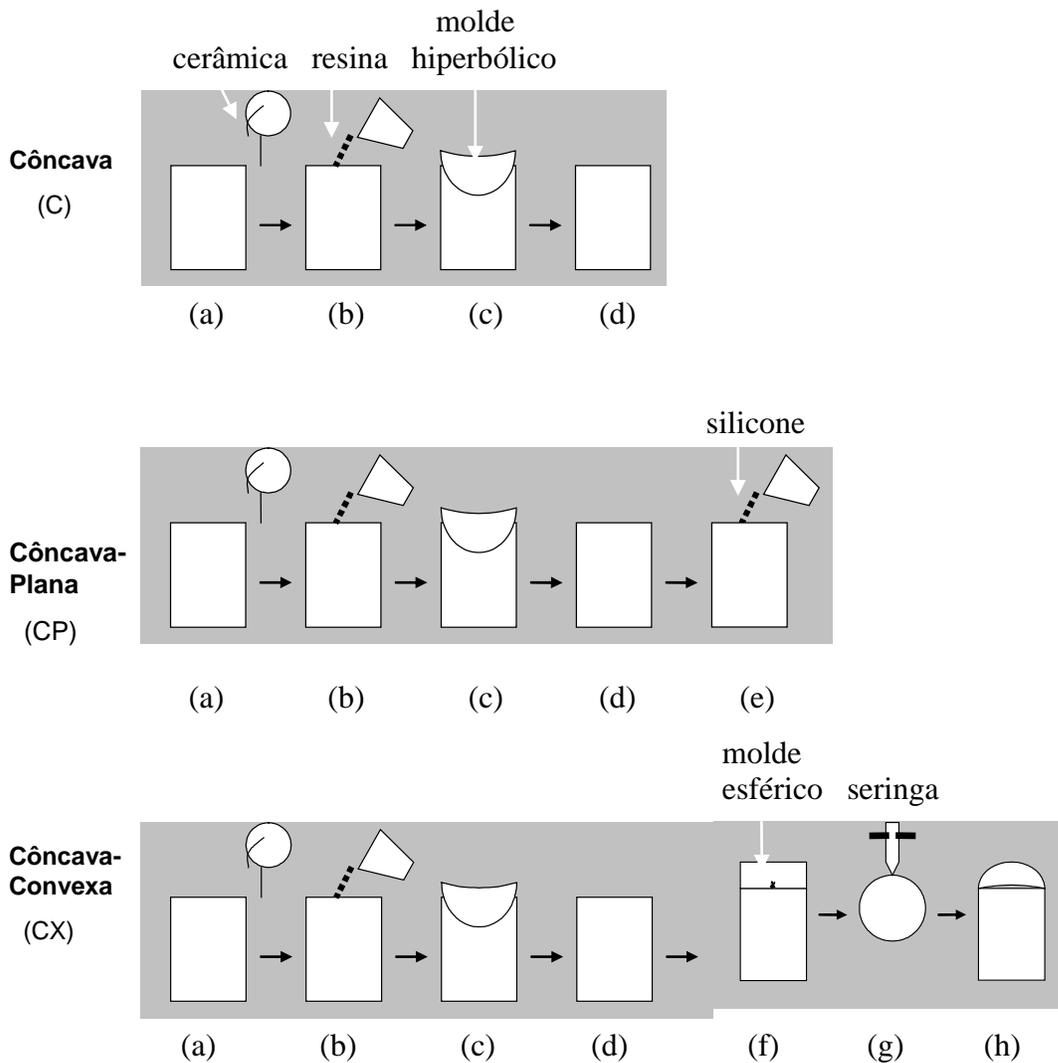
Já para a construção do transdutor CP, foi despejado silicone (previamente levado à câmara de vácuo) sobre o transdutor C.

A seguir, encontra-se um resumo esquemático das etapas para elaboração das lentes e uma tabela (IV.1) listando todos os transdutores focalizados construídos, relacionando a simbologia de identificação com sua respectiva definição.

Tabela IV.1: Identificação dos transdutores construídos de acordo com os seus tipos de lentes e cerâmicas PZT utilizadas.

Transdutores focalizados	Definição	Material da(s) lente(s)
CX-5A	Transdutor focalizado por lentes côncava-convexa com cerâmica PZT-5A	Lente côncava de resina-epóxi Lente convexa de silicone
CX-YJ	Transdutor focalizado por lentes côncava-convexa com cerâmica PZT-YJ	Lente côncava de resina-epóxi Lente convexa de silicone
CP-YJ	Transdutor focalizado por lentes côncava-plana com cerâmica PZT-YJ	Lente côncava de resina-epóxi Lente plana de silicone
C-YJ	Transdutor focalizado por lente côncava com cerâmica PZT-YJ	Lente côncava de resina-epóxi

Resumo das etapas para elaboração das lentes:



- (a) – Deposição da cerâmica soldada dentro do tubo de PVC ou de alumínio;
- (b) – Despejamento de resina epóxi;
- (c) – Colocação do molde hiperbólico;
- (d) – Retirada do molde hiperbólico após 24 horas;
- (e) – Despejamento de silicone;
- (f) – Acoplamento do molde esférico no tubo de PVC ou de alumínio;
- (g) – Preenchimento de silicone, por meio de seringa, no espaçamento entre o molde esférico e o tubo de PVC ou de alumínio na posição horizontal.
- (h) – Retirada do molde esférico após 24 horas.

V.4 – MAPEAMENTO ACÚSTICO

Foram levantados os campos acústicos dos quatro transdutores de US montados, sendo que o primeiro transdutor construído (de cerâmica PZT-5A) foi mapeado no Laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/COPPE/UFRJ) e os subsequentes no Instituto Nacional de Metrologia (INMETRO), pelo Dr. André Alvarenga. Esta mudança de localidade se deu pela inoperância inesperada do programa de varredura do LUS, logo após a conclusão do primeiro experimento. Os protocolos de mapeamento acústico realizados nestes laboratórios são basicamente equivalentes e serão apresentados a seguir.

IV.4.1 - Montagem e realização do mapeamento do campo acústico no LUS/PEB/COPPE/UFRJ

Para a caracterização do feixe foram necessários os seguintes equipamentos: tanque (90 cm x 60 cm x 50 cm), gerador de sinais (*AFG 3021, Tektronix*), osciloscópio digital (*TDS3014B Tektronix, Beaverton, Oregon, USA*), transdutor focalizado construído com PZT-5A, microcomputador, termômetro digital e hidrofone agulha de PVDF (*Polivinylidene difluoride*) (*Precision Acoustics Ltd.,Dorchester, Inglaterra, UK*), de 0,5 mm de diâmetro e 200,7 mV/MPa de sensibilidade (Figura IV.8).

No tanque, com água degaseificada e destilada a $22,5 \pm 1^\circ\text{C}$, foi colocado o transdutor a ser caracterizado e o hidrofone pontual posicionado à sua frente. O primeiro é fixo em uma posição no tanque e o segundo se movimenta nos eixos X, Y e Z, acoplado a um braço móvel com motores de passo, controlados por um microcomputador.

Logo depois, posicionou-se o hidrofone no ponto central da face do transdutor, tomando-se cuidado para que não houvesse bolhas de ar nas faces do transdutor e do hidrofone. Após o ajuste do hidrofone no alinhamento do feixe de US gerado pelo cabeçote aplicador, realizou-se uma varredura ao longo do eixo central, em passos de 0,522 mm com tolerância de $\pm 5\%$ (erro não acumulativo), afastando o hidrofone do transdutor, tendo os valores de tensão de pico medidos em cada passo. Na posição do último máximo axial foi realizado mapeamento paralelo à face do transdutor, a fim de englobar a área de

secção transversa do feixe (ASTF) focal, em excursões de 0,348 mm (matriz 68 X 116).

O transdutor foi excitado por uma salva de senóides de 20 ciclos, amplitude de 10 Vpp e frequência central de 1 MHz. A frequência de repetição de 1 kHz teve como objetivo simular a onda pulsada gerada pelo equipamento de US de baixa intensidade para tratamento da pseudoartrose.

Todo o gerenciamento da varredura e do protocolo de aquisição e tratamento de sinais é realizado por programa escrito em *LabView®* (*National Instruments Corporation*, Austin, TX, USA). O sinal captado pelo hidrofone é amplificado e transferido do osciloscópio para o computador, onde os dados são processados e a distribuição do campo acústico apresentada em gráficos, em duas e três dimensões.

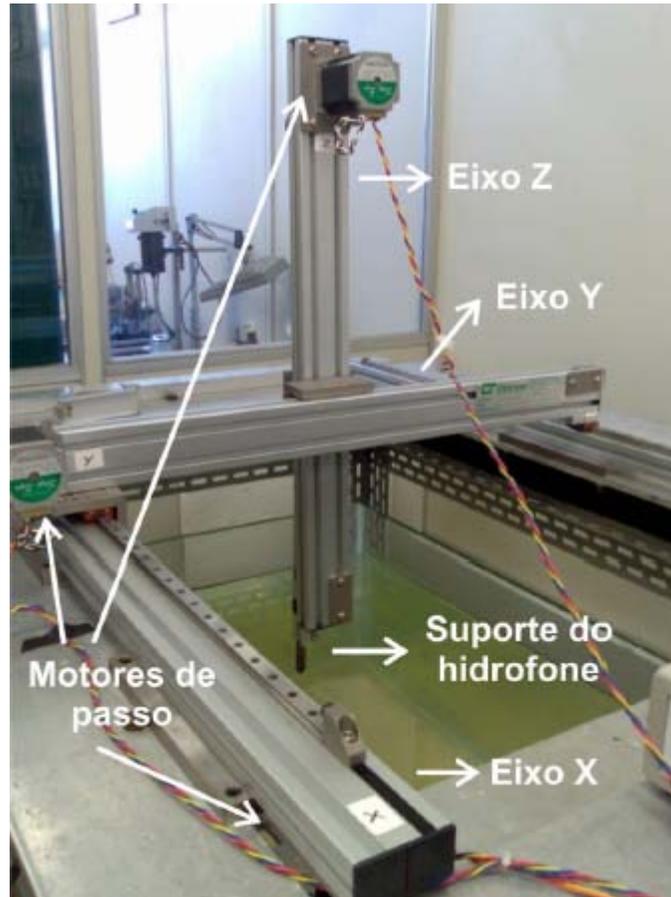


Figura IV.8: Montagem experimental para o mapeamento do campo acústico gerado pelo transdutor montado, no tanque operacional do LUS.

IV.4.2 – Sistema de varredura do feixe acústico do LABUS – INMETRO

O sistema de mapeamento do LABUS consiste de um tanque acústico (de aço inoxidável e com janelas de vidro) de dimensão 1,7 m X 1,0 m X 0,8 m, hidrofone de agulha com elemento ativo de 0,2 mm (*Precision Acoustics Ltd.*, Dorchester, Dorset, UK), sistema de posicionamento operando nos eixos X, Y e Z (*Newport Corporation*, Irvine, CA, USA) controlado por um *software* em *LabView* desenvolvido no LABUS, e os transdutores a serem mapeados, construídos com cerâmica PZT-YJ.

O sinal de excitação foi obtido com um gerador elétrico AFG 3252 (*Tektronix*, Beaverton, Oregon, USA) que emitiu salva senoidal de 20 ciclos de amplitude 10 Vpp, na frequência de ressonância de 1 MHz do transdutor e frequência de repetição de 1 kHz, simulando o sinal pulsátil do gerador configurado para pseudoartrose.

Para determinação da distância entre a face do transdutor e a região focal, conforme estabelecido pela NBR IEC 61689 (2007), foi realizada a varredura do eixo central do feixe em passos de 1 mm, a fim de localizar a posição de Zn (último pico de tensão). Neste local, em seguida, foi realizado mapeamento no plano focal, também em passos de 1 mm (matriz 41 X 41).

Para determinação da profundidade de campo, calculou-se a distância da metade da intensidade média do pulso no ponto do campo acústico onde a mesma é máxima (AIUM, 1992).

Os sinais captados pelo hidrofone foram amplificados e, logo depois, digitalizados pelo osciloscópio TDS 3032B (*Tektronix*, Beaverton, Oregon, USA).

IV.4.3 - Simulação no Programa *Wave2000*®

Foi desenvolvida uma representação computacional da dinâmica de propagação acústica dos transdutores em questão, a fim de visualizar primariamente o fenômeno de refração do feixe acústico nas lentes projetadas. Esta simulação foi realizada no LUS, com o *software Wave2000*® (*Cyberlogic*), em que considerou a velocidade de propagação do som, a impedância acústica e a densidade tanto dos materiais das lentes como do meio aquoso.

IV.5 - QUANTIFICAÇÃO DA POTÊNCIA ACÚSTICA

Com o mapeamento do campo acústico no tanque, foi possível estimar parâmetros geométricos: distância focal (distância da face do transdutor ao foco), profundidade de campo (comprimento da zona focal) e ASTF (Área de Secção Transversa do Feixe) no foco. Obtendo-se este valor da área, calcula-se, por meio da equação III.3, a potência necessária (teórica) para atingir a I_{SATA} de 30 mW.cm^{-2} na região focal. Em seguida, foi realizada a medição da real potência acústica (potência experimental) emitida pelo transdutor construído. Para tanto, foi executada uma montagem que será detalhada a diante.

IV.5.1 - Montagem experimental

O arranjo experimental é composto pelo gerador de sinal configurado para pseudoartrose (trem de pulsos senoidal no modo pulsado, ciclo de trabalho de 20 %, FRP de 1 kHz, frequência central de 1 MHz e tensão de 7 Vpp), transdutores construídos e a balança de força de radiação (modelo UPM-DT-1 & 10, 1998) com seus elementos (cuba, alvo refletor e suporte pegador). Esta balança apresenta resolução de $\pm 2 \text{ mW}$, precisão de $\pm 3 \% + 1$ dígito e potência detectável mínima de 1 mW. Durante a experimentação, toda esta montagem foi protegida por uma cúpula de papelão (Figura IV.9) para que o dispositivo de medição recebesse o mínimo de interferências por fluxos de ar ou vibrações.

O transdutor foi preso a um suporte universal e teve sua face imersa em água destilada (dentro da cuba), alinhado com o centro do cone de medição (da balança).

Inicialmente a balança foi tarada com uma massa “padrão” de 1 g, fornecida pelo fabricante, para certificar a correta leitura de conversão para 14,64 W. Após observada esta confirmação, a balança foi zerada e o gerador de sinal acionado para iniciar a estimulação. Esperou-se o número no *display* da balança estabilizar para registrar o valor da potência emitida. Esta medição foi repetida 10 vezes, para cada transdutor, pausando o gerador e tarando a balança após cada medição.

Igual procedimento foi realizado utilizando um atenuador de tensão de 1 dB e de 3 dBs, para possibilitar menores emissões de potência de saída.

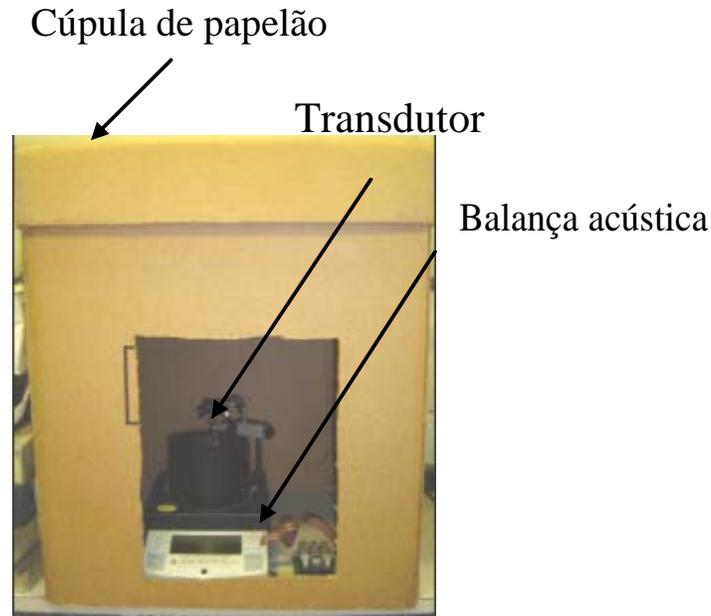


Figura IV.9: Balança acústica protegida por uma cúpula de material de papelão.

Convém ressaltar que assumiu-se ser mínima a absorção de US no meio de propagação, de forma que a potência de saída foi considerada a potência acústica na posição do alvo.

IV.5.2 - Gerador de sinal elétrico programado para pseudoartrose

Este gerador de tensão elétrica foi construído no Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y Sistemas – IIMAS, do México (grupo do Dr. Fabián Garcia), o qual realiza parceria com o LUS na realização de projetos científicos. Este gerador de sinal está configurado para operar com parâmetros específicos de estimulação da consolidação de pseudoartrose: envia salva de senóides em 1 MHz no modo pulsado, com uma frequência de repetição de 1 kHz, amplitude de 7 V, impedância elétrica de saída de 50 Ohms e um ciclo de trabalho de 20%, ou seja, 0,2 ms ativo (*on*) e 0,8 ms inativo (*off*).

Externamente, este equipamento possui uma tecla para iniciar (*start*) o tratamento e

outra para interromper (*reset*), um *display* de 2 dígitos e a entrada para conectar o transdutor (Figura IV.10).

Acionando a tecla *start*, um alarme sonoro soará e o *display* exibirá o número 20 que decairá uma unidade, de minuto em minuto. Ao chegar a zero, produzirá cinco sons (de um segundo cada um) indicando o final da sessão de tratamento, e conseqüente interrupção do funcionamento do equipamento. Apertando-se a tecla *reset*, o *display* volta à zero em qualquer momento.



Figura IV.10: Gerador de excitação elétrica programado para pseudoartrose construído no IIMAS (México).

IV.6 - AVALIAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO

IV.6.1 – Constituintes da montagem experimental

Foram utilizados os seguintes materiais: cilindro de PVC (diâmetro interno de 50,6 mm e altura de 45,7 mm); placa absorvedora de US (*APT Flex F21, Precision Acoustics*); haste de suporte; gerador de sinal (IIMAS, México); transdutor construído com cerâmica PZT-5A; microcomputador tipo PC; três termopares do tipo E (*constantan – crommel*); e *phantoms* (placa de 10 mm de espessura e 30 mm de diâmetro) com propriedades mecânicas semelhantes ao osso cortical (*Sawbones®, Pacific Research Laboratories, Inc.*-

Vashon Island, WA, USA) e ao osso trabecular (*Sawbones®*, *Pacific Research Laboratories, Inc.*-Vashon Island, WA, USA); *phantom* com propriedades acústicas semelhantes ao tecido mole (à base de *Polyvinyl Chloride-Plastisol – PVCP*, *M-F Manufacturing Co.*, *FortWorth, TX, USA*).

Os valores dos parâmetros acústicos dos *phantoms* encontram-se tabelados (Tabela IX.1) no apêndice IX.1.

O sinal de temperatura foi obtido com o equipamento *SPIDER 8* (*SPIDER 600 Hz – 4,8 Hz*, *HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK-HBM*, Alemanha) e o subsequente processamento dos dados foi realizado em microcomputador, com os softwares *Excel* e *MATLAB®* (*MathWorks, Inc.*).

IV.6.1.1 - *Elaboração dos termopares*

Foram confeccionados três termopares Constantan (+) Cromel (-) tipo E, os quais tendem a apresentar alta sensibilidade ($68 \mu\text{V} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) e limite de erro de $+1,7 \text{ } ^\circ\text{C}$ ou $+0,5 \%$, com uma faixa de utilização entre $-270 \text{ } ^\circ\text{C}$ a $1000 \text{ } ^\circ\text{C}$. Para esta confecção foram necessários: uma fonte de voltagem de 30 V, um banco de três capacitores, um microscópio óptico, fios de constantan e cromel de, aproximadamente, 1 mm de diâmetro e 20 cm de comprimento cada. Inicialmente, as extremidades destes fios foram aproximadas, gotejou-se óleo de ascarel (isolante que impede interferência do gás O_2), seguiu-se com o carregamento do capacitor e, por fim, os fios foram postos em contato, para fusão por aquecimento.

IV.6.2 – Montagem experimental

Na montagem experimental, o *phantom* de osso trabecular (10 mm de espessura) foi colocado no fundo do cilindro (Figura IV.11). Em seguida, sobre a metade da sua superfície foi posicionado o *phantom* de osso cortical (1 mm de espessura). A interface vertical entre o osso trabecular e o cortical mimetiza a região de fratura óssea. Em seguida,

três termopares foram introduzidos paralelamente sob a superfície superior do osso trabecular, de forma que o termopar central ficou alinhado com a supracitada interface e os outros dois termopares ficaram 5 mm lateralmente equidistantes do termopar central (Figura IV.11). Toda esta montagem foi preenchida por *phantom* de tecido mole, ainda quente, até 10,0 mm de espessura acima do osso trabecular. Esta distância da espessura total de tecido mole (pele, gordura e músculo) somada ao gel de acoplamento corresponde, aproximadamente, a distância focal do transdutor. Em seguida, esse conjunto foi levado à câmara de vácuo até percepção da liberação das bolhas (em torno de 5 min) e, em seguida, foi deixado na estufa, a 150 °C, por 6 horas, para homogeneização dos constituintes do PVCP.

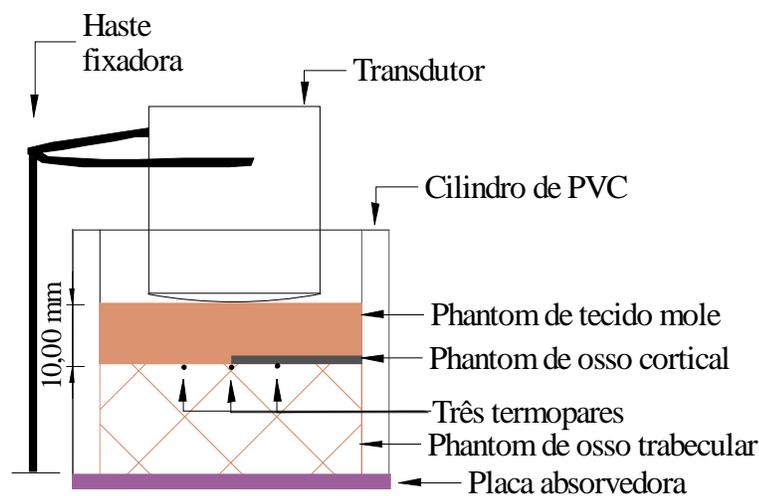


Figura IV.11: Corte longitudinal da montagem experimental para avaliação do campo térmico gerado pelo transdutor CX-5A.

Os termopares foram conectados ao *SPIDER 8* (interligado ao microcomputador) que adquire o sinal em três canais independentes, gerenciado pelo software *CATMAN 4.5* (HBM, Alemanha) (Figura IV.12). Este armazena os dados numa matriz do tipo *Excel* e traça curvas de temperatura em função do tempo para cada um dos termopares.

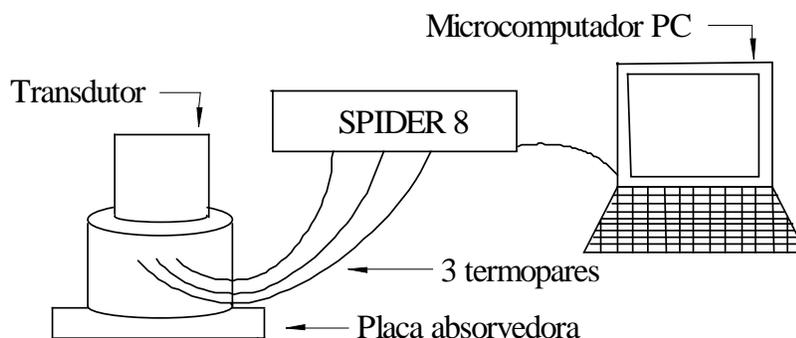


Figura IV.12.: Diagrama em blocos do sistema experimental.

Antes da experimentação, o cilindro foi apoiado sobre a placa absorvedora (para se evitar a re-irradiação do phantom por reflexão) e o aplicador de US foi posicionado dentro deste tubo, sobre o bloco de *phantoms*. A água foi utilizada como meio acoplador.

Foram realizados três protocolos, distintos em função da posição do transdutor no cilindro. Em contrapartida, todos são perpendiculares ao alinhamento dos termopares. Adiante a descrição e a ilustração (Figura IV.13) dos protocolos:

Protocolo 1 - Transdutor sobre o *phantom* de osso trabecular a 5 mm de distância do centro do cilindro;

Protocolo 2 - Transdutor centralizado no cilindro, ou seja, sobre a interface de *phantoms* osso cortical/osso trabecular;

Protocolo 3 - Transdutor sobre o *phantom* de osso cortical a 5 mm de distância do centro.

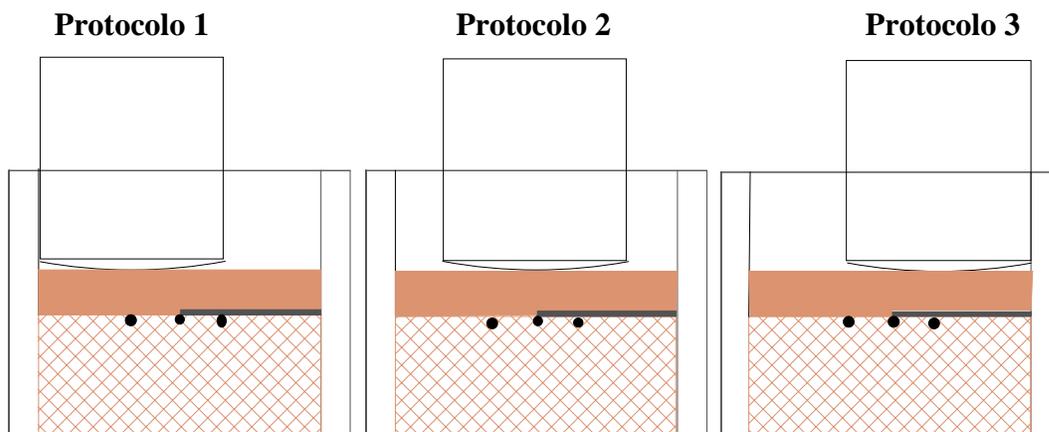


Figura IV.13.: Ilustração do posicionamento do transdutor nos três protocolos experimentais do mapeamento térmico.

A temperatura foi registrada por 3 min antes do início da aplicação, durante o tempo de estimulação do gerador (20 min) e até 10 min depois do final da aplicação, para acompanhar o resfriamento (Figura IV.14). Todos os protocolos foram repetidos nove vezes com o atenuador de 3 dBs, por este ter contribuído previamente para a geração de um valor médio de potência mais próximo do desejado. Para cada experimento levantaram-se três curvas de temperatura ao longo do tempo, correspondentes aos três termopares. E, por fim, foi realizada uma média das nove curvas de variação da temperatura para cada termopar. Todos os experimentos foram realizados em temperatura ambiente a 25 °C.

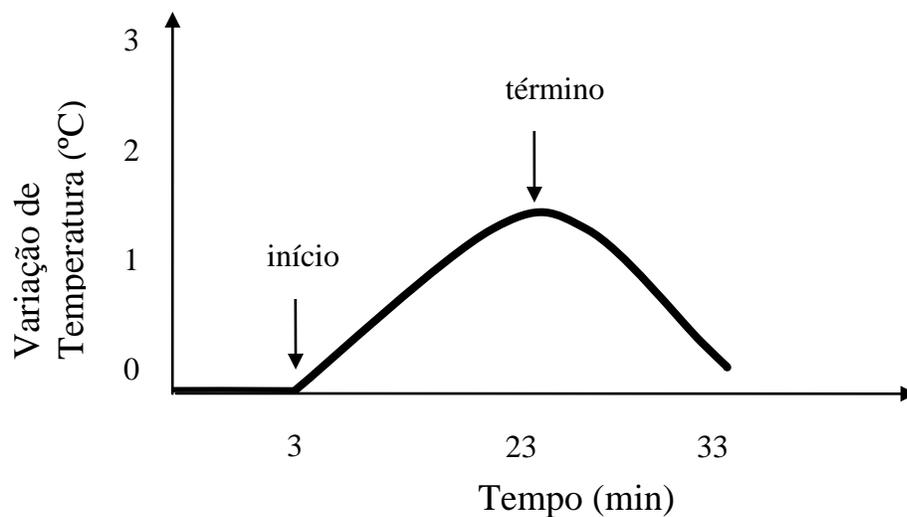


Figura IV.14.: Representação esquemática do registro da temperatura em função do tempo, tendo destaque para o início e o término da aplicação do gerador.

CAPÍTULO V RESULTADOS

Este capítulo exhibe os resultados, organizados na sequência de execução: montagem do transdutor; medição da impedância elétrica; mapeamento do campo acústico; quantificação da potência acústica e mapeamento térmico. Figuras, tabelas e gráficos complementam a estruturação.

V.1 - MONTAGEM DO TRANSDUTOR

Observe abaixo (Figura V.1) a imagem externa dos transdutores construídos.

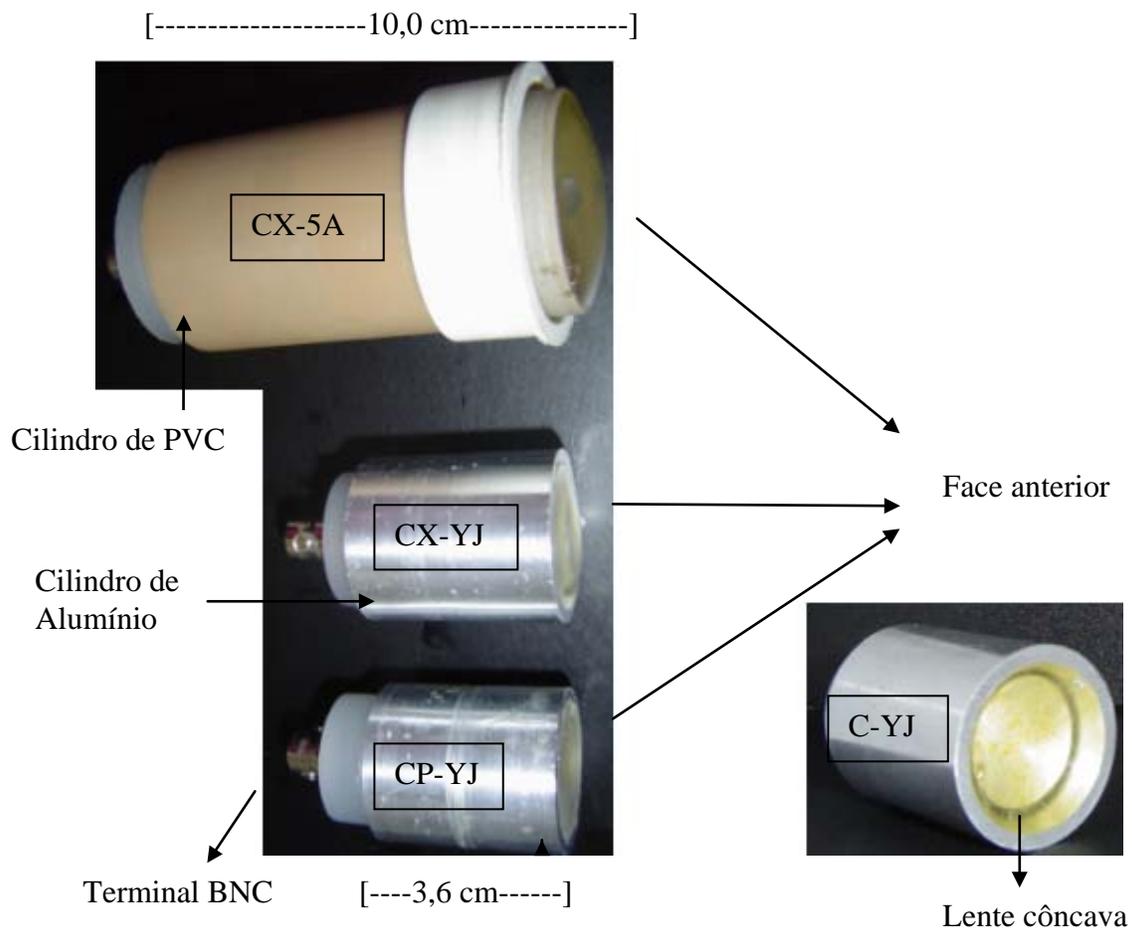


Figura V.1: Vista lateral dos transdutores: CX-5A, CX-YJ e CP-YJ. Em perspectiva, encontra-se a imagem do transdutor C-YJ, expondo a concavidade da lente.

V.2 - MEDIÇÃO DA IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Na Figura V.2 são mostradas as curvas de módulo e fase da impedância versus frequência, traçadas para o transdutor completo CX-5A, no modo espessura. Em seguida, encontram-se tabelados (Tabela V.1) os valores k_{ef} de todos os transdutores montados.

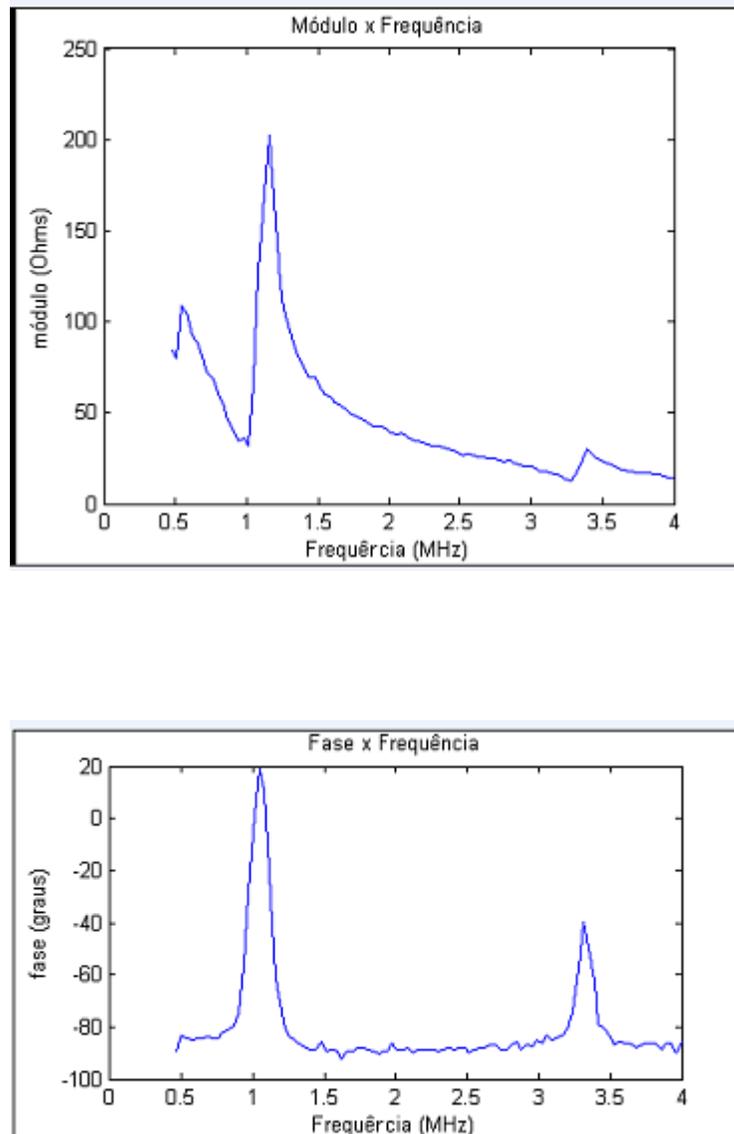


Figura V.2: Módulo e fase da impedância versus frequência do transdutor completo focalizado CX-5A de 1 MHz.

Tabela V.1: Valores de frequência de ressonância (f_r), frequência de antirressonância (f_{ar}), coeficiente de acoplamento (k_{ef}) e módulo da impedância no pico da fase ($|Z_{pf}|$) dos transdutores, após cada etapa de construção

Etapas	Parâmetros	Transdutores			
		CX-5A	CX-YJ	CP-YJ	C-YJ
Livre	f_r (MHz)	1,10	0,90	0,90	0,91
	f_{ar} (MHz)	1,15	1,24	1,18	1,18
	K_{ef}	0,54	0,69	0,65	0,64
	$ Z_r $ (Ω)	321,00	28,00	34,20	28,00
	$ Z_{ar} $ (Ω)	892,00	182,00	235,00	182,00
	$ Z_{pf} $ (Ω)	629,00	174,20	111,80	174,20
Montado	f_r (MHz)	0,98	1,08	1,01	1,08
	f_{ar} (MHz)	1,12	1,16	1,16	1,16
	K_{ef}	0,49	0,36	0,49	0,36
	$ Z_r $ (Ω)	26,00	59,90	20,90	59,60
	$ Z_{ar} $ (Ω)	191,50	245,00	204,00	239,00
	$ Z_{pf} $ (Ω)	126,50	59,90	55,60	108,40

Os resultados mostram que as frequências de operação das cerâmicas estão entre 0,90 MHz e 1,1 MHz, próximas, portanto, de seus valores nominais (1 MHz).

Constatou-se ainda, que os valores de módulo de Z_{pf} dos transdutores CX-YJ e CP-YJ permitem melhor casamento de impedância com o gerador utilizado de 50 Ohms.

V.3 - MAPEAMENTO DO CAMPO ACÚSTICO

A seguir, o campo acústico gerado pelas lentes acopladas aos transdutores tanto no plano perpendicular à face do transdutor (Figuras V.3 e V.4) como no plano paralelo à face do transdutor, em sua região focal (Figura V.5). A saída do hidrofone em volts foi convertida em pressão (Pa), usando seu fator de sensibilidade.

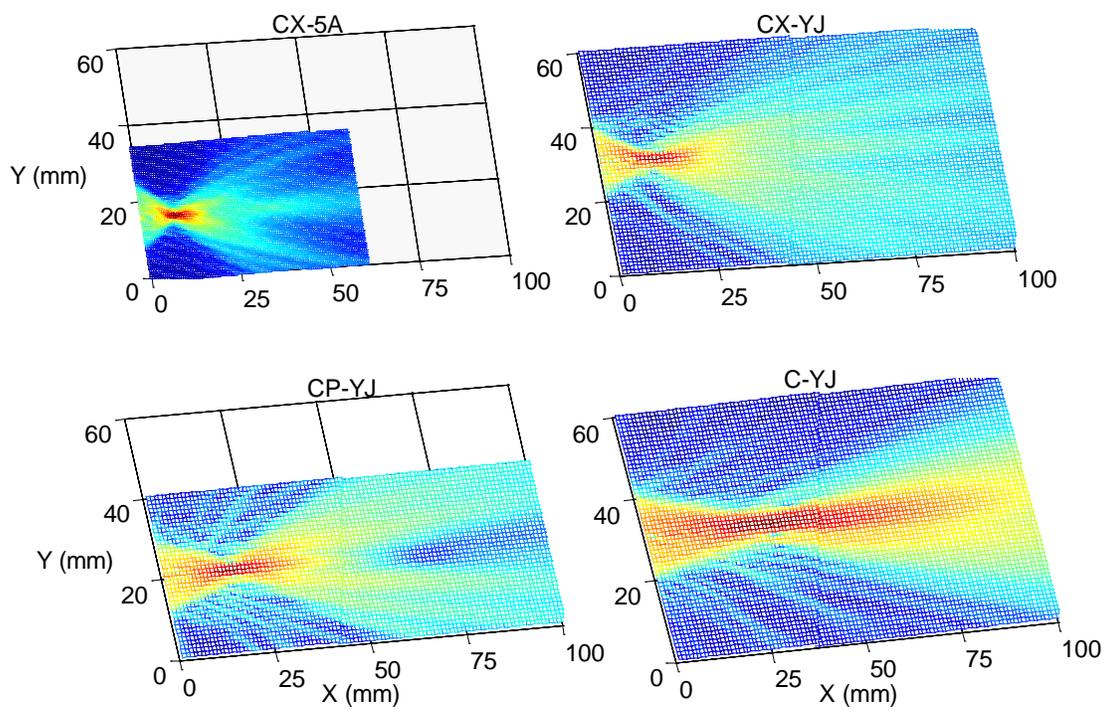


Figura V.3: Distribuição do campo acústico no plano perpendicular a face dos transdutores construídos: CX-5A, C-YJ, CP-YJ e CX-YJ. As unidades observadas nos eixos X e Y representam distância em mm.

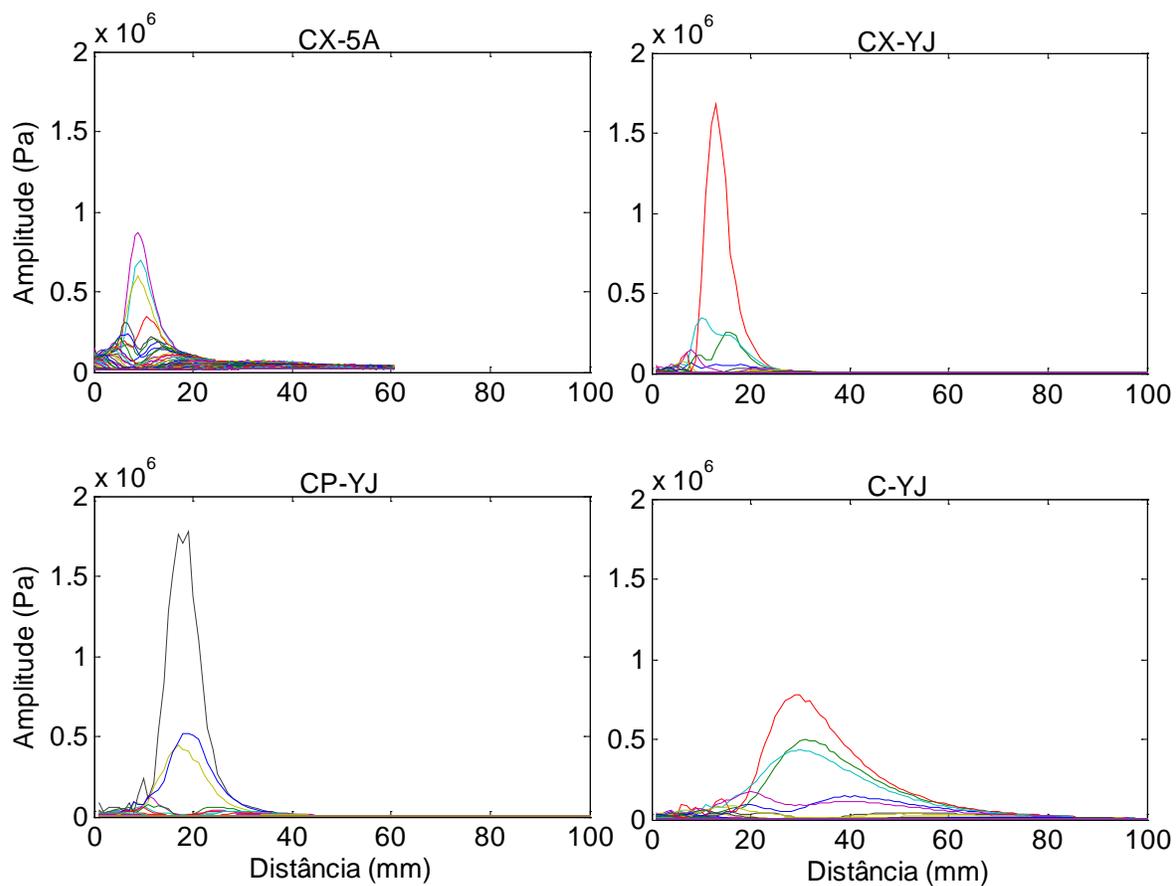


Figura V.4: Gráfico da distribuição da pressão máxima ao longo do eixo de propagação dos transdutores construídos: CX-5A, C-YJ, CP-YJ e CX-YJ.

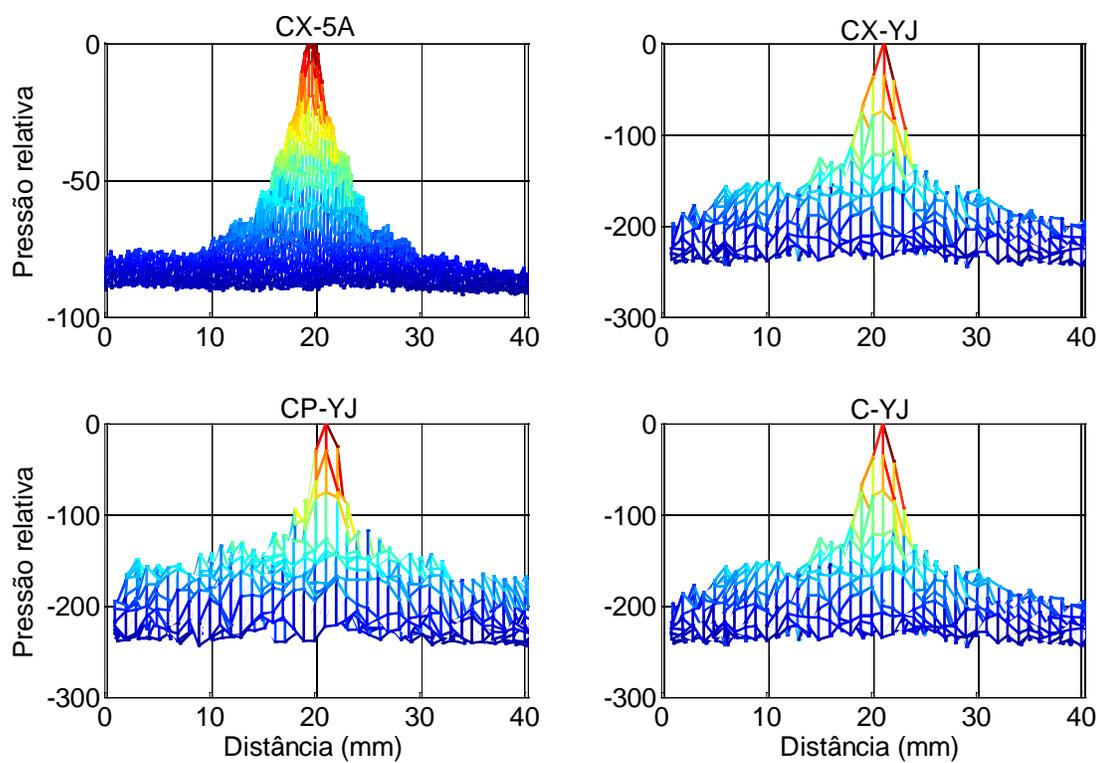


Figura V.5: Mapeamento da pressão relativa na região focal, em plano paralelo à face dos transdutores construídos: CX-5A, C-YJ, CP-YJ e CX-YJ. As áreas vermelhas centrais são as de maior amplitude.

De acordo com as ilustrações anteriores, observa-se que todos os transdutores apresentaram distribuição simétrica do feixe com maior concentração da pressão ao longo do eixo central do feixe acústico. Com essas imagens geradas pelas varreduras, foi possível estimar alguns parâmetros geométricos dos feixes acústicos, os quais estão tabelados a seguir (Tabela V.2).

Tabela V.2: Valores geométricos teóricos (obtidos por meio da simulação no programa TurboCad®) e experimentais (obtidos pelo mapeamento acústico) dos feixes de US emitidos pelos transdutores.

Transdutores	ASTF no foco (mm ²)		Profundidade de Campo (mm)		Distância Focal (mm)	
	Teórica	Exper.	Teórica	Exper.	Teórica	Exper.
CX-5A	-	7,70	5,00	5,74	11,10	7,83
CX-YJ	-	1,14	4,00	7,00	10,30	12,50
CP-YJ	-	1,72	9,00	7,50	29,30	16,50
C-YJ	-	5,11	14,00	20,00	48,70	34,50

Substituindo os valores obtidos das ASTF na formulação (III.3), identificou-se, para cada transdutor, a potência necessária (teórica) para produzir uma I_{SATA} desejada de 30 mW.cm^{-2} (Tabela V.3).

Tabela V.3: Valores teóricos de potência de emissão dos transdutores para produção de I_{SATA} de 30 mW.cm^{-2} .

Transdutores	Potência (mW)
CX-5A	2,31
CX-YJ	0,37
CP-YJ	0,51
C-YJ	2,56

V.4 - QUANTIFICAÇÃO DA POTÊNCIA ACÚSTICA

A figura que se segue (Figura V.6) refere-se às medições de potência acústica emitidas pelos transdutores, acoplados ao gerador elétrico programado para emitir pulsos aplicáveis em tratamento de pseudoartrose sem atenuador de tensão e com atenuadores.

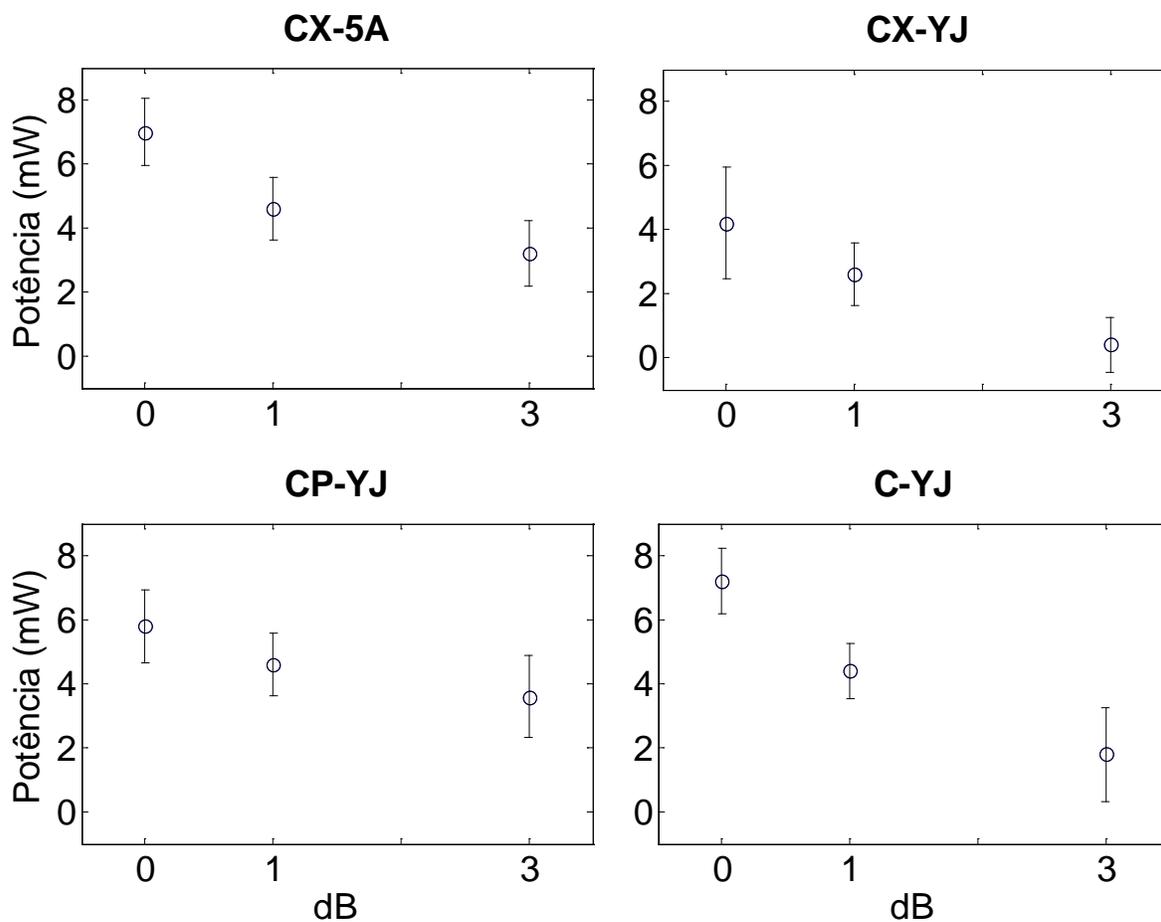


Figura V.6: Valores de média e desvio-padrão da potência acústica emitida pelos transdutores montados (CX-5A, CX-YJ, CP-YJ e C-YJ) sem atenuador de tensão, com atenuador de 1 dB e 3 dBs.

Os valores dos gráficos anteriores encontram-se melhor discriminados na tabela a seguir (Tabela V.4). Como estão bem próximos da mínima potência detectável pela balança acústica, tendem a elevar o coeficiente de variação. Desta forma, os dados obtidos sem atenuação foram considerados mais confiáveis.

Tabela V.4: Média, desvio-padrão e coeficiente de variação (CV) das estimativas de potência acústica, sem e com atenuador, emitidas pelos transdutores. A faixa em cinza, sem atenuador, corresponde a melhor potência média obtida, ou seja, com valores mais confiáveis

Transdutor	Atenuador (dB)	Potência média (mW)	Desvio-Padrão (mW)	CV (%)	I_{SATA} Experimental média (mW.cm⁻²)
CX-5A	0	7,00	1,05	15,00	90,90
	1	4,60	0,97	21,09	59,74
	3	3,20	1,03	32,19	41,56
CX-YJ	0	4,20	1,75	41,66	368,42
	1	2,60	0,96	36,92	209,68
	3	0,40	0,84	210,00	32,26
CP-YJ	0	5,80	1,14	19,66	337,21
	1	4,60	0,97	21,09	267,44
	3	3,60	1,26	35,00	209,30
C-YJ	0	7,20	1,03	14,30	140,90
	1	4,40	0,84	19,09	86,11
	3	1,80	1,48	82,22	35,22

A partir dos valores de potência considerados (da faixa em cinza da tabela anterior), estimamos a atenuação necessária para produção da I_{SATA} almejada de 30 mW.cm⁻², em cada transdutor (Tabela V.5).

Tabela V.5.: Valores estimados de atenuação para produção de ISATA próxima do valor desejado de 30 mW.cm^{-2} . A faixa dos valores em negrito corresponde à atenuação mais adequada para cada transdutor

Transdutor	Atenuador (dB)	Potência média (mW)	I_{SATA} (mW.cm⁻²)
CX-5A	0	7,00	90,90
	1	5,56	72,21
	3	3,50	45,45
	5	2,21	28,70
CX-YJ	0	4,20	368,42
	1	3,33	292,10
	3	2,10	184,21
	5	1,32	115,79
	10	0,42	36,84
CP-YJ	0	5,80	337,21
	1	4,61	268,02
	3	2,91	169,19
	5	1,83	106,40
	10	0,58	33,72
C-YJ	0	7,20	140,90
	1	5,72	111,94
	3	3,61	70,65
	5	2,28	44,61

Observa-se que, mediante a utilização de atenuação apropriada, todos os transdutores emitirão valores próximos da intensidade estabelecida de 30 mW.cm^{-2} na região focal.

V.5 - AVALIAÇÃO DO CAMPO TÉRMICO

O aquecimento foi medido como a variação de temperatura, ou seja, a temperatura máxima registrada em cada termopar menos sua temperatura inicial (ΔT). A representação gráfica do mapeamento térmico (Figura V.7) mostra as curvas de temperatura média obtidas dos três termopares, para os três protocolos de aplicação no estudo presente. Esses diferentes valores de aquecimento encontram-se tabelados (Tabela V.6).

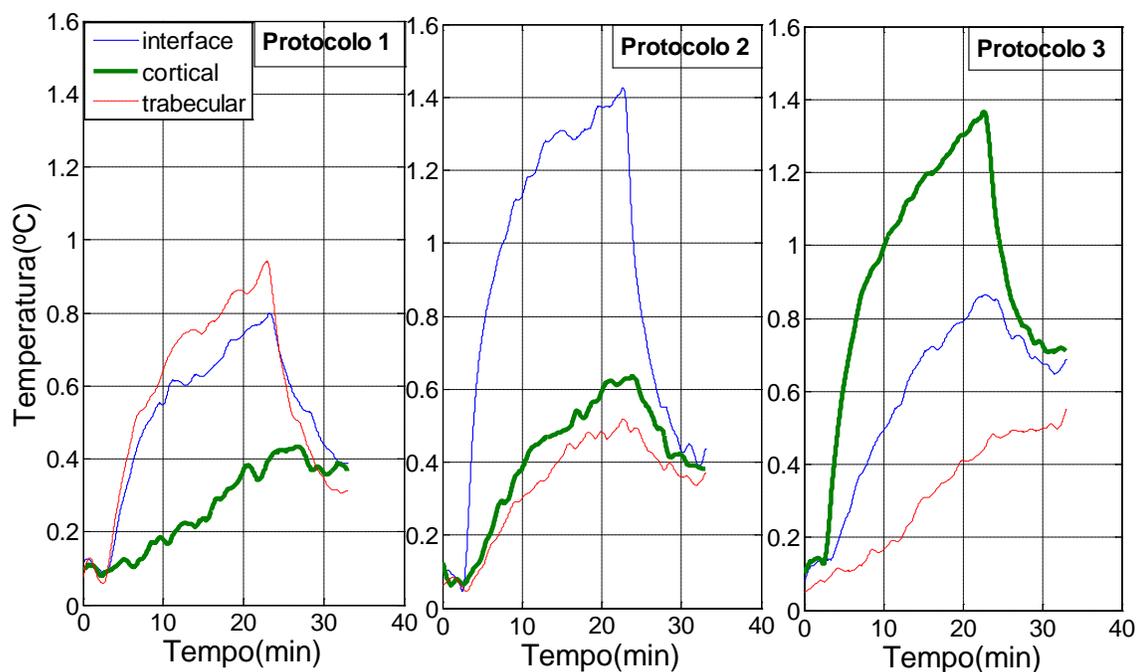


Figura V.7: Curvas de temperatura média dos três termopares (sob *phantoms* de osso trabecular, osso cortical e interface cortical/trabecular), segundo os três protocolos aplicados.

Tabela V.6: Dados de média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) das dez medições de aquecimento (°C) em cada uma das três posições no *phantom*, gerado pelos transdutores construídos.

Protocolos		Termopares		
		Trabecular	Central	Cortical
1 (Transdutor em direção ao termopar trabecular)	Média (°C)	0,83	0,70	0,35
	DP (°C)	0,35	0,33	0,23
	CV (%)	42,16	47,14	65,71
2 (Transdutor em direção ao termopar central)	Média (°C)	0,43	1,16	0,52
	DP (°C)	0,24	0,61	0,31
	CV (%)	55,81	52,58	59,61
3 (Transdutor em direção ao termopar cortical)	Média (°C)	0,46	0,87	1,34
	DP (°C)	0,15	0,23	0,34
	CV (%)	32,60	26,43	25,37

CAPÍTULO VI

DISCUSSÃO

Este capítulo discute de forma geral os resultados, pontuando itens relevantes e propondo ações de aprimoramento. Em seguida, as conclusões são declaradas no capítulo VII.

Foram projetados, construídos e caracterizados transdutores ultrassônicos terapêuticos de baixa intensidade, focalizados mediante a utilização de um conjunto de lentes acústicas, visando uma aplicação para pequenos animais.

Quanto ao mapeamento acústico, os transdutores não puderam ser excitados pelo gerador programado para pseudoartrose, devido à presença de temporizador neste, o que ocasionaria interrupção da excitação a cada 20 minutos (intervalo de tempo máximo pelo equipamento), comprometendo o mapeamento que dura cerca de 3 horas. Assim, o valor da intensidade no pico da pressão medido pelo hidrofone não corresponde à intensidade medida com a balança, pelo fato de não ter sido utilizada a mesma excitação em ambas as medições.

As varreduras realizadas no eixo ventral dos transdutores construídos estimaram distância focal entre 0,8 cm e 3,5 cm, valores bem menores que os transdutores terapêuticos convencionais (plano) que estão entre 7,8 cm e 14 cm (VALENTINI, 2006). A distância focal e a profundidade de campo medidas experimentalmente não corresponderam exatamente aos valores previstos teoricamente (Tabela V.2). Esta diferença pode ser decorrente tanto do reduzido número de feixes projetados geometricamente no método teórico, como de alinhamento imperfeito do transdutor com o sistema de coordenadas do tanque acústico. Outra fonte de erro pode ser causada pela posição inicial do hidrofone, levemente afastada da face do transdutor, para evitar contato.

Interessante constatar, que a simples remoção da lente convexa do transdutor CX-YJ (Tabela V.2) aumentou consideravelmente a distância, profundidade e área da região focal do transdutor C-YJ, enquanto praticamente reduziu pela metade a amplitude de pressão deste transdutor côncavo (Figura V.4). Esse decaimento era de se esperar, por possuir formação da região focal mais distante da face do transdutor em relação aos demais. Logo, a possibilidade de alterar parâmetros geométricos do feixe, por manipulação de

lentes acústicas apropriadas, torna a focalização mecânica um mecanismo prático e também economicamente vantajoso, como já mencionado por VIVES (2008).

Quanto ao parâmetro área de secção transversal do foco, seu valor é o ponto crucial na determinação da I_{SATA} na região focal. Igualmente, a potência acústica emitida pelo transdutor tem que ser adequada para ASTF focal, a fim de não ultrapassar a I_{SATA} focal de 30 mW.cm^{-2} . Embora existam algumas evidências que maiores intensidades de US também podem estimular o reparo ósseo (TSAI *et al.*, 1992), efeitos deletérios no osso podem ocorrer, especialmente pelo tempo prolongado da aplicação (TSAI *et al.*, 1991).

Na rotina de quantificar a potência emitida pelos transdutores, não foi realizado procedimento de calibração da balança acústica de forma repetitiva para constatar linearidade das medidas do sistema da balança (IEC 61161, 1998). Logo, é uma incerteza a considerar. Além disso, os valores de potência emitidos pelos transdutores deste trabalho com atenuador estão muito próximos e até aquém do limite inferior de registro da balança acústica (1 mW), o que vem a explicar os altos CV obtidos. Sugere-se outro mecanismo de obtenção da potência, como pela caracterização da sensibilidade do transdutor e ou calorimetria.

Ainda durante a quantificação da potência, assumiu-se que a absorção de US no meio de propagação da balança acústica é mínima, de forma que a potência de saída é considerada potência acústica na posição do alvo refletor de alumínio. Contudo, na realidade experimental ou clínica, a potência do US que atinge um sítio ósseo é menor do que a transmitida pelo transdutor, devido à atenuação de energia ultrassônica ao longo das camadas de tecidos desde a pele, gordura, músculo, hematoma até alcançar o local da fratura. Este fato é particularmente pertinente para estudos de US terapêuticos, em função das características teciduais da região a ser tratada variar de local para local e inter-indivíduos. Por sua vez, a proposta de focalização do feixe de US deste estudo tenta se ajustar à área, volume e profundidade da região a ser tratada, minimizando, portanto, as diferenças teciduais as quais podem influenciar na distribuição da energia do US, interações teciduais e, por último nas respostas terapêuticas.

Quanto ao aquecimento, para se obterem efeitos térmicos pela ação do US terapêutico convencional, o tecido deve ser aquecido entre 40° e 45° C por cinco a dez minutos (SPEED, 2001). Contudo, em todos os protocolos aqui executados, o aumento

máximo de temperatura alcançado não ultrapassou de 1,4° C. De forma análoga, Duarte (1983) também obteve baixa variação de temperatura no experimento. Neste seu estudo, a temperatura no local osteotomizado de fêmur de coelhos foi mensurada durante as estimulações ultrassônicas de 50 mW.cm⁻², pelo uso de termopar cromel-constantan calibrado e eletricamente isolado do meio. A média de variação de temperatura atingida foi menor que 0,01 °C.

Este pequeno aquecimento gerado pela aplicação do US de baixa intensidade vai ao encontro da hipótese de CLAES e WILLIE (2007), de que a propriedade predominante desta terapia seja micromecânica (atérmica).

Da observação do comportamento geral das curvas de aquecimento, nota-se que, nos primeiros 10 minutos da estimulação, ocorreu uma rápida elevação de temperatura, seguindo o aquecimento a uma taxa mais moderada, até o final da estimulação.

Em todas as posições do transdutor, o aquecimento máximo registrado ocorreu no termopar para qual o feixe acústico estava direcionado, como se esperava, tendo destaque os protocolos 2 e 3 em que estes termopares exibiram maiores diferenças de temperaturas, próximas de 1,4 °C. Uma possível explicação para a similaridade do aquecimento destes termopares é a alta atenuação do feixe acústico no phantom de osso cortical. Este fato indica ser o osso cortical mais influente do que o trabecular no padrão de aquecimento tecidual. Conforme sugestão encontrada na literatura (MOROS *et al.*, 2004), o aumento da temperatura em região adjacente da interface de phantom osso cortical-tecido mole sob exposição de US possa ser devido ao fato do US ser (i) altamente absorvido em osso, conduzindo calor para o phantom de revestimento e (ii) refletido na interface osso-tecido mole em vários graus dependendo do ângulo de incidência. Poderia-se supor, portanto, que tanto a região de fratura óssea como o entorno de osso cortical intacto sob a irradiação do feixe de US de baixa intensidade aquecem de forma similar, embora não haja relatos de osteogênese em torno do intacto (CLAES e WILLIE, 2007).

Comportamento atenuante análogo ocorreu em estudo das propriedades acústicas da região de pseudoartrose animal (FERREIRA *et al.*, 2010) em que este meio não homogêneo de complexa matriz de tecido de característica cartilaginosa com pequenos focos de formação óssea, de impedância acústica diferente do meio, gerou considerável reflexão.

Após a estimulação, o tempo de 10 min de registro não foi suficiente para observar

o completo resfriamento. Foi necessário aguardar um tempo maior para iniciar aquisição de dados de temperatura do aquecimento subsequente, a fim de evitar a influência do aquecimento residual.

Apesar dos resultados satisfatórios do mapeamento térmico, existem algumas limitações que merecem ser destacadas: (i) o reduzido aquecimento pode ser atribuído ao fato de o phantom de tecido mole (PVCP) utilizado nos experimentos apresentar um baixo coeficiente de atenuação ($0,57 \text{ dB.cm}^{-1}$ a 1 MHz), correspondente ao valor médio dos tecidos moles enquanto que no músculo este valor é maior ($1,2 \text{ dB.cm}^{-1}$); (ii) não foram calculados parâmetros térmicos dos phantoms ósseos comerciais; (iii) não foi elaborado nenhum tipo de sistema que simulasse a perfusão sanguínea, o que poderia contribuir para o resfriamento local na montagem experimental; (iv) o pequeno número de repetições pode ter colaborado para o elevado CV; (v) apesar do esforço visual de se posicionar o transdutor de forma que a região focal incidisse sobre o termopar não se pode garantir totalmente que os sinais coletados sejam desta região central, em função da não utilização de nenhuma técnica complementar (de imagem, por exemplo). Portanto, este procedimento necessita ser aperfeiçoado.

Entre os transdutores construídos, aqueles de revestimento de alumínio (diâmetro de 25 mm) apresentam-se mais vantajosos mecanicamente para aplicação focalizada em ratos, por exibirem formato mais compacto e estrutura mais leve. Por sua vez, o transdutor de maior diâmetro de PVC (CX-5A) permitiu agregar aproximação da região focal com ampliação da área de secção transversa, favorecendo maior grau de liberdade na aplicação do transdutor.

Cabe salientar que as cerâmicas utilizadas não tiveram todas suas propriedades elétrico-acústicas experimentalmente calculadas, pois não possuíam alguns parâmetros declarados e/ou não havia instrumentação disponível, não sendo possível esse tipo de comparação entre elas.

Os resultados deste trabalho foram obtidos usando um transdutor para cada tipo de lente acústica. Faz-se necessário, portanto, testar a repetibilidade do processo de fabricação, mediante a construção de outros transdutores semelhantes, pois o sucesso da construção também é dependente da habilidade, experiência e cuidado manual do operador.

Quanto à futura aplicabilidade destes transdutores construídos, além da

possibilidade do uso experimental e clínico para promoção da regeneração óssea, eles poderão auxiliar outros experimentos concomitantes do LUS que investigam a caracterização da pseudoartrose por US quantitativo. Esta caracterização colaborará no desenvolvimento de modelos apropriados de pseudoartrose em animais, o que permitirá aperfeiçoar o conhecimento de procedimentos terapêuticos, como o tratamento por US de baixa intensidade abordado nesta dissertação.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÃO

Foram projetados, construídos e caracterizados transdutores acústicos para aplicações terapêuticas de baixa intensidade (em torno de 30 mW.cm^{-2}), com focalização mecânica por diversos tipos de lentes, cada qual possibilitando a geração de feixes convergentes a diferentes profundidade. Os mesmos poderão ser utilizados, futuramente, na promoção da ossificação de pseudoartrose, em modelo experimental.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AIUM, 1992, “Acoustic Output Measurement and Labeling Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment”.

BRIGHTON, C. T., BLACK, J., FRIEDENBERG, Z. B., *et al.*, 1981, “A multicenter study of the treatment of non-union with constant direct current”, *J Bone Joint Surg*, v. 63-A, n. 1, pp. 2-13.

BUSSE, J. W., BHANDARI, M., KULKARNI, A. V., *et al.*, 2002, “The effect of low-intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis”, *CMAJ*, v. 166, n. 4, pp. 437-441.

CHANG, W. H., SUN, J. S., CHANG, S. P., LIN J. C., 2002, “Study of thermal effects of ultrasound stimulation on fracture healing”, *Bioelectromagnetics*, v. 23, pp. 256-263.

CHAPELON, J-Y., CATHIGNOL, D., CAIN, C., 2000, “New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 26, n. 1, pp. 153-159.

CHARMAN, R. A., 1990, “Strain generated potentials in bone and connective tissue”, *Physiotherapy*, v. 76, n. 11, pp. 725-730.

CHEEKE, J. D. N., 2002, *Fundamentals and Applications of Ultrasonic Waves*. CRC Press.

CLAES, L., WILLIE, B., 2007, “The enhancement of bone regeneration by ultrasound”, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 93, pp. 384-398.

COBBOLD, R. S. C., 2007, *Foundations of biomedical ultrasound*. Oxford University Press.

COLUCCI, A. R. S., 2002, *Efeitos do ultrassom de baixa intensidade na osseointegração de implantes de titânio em tibia de coelho: avaliação histomorfométrica e mecânica*. Tese de M.Sc., EESC, São Carlos, SP, Brasil.

DOW CHEMICAL COMPANY, 1999, “Dow liquid Epoxy Resins”, *Technical Catalogue*.

DUARTE, L. R., 1983, “The stimulation of bone growth by ultrasound”, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 101, pp. 153-159.

DUARTE, L. R., XAVIER, C. A., CHOFFIE, M., McCABE, J. M., 1996, “Review of nonunions treated by pulsed low-intensity ultrasound”, *Société Internationale de Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie (SICOT)*, PZ110-PDS80.

DUNCAN, R. L., HRUSKA, K. A., 1994, "Chronic, intermittent loading alters mechanosensitive channel characteristics in osteoblast-like cells", *Am J Physiol*, v. 267, pp. F909-F914.

DUTTON, M., 2010, *Fisioterapia Ortopédica: Exame, avaliação e intervenção*. 2ª ed. Artmed.

EDMONDS, P. D., ABRAMOWICZ, J. S., CARSON, P. L., *et al.*, 2005, "Guidelines for *Journal of Ultrasound in Medicine* authors and reviewers on measurement and reporting of acoustic output and exposure", *J Ultrasound Med*, v. 24, pp. 1171-1179.

EINHORN, T. A., 1995, "Enhancement of fracture-healing", *J Bone Joint Surg Am*, v. 77, pp. 940-956.

FERIL, L. B. Jr., TACHIBANA, K., OGAWA, K., YAMAGUCHI, K., SOLANO, I. G., IRIE, Y., 2008, "Therapeutic potential of low-intensity ultrasound (part 1): Thermal and sonomechanical effects", *J Med Ultrasonics*, v. 35, pp. 153-160.

FERREIRA, M. L., MATUSIN, D. P., MACHADO, C. B., SILVA, P. C., MELLO, N. B., AMARAL, A. C., FRANCO, R. S., PEREIRA, W. C. A., SCHANAIDER, A., 2010, "Characterization of pseudarthrosis with ultrasound backscattered signals in rats", *Acta Cirúrgica Brasileira*, v. 25, n. 1, pp. 2010-2013.

FISH, P., 1999, *Physical and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. Nova York, John Wiley & Sons.

GALLEGO-JUÁREZ, J. A., 1989, "Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers", *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, v. 22, pp. 804-816.

GEBAUER, D., MAYR, E., ORTHNER, O., *et al.*, 2005, "Low-intensity pulsed ultrasound: effects on nonunions", *Ultrasound in Med. & Bio.*, v. 11, n. 10, pp. 1391-1402.

GONÇALEZ, V., 2006, *Modificação de resina epoxídica com poliéter e poliéster e sua utilização em compósitos com fibra de carbono*. Dissertação M.Sc., IMA/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

GUO, N., CAWLEY, P., 1991, "Transient response of piezoelectric disc to applied voltage pulses", *Ultrasonics*, v. 29, n. 3, pp. 208-217.

HECKMAN, J. D., SARASOHN-KAHN, J., 1997, "The economics of treating tibia fractures. The cost of delayed nonunions", *Bull Hosp Joint Dis*, v. 56, pp. 63-72.

HEDRICK, W. R., HYKES, D. L., STARCHMAN, D. E., 1994, *Ultrasound Physics and Instrumentation*. 3ª ed. Mosby.

HIETANIEMI K., PAAVOLAINEN, P., PENTTIENEN, R., 1996, "Connective tissue

parameters in experimental nonunion”, *J Orthop Trauma*, v. 10, n. 2, pp. 114-118.

ICHINOSE, R. M., 1992, *Projeto de construção de lentes para transdutores ultrassônicos*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ICHINOSE, R. M., MACHADO, J. C., 1994, “Basic considerations of acoustic lenses for ultrasonic transducers”, *Medical Progress through Technology*, v. 20, pp. 53-58.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION - 61689, 2007, “Ultrasonics-Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0.5 to 5 MHz”, *IEC*, 2 ed., Geneva.

JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J., 1990, *Histologia básica*. 7ª edição. Rio de Janeiro, Editora Guanabara, pp. 113-114.

KAMAKURA, T., MATSUDA, K., KUMAMOTO, Y., 1995, “Acoustic Streaming induced in focused Gaussian beams”, *J Acoust Soc Am*, v. 97, n. 1, pp. 2740-2746.

LI, J. K., CHANG, W. H., LIN, J. C., *et al.*, 2003, “Cytokine release from osteoblasts in response to ultrasound stimulation”, *Biomaterials*, v. 24, pp. 2379-2385.

LIRANI, A. P. R., CASTRO, M. L., 2005, “Evidências da ação de agentes físicos sobre o metabolismo do tecido ósseo e seus potenciais usos clínicos”, *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia*, v. 49, n. 6 (Dez), pp. 891-896.

MAGGI, L. E., MONTEIRO, E. E. C., BASTO, R. L. Q., *et al.*, 2008, “Desenvolvimento de materiais mimetizadores das propriedades acústicas de tecidos biológicos à base de silicone”, *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Salvador, Bahia, Brasil, 16-20 de dezembro, pp. 1082-1085.

MALIZOS, K. N., HANTES, M. E., PROTOPAPPAS, V., *et al.*, 2006, “Low-intensity pulsed ultrasound for bone healing: An overview”, *Injury, Int. J. Care Injured*, v. 37S, pp. S56-S62.

MANDT, P. R., GERSHUNI, D. H., 1987, “Treatment of nonunion of fractures in the epiphyseal-metaphyseal region of long bones”, *J Orthop Trauma*, v. 1, pp. 141-151.

MAYR, E., WAGNER, S., ECKER, M., *et al.*, 2002, “Is low-intensity ultrasound effective in treatment of disorders of fracture healing?”, *Unfallchirurg*, v. 105, pp. 108-115.

MONTEIRO, V., 2003, *Desenvolvimento de um protocolo para construção e caracterização de transdutor ultrassônico*. Tese de M.Sc., UNICAMP, Campinas, SP, Brasil.

MOROS, E. G., NOVAK, P., STRAUBE, W. L., KOLLURI, P., YABLONSKIY, D. A., MYERSON, R. J., 2004, “Thermal contribution of compact bone to intervening tissue-like media exposed to planar ultrasound”, *Phys. Med. Biol.*, v. 49, pp. 869-886.

MURPHY, R. V., 1981, "Toroidal, Conical and Spherical Lenses in Ultrasonic Inspection", *Materials Evaluation*, v. 39, pp. 391-395.

OHMIC INSTRUMENTS co., 1998, *Ultrasound Power Meter Models UPM-DT-1 & 10. Operating Manual*.

NOLTE, P. A., KRANS, A. V. D., PATKA, P., *et al.*, 2001, "Low-intensity pulsed ultrasound in the treatment of nonunions", *J Trauma*, v. 51, pp. 693-703.

OTHMEN, K., 1993, "Composite material to detergency". *Encyclopedia of chemical Technology*, v. 7, 4 ed. New York, Wiley.

PHILLIPS, A. M., 2005, "Overview of the fracture healing cascade", *Injury, Int. J. Care Injured*, v. 36S, pp. S5-S7.

PROTOPAPPAS, V. C., BAGA, D., FOTIADIS, D. I., 2005, "Na ultrasound wearable system for the monitoring and acceleration of fracture healing in long bones", *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 52, pp. 1597-1608.

RAWOOL, D., GOULBERG, B., FORSBERG, F., *et al.*, 1998, "Power doppler assessment of vascular changes during fracture treatment with low-intensity ultrasound", *Trans Radiol Soc North Am*, v. 83, pp.1185.

ROMANO, C. L., ROMANO, D., LOGOLUSO, N., 2009, "Low-intensity pulsed ultrasound for the treatment of bone delayed union or nonunion: a review", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 35, n. 4, pp. 529-536.

ROMPE, J. D., ROSENDAHL, T., SCHOLLNER, C., THEIS, C., 2001, "High-energy extracorporeal shock wave treatment of nonunions", *Clin Orthop Relat Res*, pp. 102-111.

RUBIN, C., BOLANDER, M., RYABY, J. P., *et al.*, 2001, "The use of low-intensity ultrasound to accelerate the healing of fractures", *J Bone Joint Surg Am*, v. 83-A, pp. 259-270.

RUTTEN, S., NOLTE, P. A., KORSTJENS, C. M., 2008, "Low-intensity pulsed ultrasound increases bone volume, osteoid thickness and mineral apposition rate in the area of fracture healing in patients with a delayed union of the osteotomized fibula", *Bone*, v. 43, pp. 348-354.

SCOTT, G., KING, J. B., 1994, "A prospective, double-blind trial of electrical capacitive coupling in the treatment of non-union of long bones", *J Bone Joint Surg*, v. 76-A, n. 6, pp. 820-826.

SISKA, P. A., GRUEN, G. S., PAPE, H. C., 2008, "External Adjuncts to enhance fracture healing. What is the role of ultrasound?", *Injury*, v. 39, n. 10, pp. 1095-1105.

SMITH, V. A., WRIGHT, T. W., 1999, "Nonunion of the distal radius", *J Hand Surg Br*, v. 24, n. 5, pp. 601-603.

TAKIKAWA, S., MATSUI, N., KOKUBU, T., *et al.*, 2001, "Low-intensity pulsed ultrasound initiates bone healing in rat nonunion fracture mode", *J Ultrasound Med*, v. 20, pp. 197-205.

TSAI C., CHANG WH., LIU T., SONY G., 1991, "Ultrasound an affect bone healing both locally and systemically", *Chin J. Physiol.*, v. 34, pp. 213-222.

TSAI CL., CHANG WH., LIU TK., 1992, "Preliminary studies of duration and intensity of ultrasonic treatments on fracture repair", *Chin J Physiol*, v. 35, pp. 21-26.

VALENTINI, E. A., 2006, *Avaliação do campo acústico gerado pelos aparelhos de ultrassom terapêutico do programa de pós-graduação interunidades em bioengenharia, de acordo com a norma NBR-IEC 1689*. Tese de M.Sc., EESC, São Carlos, SP, Brasil.

VENTURI, J. J., 2003, *Cônicas e quadráticas*. 5ª ed. Curitiba, ISBN.

VIVES, A. A., 2008, *Piezoelectric Transducers and Applications*. 2 ed. Springer.

WARDEN, S. J., BENNELL, K. L., McMEEKEN, J. M., *et al.*, 2000, "Acceleration of fresh fracture repair using the sonic accelerated fracture healing system (SAFHS): A review", *Calcif Tissue Int*, v. 66, pp. 157-163.

WARDEN, S. J., FUCHS, R. K., KESSLER, C. K., AVIN, K. G., CARDINAL, R. E., STEWART, R. L., 2006, "Ultrasound produced by a conventional therapeutic ultrasound unit accelerates fracture repair", *Physical Therapy*, v. 86, n. 8, pp. 1118-1127.

WELGUS, H. G., JEFFREY, J. J., EISEN, A. Z., ROSWIT, W. T., STRICKLIN, G. P., 1985, "Human skin fibroblast collagenase: interaction with substrate and inhibitor", *Coll. Relat. Res.*, v. 5, n. 2, pp. 167-179.

WU, C-C., LEWALLEN, D. G., BOLANDER M. E., 1996, "Exposure to low-intensity ultrasound stimulates aggrecan gene expression by cultured chondrocytes", *Trans Orthop Res Soc*, v. 21, pp. 622.

XAVIER, C. A. M., DUARTE, L. R., 1983, "Ultrasonic Stimulation of Bone Calus: Clinical Application", *Rev. Brazil. Orthop.*, v. 18, pp. 73-80.

CAPÍTULO IX

APÊNDICE

IX.1 – PROPRIEDADES DOS MATERIAIS DAS LENTES

IX.1.1 - Principais características da resina epóxi (Araldite® GY257)

A resina epóxi é um polímero com resistência química, térmica, adesiva e com específicas propriedades acústicas (Tabela VIII.1) (OTHMEN, 1993). Antes do seu processo de cura, é um material em estado líquido viscoso (DOW CHEMICAL COMPANY, 1999). Para que ela se torne um sólido termorrígido e insolúvel é necessário que ocorram mecanismos para a formação molecular de ligações cruzadas, e este é o chamado processo de cura. Os agentes de cura, também denominados endurecedores, mais comuns (como o aradur® 2963) promovem cura rápida à temperatura ambiente. Após esta secagem, a resina epóxi apresenta boa estabilidade térmica, alta resistência e baixo coeficiente de expansão (GONÇALEZ, 2006).

IX.1.2 - Principais características do Silicone RTV615

O RTV (*Room Temperature Vulcanization*) 615 (*General Eletric*®) é um produto à base de silicone, constituído de uma solução de dois componentes viscosos (RTV 615 A: RTV 615 B) que, quando misturados em uma certa proporção, dão início ao processo de cura, mesmo em temperatura ambiente (MAGGI *et al.*, 2008). Suas propriedades acústicas são apresentadas na tabela IX.1.

IX.1.3 - Medição dos parâmetros acústicos dos materiais das lentes e do mapeamento térmico:

O comportamento acústico (coeficiente de atenuação e velocidade de propagação) dos materiais das lentes e do mapeamento térmico foram avaliados pelo método

transmissão-recepção. Previamente, foi montado bloco de resina, silicone e PVC. Após a secagem, a espessura dos mesmos e de uma amostra do *phantom* de tecido cortical foi medida com paquímetro de aço analógico (*SOMET*, Czechoslovakia). Para a aquisição dos sinais empregaram-se dois transdutores de frequência nominal 1 MHz, os quais foram alinhados em oposição, com bloco experimental no meio, apoiados em um suporte dentro de um tanque acústico com água destilada a 25 °C. Foram realizadas 10 medições. Os sinais foram processados em *software* desenvolvido em *LabView*® 8.2. Realizou-se o mesmo protocolo anterior com os demais blocos e o *phantom*. A média dos valores encontrada é apresentada na tabela IX.1

Tabela IX.1: Valores nominais e experimentais da velocidade acústica e da atenuação dos materiais utilizados nas lentes e no mapeamento térmico

Materiais	Propriedades acústicas		Média (\pm Desvio Padrão)
Resina epóxi	Velocidade (m.s^{-1})	Nominal	2650
		Calculado	2196 (\pm 17,04)
	Atenuação (dB.cm^{-1})	Nominal	-
		Calculado	5.28 (\pm 0,19)
Silicone RTV615	Velocidade (m.s^{-1})	Nominal	1050
		Calculado	1136 (\pm 0,26)
	Atenuação (dB.cm^{-1})	Nominal	-
		Calculado	0.82 (\pm 0,06)
Phantom de osso cortical	Velocidade (m.s^{-1})	Nominal	-
		Calculado	2700 (\pm 9,80)
	Atenuação (dB.cm^{-1})	Nominal	-
		Calculado	5.20 (\pm 0,80)
Phantom de tecido mole (PVC)	Velocidade (m.s^{-1})	Nominal	
		Calculado	1400 (\pm 20,00)
	Atenuação (dB.cm^{-1})	Nominal	
		Calculado	0.57 (\pm 0,02)

IX.2 – CALIBRAÇÃO DOS TERMOPARES

IX.2.1 – Métodos para calibrar termopar

A calibração do termopar tem como objetivo obter maior exatidão e segurança do mecanismo operacional dos sensores de temperatura.

Existem duas técnicas de se aferir sensores de temperatura: a calibração absoluta (ou por pontos fixos) e a calibração por comparação, a qual é mais precisa e mais fácil obtenção.

Este método de comparação baseia-se na observação da diferença entre o sinal gerado por um sensor padrão (referência) com o sinal do sensor a ser calibrado, ambos no mesmo termostato. Para manter controle e estabilização da temperatura deste ambiente, usam-se diferentes tipos de banhos e fornos. Espera-se um tempo de equilíbrio para a completa homogeneização da temperatura do meio com os sensores a serem calibrados. Em seguida, faz-se a leitura dos sinais gerados tanto do padrão como dos sensores em teste e corrige-se o desvio do padrão. Após estes procedimentos, eleva-se a temperatura do banho ou do forno para o próximo valor pré-estabelecido e repetem-se os itens anteriores, seguindo esta sequenciação para as diversas temperaturas.

IX.2.2 - Procedimento de calibração dos termopares utilizados

Realizou-se a calibração dos termopares no Laboratório de Transmissão e Tecnologia do Calor (LTTC), pelo método de comparação. Para tanto, os termopares foram inseridos em um banho ultracriostático a álcool, de temperatura controlada (Figura IX.1). Após um tempo de estabilização de 30 min, fez-se a medição comparativa entre os sinais gerados do conjunto termopar/medidor *Cappo 10* (objeto da calibração) com a indicação da leitura do padrão (termômetro digital *Hertco 850C*) (Figura IX.2). Em seguida, repetiu-se todo o procedimento para cada uma das temperaturas pré-determinadas.



Figura IX.1: Banho ultracriostático.

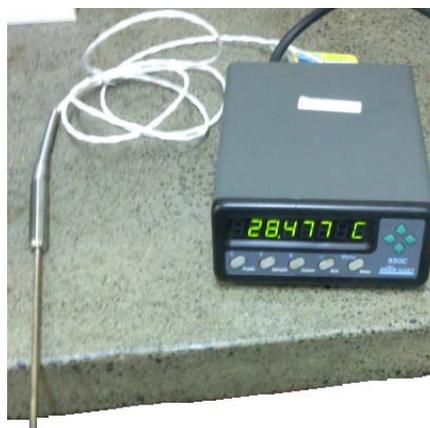


Figura IX.2: Termômetro digital.

IX.2.3 – Resultados da calibração dos termopares

O resultado da calibração consistiu nos valores corrigidos de temperatura em cada ponto de calibração e sua respectiva incerteza de medição (Tabela IX.2).

Tabela IX.2.: Estimativa da correção e respectiva incerteza expandida em cada ponto ao longo da faixa de calibração dos termopares.

Termopar	Leitura (°C)	Valor corrigido (°C)	Correção (°C)	Incerteza expandida
Cortical	20	19,3129	0,6871	0,2882
	25	24,2928	0,7072	0,3019
	30	29,2727	0,7273	0,2906
	35	34,2526	0,7474	0,2941
	40	39,2325	0,7675	0,2885
Trabecular	20	19,0686	0,9314	0,2883
	25	24,0560	0,9440	0,3069
	30	29,0435	0,9565	0,2886
	35	34,0309	0,9691	0,2896
	40	39,0184	0,9816	0,2903
Interface	20	19,4137	0,5863	0,2977
	25	24,3189	0,6811	0,2884
	30	29,2241	0,7759	0,2901
	35	34,1293	0,8707	0,2928
	40	39,0345	0,9655	0,2942

A partir dos valores da tabela anterior, foram traçadas as curvas de calibração dos três termopares (Figura IX.3) e obtidas as respectivas equações de correlação (Equações nº 6, 7 e 8), em matriz gerada pelo programa MATLAB.

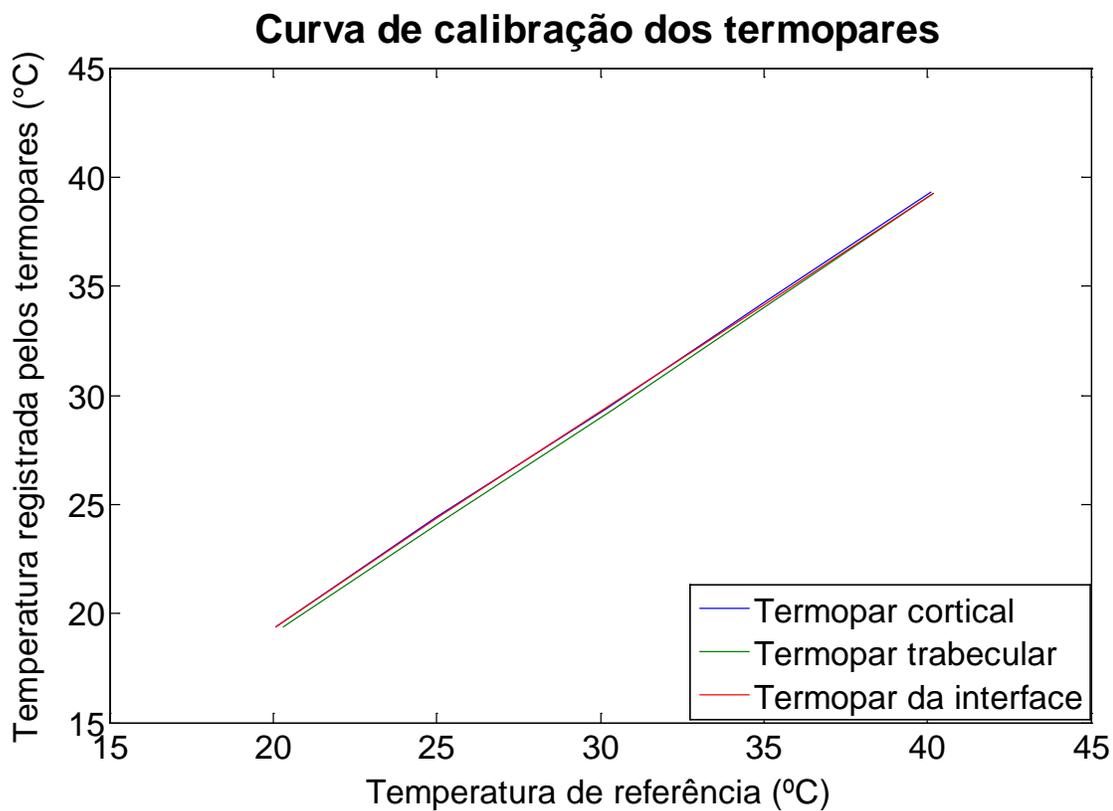


Figura IX.3.: Curvas de calibração dos termopares.

$$0,9948x - 0,5746 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (6)$$

$$0,9973x - 0,8785 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (7)$$

$$0,9830 - 0,2689 = y \quad R^2 = 1,000 \quad (8)$$

Observa-se que as equações de correlação estão aproximadas do ideal, ou seja, coeficientes angulares próximos à unidade e coeficiente linear em torno de zero.