

**CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO PARA VERIFICAR ÁREA DE  
RADIAÇÃO EFICAZ EM ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO**

Karen de Almeida Coelho

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.

Orientadores: Wagner Coelho de  
Albuquerque Pereira  
Marco Antonio von Krüger

Rio de Janeiro  
Novembro de 2017

CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO PARA VERIFICAR ÁREA DE  
RADIAÇÃO EFICAZ EM ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO

Karen de Almeida Coelho

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. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

---

Prof. Marco Antonio von Krüger, Ph.D.

---

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

---

Prof<sup>a</sup>. Thaís Pionório Omena, D.Sc.

---

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

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

NOVEMBRO DE 2017

Coelho, Karen de Almeida

Corpo de prova termocromático para verificar área de radiação eficaz em ultrassom fisioterapêutico / Karen de Almeida Coelho. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2017.

XVI, 49 p.: il., 29,7 cm

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antonio von Krüger

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 30-31

1. Área de Radiação Eficaz (ERA). 2. Corpo de prova termocromático. 3. Ultrassom fisioterapêutico. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedico esta dissertação a Deus,  
pois ele é o Senhor da minha vida.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me trazido para o PEB, por ter me dado forças e me sustentado em cada etapa durante o mestrado e por ter me direcionado em cada decisão com muito carinho e com sua mão forte.

Agradeço a meus pais Delci e Elisete, que sempre me ajudaram para eu estar aqui e por terem me dado todo suporte que eu precisava pois sem vocês eu não existiria. Agradeço a toda minha família que sempre me apoiou, ao Fabrício, Natan, Alan, Alessandro.

Agradeço ao meu namorado Emanuel que sempre quando eu precisei estava ao meu lado. Agradeço também a toda a sua família, a Iris, Anita, Raquel, Aremar, Eduardo, Rafael... e todas as crianças, que sempre me trouxeram muita alegria.

Meu agradecimento também a toda família da Igreja Cristã Maranata que sempre orou por mim. Aos Pastores Vanderlei e Justino obrigada por toda atenção. Aos irmãos do Culto do Alojamento, meu muito obrigada, pois vocês sempre me deram muita força e através deste culto o Senhor tem nos abençoado ricamente.

Aos meus orientadores Wagner e Markão preciso fazer um agradecimento especial, pois sempre tornaram a minha vida mais fácil durante o mestrado e me ajudaram no laboratório e no meu desenvolvimento quanto pessoa. Professor Wagner, o senhor me auxiliou em um momento muito importante, me dando muitos conselhos e me ajudando a enxergar o que estava bem na minha frente e eu não via. O senhor foi uma peça fundamental no meu caminho e se tornou muito mais do que um orientador, se tornou um amigo e um irmão em Cristo, com quem eu pude compartilhar muitos bons momentos. Aprendi a falar matemática com chineses e vou levar por toda minha vida o conceito de que “aluno é um bicho parecido com gente”. Markão, o senhor me ajudou a ver tudo de uma maneira muito mais divertida, ver as suas sonocas e ouvir as suas risadas sempre foi muito bom. Os senhores têm uma inteligência admirável e juntos se completam, permitindo que o LUS seja essa grande família onde todos gostam de estar e viver.

A todos os meus colegas do laboratório tenho que agradecer com muito carinho pois a minha vida sempre fez sentido ao lado de vocês. Às vezes eu até pensava que eu era a mais normal, mais depois eu via que somos todos iguais dentro de um lugar com diversas pessoas que pensam diferente mais tem alguns mesmos objetivos. A Thaís, o Lucas, a Andréia, ao Rodrigo, a Emanuele, a Marcele e a todos os demais com o mesmo

carinho, muito obrigada. Quero também agradecer a Rejane e ao André, pois vocês me ajudaram muito com os programas e as bolachas, sem vocês esse trabalho não teria acontecido. A você Lúcio Lúcio, claro que eu tinha que falar de maneira separada, pois passamos por muitas coisas juntos e em meio a tantas brigas e confusões sempre fomos grandes amigos, muito obrigada pela tua amizade e pelo teu carinho.

Quero agradecer a todos os meus amigos, mais em especial a minha amiga Dominique, que me trouxe para fazer a prova do Mestrado e se não fosse por isso eu nunca teria chegado até aqui. Nick, você é a irmã que eu não tive e que Deus me deu de presente.

Muito obrigada a todos que me ajudaram até aqui. Que Deus possa iluminar e guiar pelo caminho certo a vida de cada um de vocês.

*“Rir muito e com frequência; ganhar o respeito de pessoas inteligentes e o afeto das crianças; merecer a consideração de críticos honestos e suportar a traição de falsos amigos; apreciar a beleza, encontrar o melhor nos outros; deixar o mundo um pouco melhor, seja por uma saudável criança, um canteiro de jardim ou uma redimida condição social; saber que ao menos uma vida respirou mais fácil porque você viveu. Isso é ter tido sucesso. ”*

(Ralph Waldo Emerson)

*“Por isso, vos digo: não andeis ansiosos pela vossa vida, quanto ao que haveis de comer ou beber; nem pelo vosso corpo, quanto ao que haveis de vestir. Não é a vida mais do que o alimento, e o corpo, mais do que as vestes? Observai as aves do céu: não semeiam, não colhem, nem ajuntam em celeiros; contudo, vosso Pai celeste as sustenta. Porventura, não valeis vós muito mais do que as aves? Qual de vós, por ansioso que esteja, pode acrescentar um côvado ao curso da sua vida? E por que andais ansiosos quanto ao vestuário? Considerai como crescem os lírios do campo: eles não trabalham, nem fiam. Eu, contudo, vos afirmo que nem Salomão, em toda a sua glória, se vestiu como qualquer deles. Ora, se Deus veste assim a erva do campo, que hoje existe e amanhã é lançada no forno, quanto mais a vós outros, homens de pequena fé? Portanto, não vos inquieteis, dizendo: Que comeremos? Que beberemos? Ou: Com que nos vestiremos? Porque os gentios é que procuram todas estas coisas; pois vosso Pai celeste sabe que necessitais de todas elas; buscai, pois, em primeiro lugar, o seu reino e a sua justiça, e todas estas coisas vos serão acrescentadas. Portanto, não vos inquieteis com o dia de amanhã, pois o amanhã trará os seus cuidados; basta ao dia o seu próprio mal. ”*

(Mateus 6: 25-34)

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

## CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO PARA VERIFICAR ÁREA DE RADIÇÃO EFICAZ EM ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO

Karen de Almeida Coelho

Novembro/2017

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

O ultrassom fisioterapêutico atualmente é amplamente utilizado no tratamento de diversos quadros clínicos. Porém, para a utilização correta e segura destes equipamentos, a relação intensidade nominal *versus* intensidade verdadeira deve ser conhecida para que se possa promover um tratamento adequado e seguro. Para tanto é preciso que os parâmetros área de radiação eficaz (ERA) e a potência de saída dos transdutores sejam conhecidos. A determinação da ERA segundo a norma é um procedimento especializado e não facilmente disponível e a medição da potência de saída requer uma balança de radiação. Assim, corpos de prova com materiais termocromáticos tem sido desenvolvidos como uma forma qualitativa e de baixo custo para avaliação da ERA com objetivo de verificar a relação quantitativa entre a área aquecida do corpo de prova termocromático e a área de radiação eficaz (ERA) real de transdutores de ultrassom aplicados a fisioterapia, foi utilizado o protocolo desenvolvido por Costa (2015), utilizando os próprios equipamentos para excitar os transdutores durante a coleta de imagens do corpo de prova. Foram obtidas relações lineares e quantitativas, mostrando que é possível estimar a ERA através da mancha termocromática. Isto possibilita também a verificação periódica dos equipamentos utilizando os materiais termocromáticos propostos, podendo observar variações na ERA e existência de pontos quentes nos transdutores.

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

THERMOCROMATIC TEST BODY TO VERIFY EFFECTIVE RADIATION AREA  
IN PHYSIOTHERAPY ULTRASOUND

Karen de Almeida Coelho

November/2017

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Marco Antônio von Krüger

Department: Biomedical Engineering

Nowadays physiotherapeutic ultrasound is largely used to treat different clinical conditions. However to the safety use of the equipment, the nominal intensity *versus* measured intensity curve must be known, and, thus, the effective radiation area (ERA) and output power need to be known. The ERA determination according to Norm is a specialized procedure not easily available, thus while the power output of transducers require radiation force balances. Test-objects made with thermochromic materials have been developed as a low cost option with the objective of verifying the quantitative relation between the heated area of thermochromic test-object and the ERA of ultrasound transducers applied to physiotherapy. The protocol developed by Costa (2015) was used, with the physiotherapeutic equipment exciting the transducers during data acquisition in the test-objects. Linear and quantitative relationships were obtained, showing that it is possible to estimate the ERA from the thermal spot. It also opens the possibility of periodic verification of devices using the proposed thermochromic test-objects, observing ERA variations and hot spots on the transducers.

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>introdução .....</b>	<b>1</b>
1.1	OBJETIVOS.....	4
1.1.1	OBJETIVO GERAL .....	4
1.1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
<b>2</b>	<b>Revisão da literatura .....</b>	<b>5</b>
2.1	onda ultrassônica .....	5
2.2	transdutor e material piezoelétrico .....	5
2.3	Potência, intensidade e ERA .....	6
2.4	Materiais termocromáticos .....	7
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>11</b>
3.1	Equipamentos de ultrassom terapêutico .....	11
3.2	Confecção dos corpos de prova.....	11
3.3	OBTENÇÃO DA ERA.....	12
3.4	POTÊNCIA ULTRASSÔNICA.....	14
3.5	erro relativo percentual.....	15
3.6	OBTENÇÃO DAS IMAGENS TÉRMICAS.....	15
3.7	ERA x ÁREA AQUECIDA E MODELOS POLINOMIAIS.....	18
<b>4</b>	<b>Resultados .....</b>	<b>19</b>
4.1	Cálculo da ERA.....	19
4.2	imagens no corpo de prova termocromático .....	19
4.3	Processamento das imagens térmicas .....	20
4.4	Relação da era com as imagens térmicas.....	22

<b>5</b>	<b>Discussão .....</b>	<b>26</b>
<b>6</b>	<b>conclusão .....</b>	<b>29</b>
<b>7</b>	<b>Referências .....</b>	<b>30</b>
<b>8</b>	<b>Apêndice .....</b>	<b>32</b>
8.1	Curvas de potência.....	32
8.2	Frequência de excitação dos transdutores para mapeamento da ERA .....	45
8.3	ERAs mapeadas .....	46
8.4	Erro relativo percentual da ERA .....	49

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Esquema de montagem de um ultrassom utilizado em fisioterapia. .... 6
- Figura 2: Ilustração do tanque acústico onde foram mapeadas as ERAs dos transdutores. As letras X, Y e Z correspondem aos eixos onde a haste que segura o hidrofone pode se movimentar. .... 13
- Figura 3: Esquema da montagem da balança de força de radiação ..... 14
- Figura 4: **A** – Montagem experimental para aquisição das imagens térmicas. A distância entre a câmera e o corpo de prova termocromático na superfície do adaptador é de 15 cm; **B** – Exemplo da aquisição das imagens. Pode-se perceber a mancha térmica no corpo de prova termocromático e a imagem captada pela câmera. **C** – Observa-se o transdutor com face metálica, o adaptador de PVC, e o corpo de prova termocromático em verde. .... 17
- Figura 5: O gráfico mostra os dados da Tabela 7. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas dos transdutores de 3 MHz, intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico. .... 23
- Figura 6: O gráfico mostra os dados da Tabela 8. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas do transdutor de 1 MHz e intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico. .... 24
- Figura 7: O gráfico mostra os dados da Tabela 9. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz e intensidade real de  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico. .... 25
- Figura 8: Corpo de prova sendo irradiado por transdutor de 1 MHz com intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Observa-se a fumaça sendo provocada pela queimadura no corpo de prova. .... 27
- Figura 9: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 1. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas. .... 34
- Figura 10: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 2. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas. .... 37
- Figura 11: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 3. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas. .... 40
- Figura 12: Gráfico mostrando o transdutor de 3 MHz do equipamento 4. Nota-se a equação e o  $R^2$  na reta. .... 42
- Figura 13: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 5. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas. .... 45
- Figura 14: Equipamento 1. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz. .... 46

Figura 15: Equipamento 2. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz..... 47

Figura 16: Equipamento 3. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz..... 47

Figura 17: Equipamento 4. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz..... 48

Figura 18: Equipamento 5. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz..... 48

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Descrição dos equipamentos utilizados.....	11
Tabela 2: ERA para cada um dos transdutores.....	19
Tabela 3: Intensidades utilizadas nos transdutores para irradiar os corpos de prova termocromáticos com $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .....	20
Tabela 4: Intensidades utilizadas nos transdutores para irradiar os corpos de prova termocromáticos com $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .....	20
Tabela 5: Áreas térmicas obtidas após o processamento das imagens capturadas com os transdutores emitindo $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .....	21
Tabela 6: Áreas obtidas após o processamento das imagens capturadas com os transdutores emitindo $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .....	22
Tabela 7: Relação entre o valor da ERA e a média das manchas térmicas dos transdutores de 3 MHz e intensidade real de $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .....	23
Tabela 8: Relação do valor da ERA com a média das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz, intensidade real de $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .....	24
Tabela 9: Relação do valor da ERA com a média das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz, intensidade real de $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .....	25
Tabela 10: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 1, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	32
Tabela 11: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 1, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	33
Tabela 12: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 2, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	35
Tabela 13: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 2, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	36
Tabela 14: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 3, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de	

20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	38
Tabela 15: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 3, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	39
Tabela 16: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 4, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	41
Tabela 17: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 5, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	43
Tabela 18: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 5, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013). .....	44
Tabela 19: Frequência utilizada no gerador de sinais para excitar cada um dos transdutores.....	46
Tabela 20: Erro relativo percentual, comparando o valor da ERA encontrado, com o valor da área indicado pelo fabricante. Valores acima de 20% e abaixo de – 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013) .....	49

## 1 INTRODUÇÃO

O ultrassom é uma onda mecânica de frequência acima de 20.000 Hz. As frequências ultrassônicas normalmente utilizadas em medicina estão em uma faixa entre 1 e 20 MHz. Por ser uma onda mecânica, precisa de um meio físico para se propagar e este fato é usado para promover os efeitos desejados (SHUNG, 2006), como na terapia. Alguns exemplos de aplicação do ultrassom são: em *peeling* para limpeza de pele, em umidificadores de ar, em radares de velocidade no trânsito, em ultrassonografias para diagnósticos médicos, com *Doppler* para avaliar o fluxo sanguíneo, em tratamentos estéticos corporais e para recuperação muscular ou óssea.

Segundo Goldberg e Kimmelman (1988, *apud* Shung, 2006, p.1) o estudo sobre ultrassom de imagem começou a se desenvolver durante a segunda guerra mundial, no final dos anos 1940, a partir da utilização de sonares e radares.

Na Fisioterapia, o ultrassom é utilizado há muitos anos, porém ainda existem vários aspectos técnicos e científicos que podem afetar a eficácia no tratamento. Para fins fisioterapêuticos, o ultrassom normalmente é utilizado nas frequências de 1 MHz e 3 MHz. A frequência de 3 MHz atinge uma profundidade menor, porque é rapidamente atenuada, já a frequência de 1 MHz atinge uma profundidade tecidual maior (SHUNG, 2006).

Os transdutores de ultrassom utilizados em Fisioterapia em geral possuem uma cerâmica circular com características piezoelétricas (SHUNG, 2006). Estes transdutores possuem uma área de radiação eficaz (ERA, do inglês: *Effective Radiation Area*) que pode ser determinada por métodos descritos pela *International Electrotechnical Commission - IEC 61689* (2013). Como a intensidade e a distância focal dependem desta área, é importante que ela seja corretamente informada ao profissional que realizará a terapia, para que este escolha a melhor potência, que gerará a intensidade ideal para o tipo de tratamento que será feito. Quando a ERA verdadeira é desconhecida, pode ser empregada uma intensidade muito alta no paciente e este pode sofrer com desconforto e queimaduras locais. Ou ainda, uma intensidade muito baixa pode ser gerada, e não haver a promoção da terapia pretendida.

Há muito tempo identifica-se que os aparelhos de ultrassom de fisioterapia apresentam irregularidades na sua fabricação, tornando-os inseguros ou de eficácia duvidosa para a terapia. Em 1983, foram testados sete aparelhos de ultrassom novos. Com a utilização da balança de força de radiação e o cálculo da ERA verificou-se que apenas

um dos transdutores estava com os parâmetros de acordo com os especificados pelo fabricante (THOMPSON; FYFE, 1983).

Além disso, em 1997 foi informado a comunidade científica que os parâmetros nominais fornecidos juntamente com os aparelhos de ultrassom terapêutico não são confiáveis, e isto pode causar ineficácia dos tratamentos e danos nos pacientes (MCCABE; PYE, 1997). No mesmo ano de 1997 em Piracicaba, São Paulo, foram analisados 31 aparelhos de ultrassom, no modo contínuo e pulsado, na frequência de 1MHz e concluiu-se que, apesar de alguns aparelhos não terem uma grande variação da intensidade mostrada no *display* em relação à intensidade real, a maioria dos aparelhos não estava dentro da norma IEC que regia os equipamentos na época e nunca haviam sido avaliados com relação as frequências e a ERA antes do estudo (GUIRRO; SERRÃO; BUCALON, 1997).

Alguns aparelhos de ultrassom que são utilizados nas clínicas e hospitais do Rio de Janeiro foram analisados segundo os parâmetros de intensidade, ERA, frequência ultrassônica, relação de não uniformidade do feixe, intensidade máxima do feixe, tipo de feixe e forma de onda de modulação para o modo pulsátil, fator de operação e exatidão do temporizador, e nenhum dos equipamentos analisados atendeu completamente a norma, mostrando novamente que o tratamento com ultrassom pode ser realizado de maneira ineficaz ou causar efeitos indesejáveis (ISHIKAWA *et al.*, 2002). Ainda neste mesmo ano de 2002, Artho *et al.* (2002) testaram 83 aparelhos de ultrassom terapêutico com a frequência de 1MHz, e 39% não apresentavam uma potência de saída dos transdutores de acordo com os padrões estabelecidos, e um quarto dos temporizadores estava fora dos padrões (ARTHO *et al.*, 2002).

Outro estudo realizado no Brasil verificou aparelhos novos adquiridos no mercado brasileiro. Oito diferentes modelos, de seis fabricantes foram analisados, observando o funcionamento das frequências de 1MHz e 3MHz de cada aparelho. Dos modelos analisados cinco apresentaram erros de intensidade maiores que 30%, mesmo sem nunca terem sido utilizados. Apenas três modelos possuíam os padrões propostos pelos fabricantes (GUIRRO; BRITSHCY; SANTOS, 2002).

Outros 31 aparelhos de seis diferentes marcas e treze diferentes modelos foram avaliados segundo a norma IEC 61689 e apenas 32,3%, apresentaram potência e ERA de acordo com a norma técnica. Além disso, com relação à frequência dos transdutores somente 20% dos de 3 MHz e 12,5% dos de 1 MHz atentaram a norma. Nenhum aparelho analisado atendia integralmente os requisitos da norma (FERRARI *et al.*, 2010).

Vários outros trabalhos (JOHNS; STRAUB; HOWARD, 2007; KOLLMANN *et al.*, 2005; SCHABRUN; WALKER; CHIPCHASE, 2008) também mostram que os aparelhos de ultrassom fisioterapêuticos não têm uma concordância entre os valores dos parâmetros indicados pelos fabricantes e os valores reais medidos.

Percebe-se que há pelo menos 34 anos são detectados problemas de fabricação nos aparelhos utilizados na terapia. Porém, aparentemente poucos atos foram realizados para que as estatísticas mudassem. Em 2015 foi apresentada uma tese de doutorado intitulada “Protocolo de medição para análise qualitativa de equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos utilizando um corpo de prova termocromático”, autora Rejane Medeiros Costa. Esta tese propôs que os aparelhos fossem testados qualitativamente pelos profissionais de fisioterapia com baixo custo e sem necessitar mandá-los a um laboratório especializado. Seu trabalho consistiu em validar um protocolo utilizando um corpo de prova termocromático que muda de cor quando atinge a temperatura de 45°C podendo ser realizado com relativa facilidade pelos profissionais de fisioterapia. O presente trabalho apresenta uma alternativa para melhorar o controle de qualidade dos aparelhos utilizados, diminuindo a dependência total de laboratórios especializados que não têm condições de prestar serviços para toda a comunidade que usa ultrassom em fisioterapia. A presente proposta visa explorar a relação entre a área aquecida do corpo de prova e a ERA verdadeira, conforme sugerem os resultados de Rejane Costa (2015).

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar a relação quantitativa entre a área aquecida do corpo de prova termocromático e a ERA verdadeira de transdutores de ultrassom aplicados a fisioterapia, quando excitados pelo próprio equipamento comercial.

### 1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Aplicar o protocolo proposto para os corpos de prova termocromáticos descritos na tese de Costa (2015) a transdutores ultrassônicos fisioterapêuticos, porém, no momento da coleta de imagens utilizar o equipamento comercial e não um gerador de funções;
- b) Levantar a relação entre a ERA e a área aquecida;
- c) Propor modelos polinomiais, inicialmente de 1ª ordem para o padrão dos pontos medidos.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta seção apresenta uma revisão dos conceitos básicos da física do ultrassom, transdutores e materiais termocromáticos.

### 2.1 ONDA ULTRASSÔNICA

A propagação da onda ultrassônica acontece basicamente de maneira transversal e longitudinal. Na onda transversal a vibração das partículas acontece de maneira perpendicular à direção de propagação da onda. Na onda longitudinal a vibração das partículas acontece na mesma direção de propagação do feixe causando áreas de compressão e rarefação (SHUNG, 2006).

Ao se propagar pelos tecidos a onda ultrassônica sofre atenuação por absorção e espalhamento. A absorção é a conversão da energia mecânica em calor. O espalhamento acontece quando a onda encontra uma partícula da mesma ordem de grandeza ou menor do que o seu comprimento de onda fazendo com que ela se propague em várias as direções (SHUNG, 2006).

### 2.2 TRANSDUTOR E MATERIAL PIEZOELÉTRICO

O transdutor de ultrassom fisioterapêutico converte energia elétrica em energia acústica. O material piezoelétrico utilizado na fabricação dos transdutores é modelado como sendo composto por inúmeros dipolos elétricos. Quando estes estão em repouso, ficam em um estado neutro. Quando sobre este material é aplicada uma diferença de potencial elétrico, a sua estrutura cristalina sofre uma deformação gerando uma perturbação mecânica que se propaga pelo material e pelo meio em contato com ele. Cristais de quartzo e turmalina são naturalmente piezoelétricos (SHUNG, 2006). Em fisioterapia o material piezoelétrico mais comum são cerâmicas do tipo PZT (Chumbo, zinco e titânio).

Os transdutores de ultrassom utilizados em fisioterapia são compostos basicamente dos seguintes elementos (Figura 1): Camada de acoplamento (comumente de alumínio) que protege a cerâmica piezoelétrica e proporciona um acoplamento acústico entre a cerâmica e o meio por onde o ultrassom irá se propagar (tecido biológico); cerâmica piezoelétrica, que gera a onda ultrassônica; camada de retaguarda (normalmente ar), que faz com que a parte da onda que iria se propagar para dentro do transdutor seja

refletida na direção do tecido biológico; e conexões elétricas, utilizadas para excitar a cerâmica.

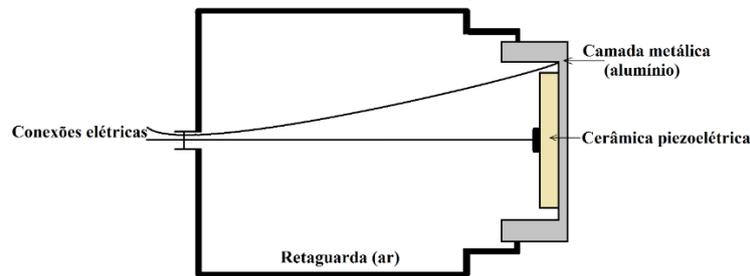


Figura 1: Esquema de montagem de um ultrassom utilizado em fisioterapia.

### 2.3 POTÊNCIA, INTENSIDADE E ERA

Considera-se potência de saída do transdutor a quantidade de energia mecânica total que o transdutor fornece ao meio por segundo (FISH, 1990). A unidade utilizada para potência no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o *watt* (W), sendo,  $1 \text{ W} = 1 \text{ J/s}$ .

A intensidade consiste na potência que passa através de uma unidade de área que é perpendicular a direção de propagação do feixe (FISH, 1990). Pode ser descrita pela fórmula a seguir.

$$I = \text{Potência} / \text{Área} \quad (1)$$

A potência emitida pelo feixe de ultrassom, gerado pela cerâmica piezoelétrica, é mensurada na balança de força de radiação, segundo a norma IEC 61161 (2013). A área de radiação eficaz (ERA) é determinada em um tanque acústico, conforme preconizado pela norma IEC 61689 (2013). A intensidade eficaz pode ser obtida a partir da razão entre a potência e a ERA medidas.

O conhecimento dessa intensidade eficaz permite que o profissional que utiliza o equipamento tenha confiança no tratamento que está realizando, reduzindo os riscos para os pacientes. Porém, essa intensidade eficaz pode variar com tempo, os custos para uma avaliação periódica são altos e os laboratórios especializados são poucos. Importante notar que os valores de potência e da ERA também variam entre os transdutores, mesmo que tenham o mesmo modelo e sejam produzidos da mesma maneira pelos fabricantes.

Levando-se em consideração a variedade entre os transdutores e os equipamentos de ultrassom, o alto custo para realizar uma verificação periódica e a carência de laboratórios especializados para este fim, os profissionais de fisioterapia não realizam tais verificações.

## 2.4 MATERIAIS TERMOCROMÁTICOS

Materiais termocromáticos possuem a capacidade de mudar de cor em uma temperatura específica. Alguns podem voltar a cor original (reversíveis). A utilização de materiais termocromáticos vem sendo proposta pela literatura como uma possível maneira de realizar um acompanhamento periódico dos equipamentos de ultrassom.

Em 1971, desenvolveu-se um *phantom* de cristais líquidos, que posicionado na superfície de um tanque com água foi irradiado com um ultrassom submerso produzindo uma mudança na cor da luz espalhada pelos cristais. A cor do *phantom* retorna ao seu padrão normal se a irradiação for feita por um curto intervalo de tempo e irreversível, se a irradiação for feita por alguns minutos (COOK; WERCHAN, 1971).

Um trabalho apresentado em 1997 objetivou desenvolver uma técnica que gerava uma imagem térmica estável da distribuição de intensidade em um feixe de ultrassom e minimiza os efeitos das ondas estacionárias. Acreditava-se que o método poderia ser utilizado como testes de rotina em equipamentos de fisioterapia. O *phantom* desenvolvido foi feito com uma camada termocromática, que ficava entre uma camada de poliuretano e outra de acetato. Este foi colocado dentro de um aquário alinhado entre um material absorvedor no final do tanque, e, um transdutor no início do tanque distando a 7 mm ou 15 mm deste material termocromático. Os resultados obtidos com as imagens térmicas foram comparados com um mapeamento feito por hidrofone com uma resolução de 0,5 mm. As imagens apresentaram semelhanças em seus formatos, como os anéis formados pelo feixe (MARTIN; FERNANDEZ, 1997).

Essa técnica é muito interessante pois é possível observar um gradiente de cores correspondente com a intensidade do feixe, e o material termocromático é reversível, permitindo a sua reutilização. Porém, para ser utilizada no cotidiano para verificação dos transdutores a instrumentação necessária ainda é muito complexa, precisando de tanque, materiais absorvedores, uma estabilização da temperatura de todo o sistema, não permitindo a reprodução pelos fisioterapeutas, fazendo com que eles continuem

dependentes de laboratórios especializados para realizar os testes necessários nos equipamentos.

Outro trabalho descreveu o desenvolvimento de uma técnica térmica para a observação da taxa de absorção específica em uma folha de cristais líquidos termocromáticos fixada em um *phantom* que mimetiza propriedades acústicas e térmicas dos tecidos moles. Esse método também foi proposto para utilização em testes de rotina de equipamentos de fisioterapia. Para os experimentos, o transdutor foi colocado dentro de um tanque com o *phantom* virado para a face do transdutor, a distâncias de 10, 20 e 40 mm. A câmera foi posicionada na frente da folha termocromática. Os cristais líquidos termocromáticos apresentam várias cores, de acordo com a temperatura atingida (GÓMEZ *et al.*, 2006).

Entretanto, o controle da iluminação ambiente, o ângulo de visualização, o controle da temperatura experimental em torno de 24°C e a resolução digital, fatores dos quais a técnica é fortemente dependente, impossibilitam que esse experimento seja realizado diretamente pelos fisioterapeutas na rotina clínica. Embora a utilização do *phantom* mimetizando os tecidos moles associado a folha de cristais líquidos termocromáticos possa representar melhor o que acontece quando o ultrassom é irradiado no paciente.

Foi desenvolvido um *phantom* de material absorvedor com cristais líquidos, que pode ser utilizado pelo usuário do equipamento de ultrassom. Quando esse *phantom* é irradiado forma-se uma mancha térmica, cujo tamanho varia de acordo com a potência de saída do transdutor. Realizando apenas uma inspeção visual das manchas, utiliza-se um sistema de círculos concêntricos estampado no *phantom*, que pode ser utilizado para verificar se a potência de saída mudou ao longo do tempo (QURESHI *et al.*, 2015).

Um *phantom* que permite estimar a variação da potência dos equipamentos ao longo do tempo, sem a necessidade de uma balança ou de um tanque, torna-se extremamente útil se colocado no mercado.

Um resumo apresentado em 2016 descreve que imagens térmicas de feixes de ultrassom em material termocromático podem ser utilizadas para checar rapidamente os transdutores de ultrassom no ambiente hospitalar, e que posteriormente, essas imagens podem ser processadas para o cálculo da ERA e da razão de não uniformidade do feixe (BNR do inglês *Beam Nonuniformity Ratio*) (ŽAUHAR *et al.*, 2016).

O desenvolvimento de um corpo de prova reutilizável que pode ser utilizado facilmente, em comparação aos já descritos na literatura, pode permitir que testes de

qualidade sejam realizados nos equipamentos em seu próprio local de uso, com baixo custo e mimetizando as aplicações clínicas dos transdutores. Em uma bancada é colocado um suporte para uma câmera. Abaixo da câmera é colocado o material termocromático em cima da bancada, e, o transdutor é colocado sob o material termocromático seguro por um peso. É retirada uma foto de referência antes da emissão com o transdutor, e, uma foto final, depois da emissão com o transdutor. As imagens são processadas utilizando o Matlab®. Os resultados obtidos com as imagens podem ser comparados com os mapeamentos feitos por hidrofone, permitindo uma avaliação visual qualitativa entre ambos. Porém avaliando o perfil dos feixes é observada uma discordância quantitativa, ou seja, não há uma relação entre imagem térmica e ERA ainda (BUTTERWORTH *et al.*, 2012).

Butterworth *et al.* (2012) afirmam que, com os métodos existentes na literatura é difícil que os próprios profissionais que utilizam o ultrassom consigam realizar testes de qualidade em seus equipamentos com baixo custo, e necessitando de pouco treinamento. O principal teste utilizado pelos profissionais fora dos laboratórios especializados é o “Teste da Névoa”. Este consiste em colocar algumas gotas de água na face do transdutor, e observar se, quando o equipamento está ligado, há a formação de uma névoa, devido a vibração da água, que ocorre quando o feixe de ultrassom está sendo emitido. Porém, este teste indica apenas se está sendo emitido um feixe pelo equipamento e não informa nada a respeito da intensidade e da ERA do transdutor.

Mas, o método desenvolvido por Butterworth *et al.* (2012) ainda possui a utilização de um peso sob o transdutor, pois é utilizado gel como meio de acoplamento entre o transdutor e o material termocromático. Esse peso, precisa ser padrão para todas as medidas, em todos os transdutores, e acontecendo qualquer diferença o acoplamento não é bem feito. Também há, o controle de iluminação da sala, difícil de ser conseguido durante o trabalho na clínica.

Como uma continuação do trabalho de Butterworth *et al.* (2012), na tentativa de desenvolver um método para medição qualitativa do feixe de ultrassom em um ambiente clínico, Zauhar *et al.* (2015), utilizaram um dos *phantoms* utilizados no trabalho anterior e, após irradiá-lo com ultrassom, coletaram imagens de referência e final. O pós-processamento dessas imagens tenta estimar a ERA nominal, indicada pelos fabricantes, em transdutores de 1 MHz e 3 MHz, em uma faixa de intensidade entre 1-3 W/cm<sup>2</sup>. Os valores das manchas térmicas obtidos são comparados aos valores das ERAs nominais informados pelos fabricantes. Houve uma diferença entre o valor nominal e o obtido

experimentalmente de 25%. O valor da raiz média quadrada calculada para os nove transdutores foi 15,1%, mostrando que o material termocromático tende a subestimar o valor da ERA informada pelos fabricantes. Neste trabalho foram utilizados 9 transdutores de 6 diferentes modelos (ŽAUHAR *et al.*, 2015).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção são apresentados: quais equipamentos de ultrassom foram utilizados, como os corpos de prova foram confeccionados, como a ERA e a potência dos transdutores foram obtidas, qual foi o cálculo utilizado para observar o erro relativo percentual, como foram capturadas as imagens térmicas e obtidas as relações ERA x Área aquecida e modelos polinomiais.

#### 3.1 EQUIPAMENTOS DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO

A Tabela 1 apresenta os equipamentos de ultrassom utilizados nesse estudo. Estes equipamentos são utilizados apenas para fins de pesquisa, portanto possuem uma utilização muito pequena se comparada com os utilizados na clínica. Todos os equipamentos são de um mesmo fabricante e modelo.

Tabela 1: Descrição dos equipamentos utilizados

Equipamento	Frequência (MHz)	Transdutores
1	1 e 3	2
2	1 e 3	2
3	1 e 3	2
4	3	1
5	1 e 3	2

#### 3.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram desenvolvidos, segundo Costa (2015), com o material RTV615 (General Electric®), que é um silicone, composto pela mistura de dois produtos RTV615A e RTV615B, na proporção de 1:10 (MAGGI *et al.*, 2009). Todos os corpos de prova utilizados durante o trabalho foram feitos de uma única mistura. Antes do processo de cura, o silicone apresenta um padrão viscoso, possibilitando que seja adicionado o pigmento termocromático em pó (FORSCHER Colours & Effects - São Paulo – Brasil) na cor verde, que modifica a cor à temperatura de 45°C. Este pigmento começa a alterar a sua cor à temperatura a 42°C e fica completamente incolor a 45°C. Uma característica desse material termocromático é a reversibilidade da cor quando para de ser aquecido.

Equipamentos e materiais utilizados:

- Balança digital, modelo ARA520 (Ohaus Adventurer) - resolução de 0,01g;
- Bomba a vácuo Ind. Mec. Primer Ltda. (Modelo 166, 104N 1016);
- Moldes (placa de petri - Techno Plastic Products AG (TPP) - Mod 93040);
- Bastão de vidro (Roni Alzi);
- Peneira do tipo comercial com abertura retangular de 0,20 x 0,08 mm.

Processo de confecção: mistura-se o RTV615B com o pigmento termocromático em pó (FORSCHER Colours & Effects - São Paulo – Brasil) verde (45°C) (proporção de 0,5% do volume total). O resultante foi peneirado para evitar a formação de um aglomerado do pigmento termocromático e posteriormente misturado com o RTV615A a mão, utilizando um bastão de vidro (Roni Alzi). A mistura é levada a uma câmara de vácuo para retirada de bolhas, por aproximadamente 1 hora. A alta viscosidade do silicone utilizado dificulta o rompimento das bolhas, tornando-se necessária a inserção rápida de ar na câmara, com interrupção do vácuo de forma súbita, até que não haja bolhas na superfície da mistura. Coloca-se a mistura sem bolhas nos moldes sobre uma superfície nivelada de vidro para iniciar o processo de cura, que tem uma duração de aproximadamente 12 horas à temperatura ambiente (25°C).

### 3.3 OBTENÇÃO DA ERA

O mapeamento do campo acústico para a obtenção da ERA foi realizado com os seguintes equipamentos e programas computacionais:

- Tanque acústico de dimensões 90 x 60 x 50 cm preenchido com água destilada, com motor de passos, que opera nos eixos X, Y e Z;
- Gerador de sinais, modelo AFG 3021B (Tektronix; Beaverton, OR, EUA);
- Osciloscópio, modelo TDS 3014B (Tektronix; Beaverton, OR, EUA);
- Pré-amplificador;
- Hidrofone (Needle Hydrophone, Precision Acoustics LTD) de diâmetro 0,5mm e sensibilidade a 1 MHz 200,7 mV/MPa e a 3 MHz 185,5 mV/MPa;
- Programas em LabVIEW™ (National Instruments, Austin, Texas, EUA) para controle do motor de passo e para cálculo da ERA.

O arranjo experimental e os programas utilizados para aquisição dos sinais e cálculo da ERA estão de acordo com a norma IEC 61689 (2013). Para o mapeamento da ERA foi utilizado um valor médio das frequências emitidas pelos equipamentos de ultrassom. Com os transdutores ligados aos equipamentos, estes foram programados para emitir a menor potência possível, e, a frequência emitida por cada transdutor foi captada por um hidrofone e observada no osciloscópio. Foram obtidas 5 frequências e com o valor médio das frequências mensuradas (Tabela 19 no apêndice – página 46) excitou-se o transdutor com um gerador de funções, para o mapeamento do campo acústico.

A Figura 2 ilustra a montagem experimental para mapeamento do campo acústico dos transdutores ultrassônicos.

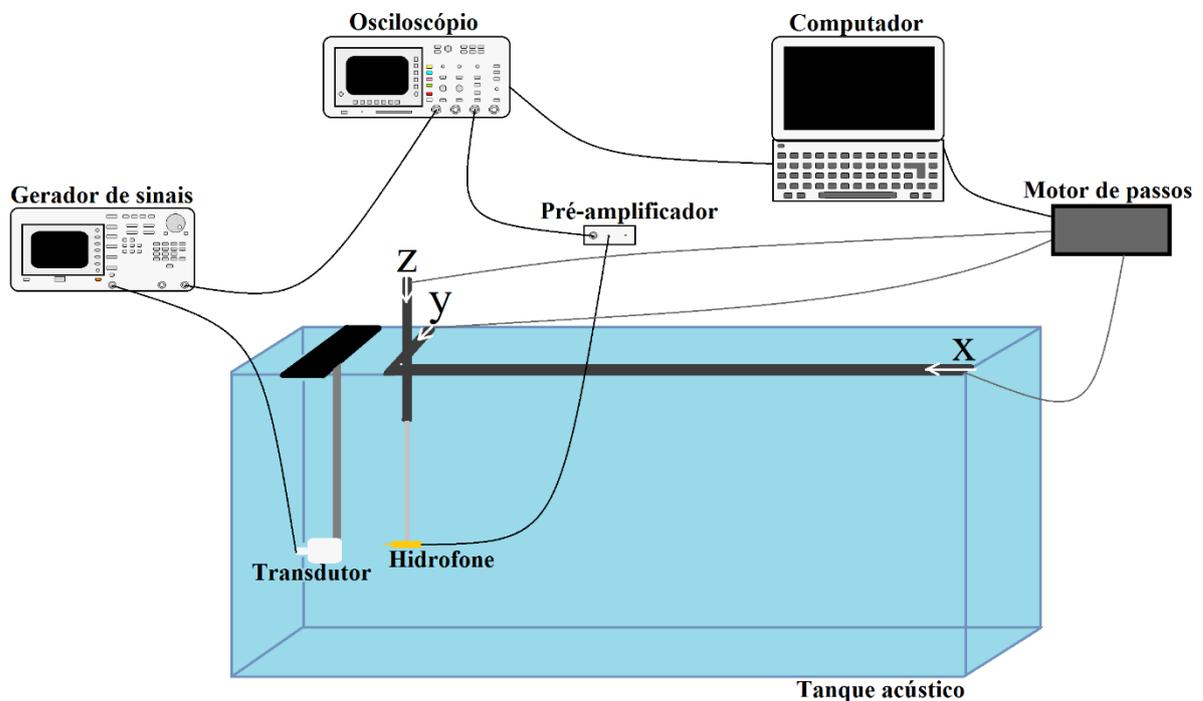


Figura 2: Ilustração do tanque acústico onde foram mapeadas as ERAs dos transdutores. As letras X, Y e Z correspondem aos eixos onde a haste que segura o hidrofone pode se movimentar.

Para realizar o mapeamento é preciso colocar o transdutor e o hidrofone dentro do tanque acústico e aguardar o equilíbrio térmico de todo o sistema. O motor de passos é controlado por um software desenvolvido em LabVIEW™ e operou com passos de 0,348 mm no mapeamento da ERA. Para cada transdutor foi realizada uma varredura a 0,3 cm da sua face, em 2D, nos eixos Y e Z (IEC 61689, 2013). Um programa

desenvolvido em LabVIEW™ foi utilizado para cálculo do valor da ERA de cada transdutor.

Obteve-se a ERA de cada transdutor uma única vez, utilizando-a até o final dos experimentos.

### 3.4 POTÊNCIA ULTRASSÔNICA

A medição da potência de saída dos equipamentos foi realizada com uma balança de força de radiação (UPM-DT-1AV; Ohmic Instruments, Easton, MD, EUA). Esta possui um cone metálico como alvo refletor acoplado a balança, que mede a força de radiação exercida pelo feixe de ultrassom, quando este desloca o alvo para baixo, convertendo o deslocamento em um valor de potência equivalente (IEC 61161, 2013; OHMIC INSTRUMENTS COMPANY, 2009). Os equipamentos de ultrassom foram configurados para operar em modo contínuo e serão avaliados em todas as potências de trabalho de cada um dos transdutores, com repetição de 5 vezes para cada uma das potências.

O recipiente absorvedor da balança foi preenchido com água destilada a  $24^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$  seguindo as instruções do manual do fabricante (OHMIC INSTRUMENTS COMPANY, 2009). Fixou-se o transdutor em um suporte com a superfície imersa na água, alinhada visualmente com o centro do cone metálico. Buscou-se eliminar bolhas entre o transdutor e o alvo. A balança foi montada em uma superfície estável, livre de correntes de ar e quaisquer vibrações que pudessem interferir na medição (Figura 3).

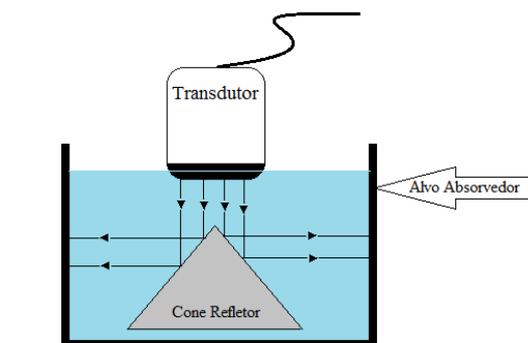


Figura 3: Esquema da montagem da balança de força de radiação

### 3.5 ERRO RELATIVO PERCENTUAL

Para calcular o erro relativo percentual das ERAs e das potências medidas em relação as ERAs e as potências nominais fornecidas pelo fabricante, foi utilizada a seguinte fórmula:

$$\% \text{ erro} = \left[ \frac{(\text{valor medido} - \text{valor nominal})}{\text{valor nominal}} \right] \times 100 \quad (2)$$

Segundo a norma IEC 61689 (2013), o valor do erro percentual relativo para a potência e a ERA precisa estar entre  $\pm 20\%$ .

### 3.6 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TÉRMICAS

Embora os corpos de prova possam ser irradiados com qualquer intensidade de ultrassom presente no aparelho, deve-se escolher uma intensidade que não queime o corpo de prova de silicone, mantendo assim a reversibilidade do material termocromático contido nele. Esta intensidade também precisa formar uma mancha térmica uniforme no corpo de prova, para que seja processável.

Para suprir as necessidades descritas no parágrafo anterior, foram escolhidas as intensidades de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  ou  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$  para irradiar os copos de prova. Essas intensidades foram conseguidas da seguinte maneira: com o valor das ERAs conhecidos, procurou-se, nas curvas de potência de cada um dos transdutores (apêndice), um valor de potência que dividido pela ERA estivesse dentro das faixas  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  ou  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .

Por exemplo, para calcular um valor de intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  usa-se a formula abaixo:

$$I = \text{Potência} / \text{Área} \quad (3)$$

Para uma ERA (área) no valor de  $4,67 \text{ cm}^2$  (primeira linha da Tabela 2 – página 19), procurou-se, na curva de potência (Apêndice, Tabela 10), o valor médio de potências medidas mais próximas deste valor ( $4,789 \text{ W}$ , Tabela 10 na linha 9 – página 32), para que

quando esse valor fosse dividido pela ERA se obtenha um valor de intensidade próximo de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Com esses valores a fórmula ficou da seguinte maneira:

$$I = 4,789 \text{ W} / 4,67 \text{ cm}^2; I = 1,03 \text{ W/cm}^2 \quad (4)$$

Para a intensidade de  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$  com o mesmo valor da ERA ( $4,67 \text{ cm}^2$ , primeira linha da Tabela 2), basta procurar na curva de potência do transdutor o valor médio de potências medidas, que dividido pela ERA de um valor próximo da intensidade desejada. Tendo encontrado esse valor ( $2,569 \text{ W}$ , quinta linha da Tabela 10 – página 32), a fórmula da intensidade fica da seguinte maneira:

$$I = 2,569 \text{ W} / 4,67 \text{ cm}^2; I = 0,55 \text{ W/cm}^2 \quad (5)$$

Materiais utilizados:

- Câmera fotográfica digital, modelo DSC-W730 (Sony®) – com distância focal 4,5 - 36 mm;
- Tripé;
- Equipamento de ultrassom fisioterapêutico (Tabela 1);
- Corpo de prova termocromático com diâmetro de 3,7 cm e espessura 5,8 mm;
- Adaptador de PVC para o transdutor.

Protocolo a ser seguido segundo Costa (2015), com utilização do equipamento ao invés do gerador de potência.

- a) Posicionar a câmera digital em uma plataforma a 15 cm do corpo de prova, sem utilizar zoom, e programada na resolução de 16 MB;
- b) Acoplar o adaptador de PVC ao transdutor. A distância entre a face do transdutor e o corpo de prova está entre  $6,0 \pm 1 \text{ mm}$ , e, é preenchida com água a temperatura de  $24 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ ;
- c) O corpo de prova termocromático cilíndrico é encaixado no topo do molde garantindo a ausência de bolhas de ar sob ele;

- d) Obter uma primeira foto (imagem de referência) com o transdutor de ultrassom desligado;
- e) Ligar o equipamento de ultrassom e, após 30 s, tirar a segunda foto;
- f) Desligar o aparelho imediatamente, preservando a reversibilidade do pigmento termocromático.

A montagem experimental pode ser observada na figura a seguir (Figura 4).

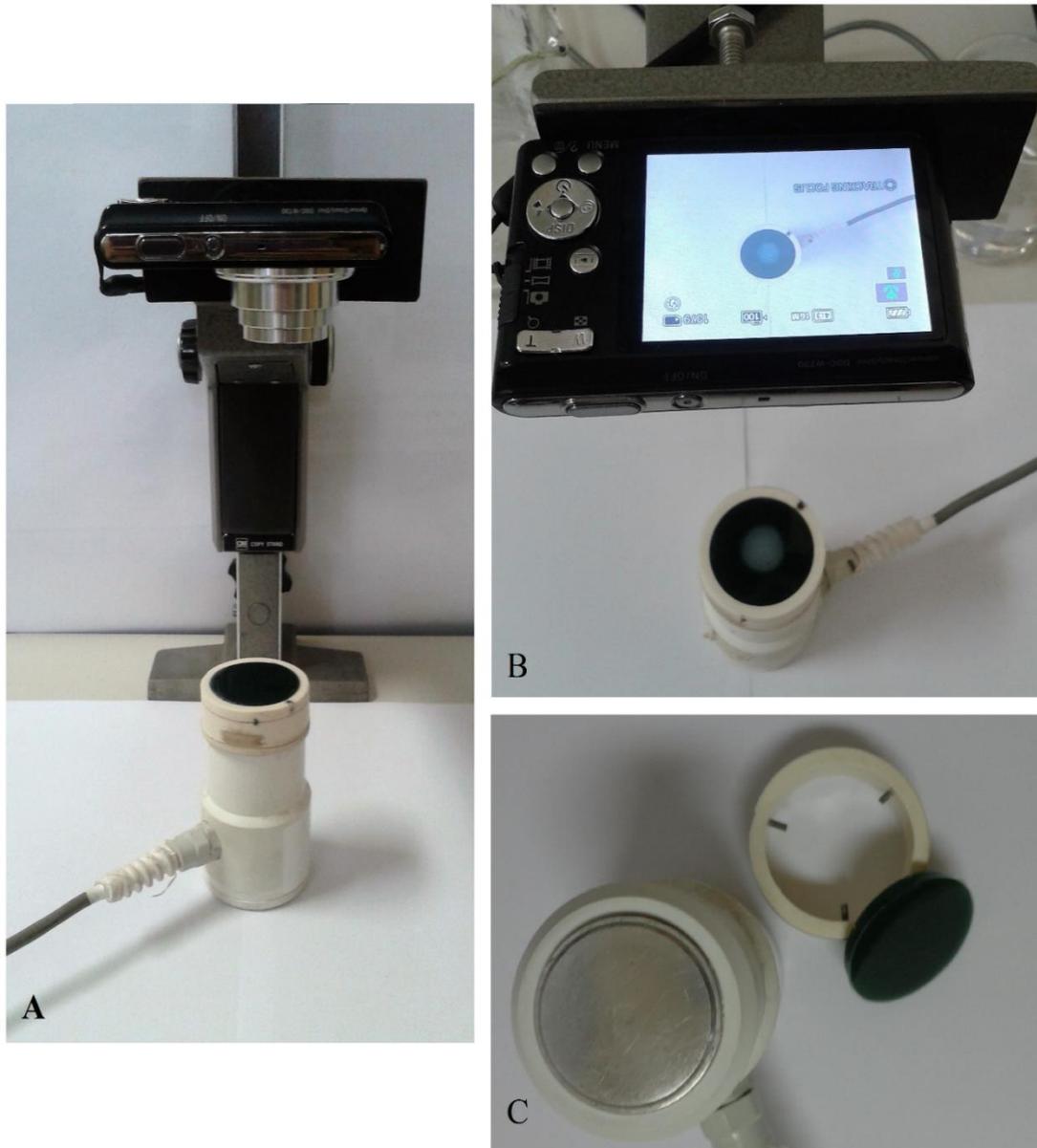


Figura 4: **A** – Montagem experimental para aquisição das imagens térmicas. A distância entre a câmera e o corpo de prova termocromático na superfície do adaptador é de 15 cm; **B** – Exemplo da aquisição das imagens. Pode-se perceber a mancha térmica no corpo de prova termocromático e a imagem captada pela câmera. **C** – Observa-se o transdutor com face metálica, o adaptador de PVC, e o corpo de prova termocromático em verde.

Para todas as imagens obtidas neste trabalho será realizada uma análise quantitativa. Um algoritmo em Matlab® (Mathworks Inc., Natick, MA) está disponível para determinar a região e respectiva área geométrica produzida pelo aquecimento (COSTA, 2015). O processamento das imagens é baseado em filtros morfológicos resumido a seguir:

- a) Imagens de referência e final são convertidas para escala de cinza;
- b) Imagem final é segmentada, utilizando filtros morfológicos, para detectar o material termocromático;
- c) O tamanho do pixel é determinado baseado na real dimensão do corpo de prova termocromático;
- d) A região aquecida é segmentada utilizando a diferença de imagem produzida pela subtração da imagem de referência pela final, e uma sequência de filtros morfológicos;
- e) Determina-se a região aquecida e realiza-se o cálculo desta área (em cm<sup>2</sup>).

A captura e processamento das imagens foram feitas 10 vezes para cada um dos transdutores analisados.

### 3.7 ERA X ÁREA AQUECIDA E MODELOS POLINOMIAIS

Para obtenção da curva ERA x área aquecida utilizou-se uma planilha eletrônica tipo Excel® (MICROSOFT). Os valores únicos da ERA foram plotados no eixo X e os valores da área aquecida no eixo Y, como uma média dos 10 valores obtidos para cada transdutor.

Os modelos polinomiais lineares foram ajustados às curvas obtidas, usando o método de mínimos quadrados. Estabelecendo uma relação confiável entre a mancha térmica e a ERA.

## 4 RESULTADOS

Esta seção mostra os valores da ERA e das áreas aquecidas nas imagens térmicas dos corpos de prova. Apresenta também as relações das ERAs com as áreas aquecidas e suas respectivas equações.

### 4.1 CÁLCULO DA ERA

Após o mapeamento do campo acústico dos transdutores, a ERA foi obtida para cada um dos transdutores usando o programa em LABVIEW™ (Tabela 2). As imagens do mapeamento da ERA de cada transdutor encontram-se no apêndice.

Tabela 2: ERA para cada um dos transdutores.

EQUIPAMENTO	FREQUÊNCIA DO TRANSDUTOR [MHz]	ERA [cm <sup>2</sup> ]
1	1	4,67
	3	4,08
2	1	4,70
	3	4,09
3	1	3,58
	3	4,32
4	3	4,60
5	1	3,00
	3	3,77

### 4.2 IMAGENS NO CORPO DE PROVA TERMOCROMÁTICO

Para a aquisição das imagens com  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  ou  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ , foram utilizados os valores de potência apresentados nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3: Intensidades utilizadas nos transdutores para irradiar os corpos de prova termocromáticos com  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .

EQUIPAMENTO	FREQUÊNCIA DO TRANSDUTOR [MHz]	POTÊNCIA NOMINAL [W]	POTÊNCIA MEDIDA [W]	INTENSIDADE [ $\text{W/cm}^2$ ]
1	1	4,5	<b>4,789</b>	1,03
	3	4,5	<b>4,407</b>	1,08
2	1	4,5	<b>4,799</b>	1,02
	3	4,0	<b>4,036</b>	0,99
3	1	3,0	<b>3,664</b>	1,02
	3	4,5	<b>4,424</b>	1,02
4	3	5,0	<b>4,791</b>	1,04
5	1	2,5	<b>2,794</b>	0,93
	3	3,5	<b>3,745</b>	0,99

Tabela 4: Intensidades utilizadas nos transdutores para irradiar os corpos de prova termocromáticos com  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .

EQUIPAMENTO	FREQUÊNCIA DO TRANSDUTOR [MHz]	POTENCIA NOMINAL [W]	POTÊNCIA MEDIDA [W]	INTENSIDADE [ $\text{W/cm}^2$ ]
1	1	2,5	<b>2,569</b>	0,55
2	1	2,5	<b>2,506</b>	0,53
3	1	1,5	<b>1,809</b>	0,51
5	1	1,5	<b>1,597</b>	0,53

#### 4.3 PROCESSAMENTO DAS IMAGENS TÉRMICAS

Os dados dos processamentos das imagens térmicas, obtidas com intensidade  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ , podem ser observados a seguir (Tabela 5).

Tabela 5: Áreas térmicas obtidas após o processamento das imagens capturadas com os transdutores emitindo  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .

<b>ÁREAS OBTIDAS COM <math>1 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1 \text{ [cm}^2\text{]}</math></b>								
<b>EQUIPAMENTO 1 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 1 3 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 2 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 2 3 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 3 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 3 3 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 4 3 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 5 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 5 3 MHz</b>
1,06	2,74	1,59	2,42	0,71	2,58	2,85	1,04	2,60
1,71	2,47	1,08	2,28	1,08	2,43	2,60	1,11	2,39
1,24	2,56	1,26	2,00	1,20	2,40	2,73	1,03	2,27
1,62	2,94	1,61	2,64	0,72	2,37	1,96	0,92	1,70
1,17	2,31	1,62	2,58	1,17	2,35	2,73	1,18	2,32
1,54	2,31	1,58	2,23	1,11	2,64	2,17	0,91	2,02
1,19	2,71	1,58	1,84	0,75	2,71	2,94	1,34	2,41
1,09	1,85	1,18	2,22	0,99	2,77	2,95	1,09	2,44
1,13	2,02	1,71	2,82	1,18	2,59	2,62	0,88	2,15
1,39	1,94	1,50	1,83	1,22	2,54	2,63	0,83	2,52
<b>MÉDIAS [cm<sup>2</sup>]</b>								
1,31	2,38	1,47	2,29	1,01	2,54	2,62	1,03	2,28
<b>DESVIOS PADRÃO DAS AMOSTRAS</b>								
0,24	0,37	0,22	0,34	0,21	0,14	0,32	0,16	0,27

Os dados dos processamentos das imagens térmicas obtidas com intensidade  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ , podem ser observados na Tabela 6.

Tabela 6: Áreas obtidas após o processamento das imagens capturadas com os transdutores emitindo  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .

<b>ÁREAS OBTIDAS COM <math>0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05 \text{ [cm}^2\text{]}</math></b>			
<b>EQUIPAMENTO 1 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 2 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 3 1 MHz</b>	<b>EQUIPAMENTO 5 1 MHz *</b>
0,63	0,68	0,27	0,08
0,66	0,64	0,34	0,03
0,40	0,72	0,15	0,33
0,48	0,63	0,10	0,12
0,39	0,48	0,18	0,34
0,63	0,68	0,27	-
0,81	0,36	0,39	-
0,67	0,81	0,33	-
0,51	0,61	0,27	-
0,56	0,47	0,22	-
<b>MÉDIAS [cm<sup>2</sup>]</b>			
0,57	0,61	0,25	0,18
<b>DESVIOS PADRÃO DAS AMOSTRAS</b>			
0,13	0,13	0,09	0,14

\*Devido a um acidente ocorrido com o equipamento 5, foram obtidas apenas cinco repetições dos processamentos. Os dados foram incluídos nos resultados pois considerou-se o desvio padrão adequado para as repetições.

#### 4.4 RELAÇÃO DA ERA COM AS IMAGENS TÉRMICAS

Os Gráficos e Tabelas relacionando os valores da ERA e as médias das imagens térmicas de cada um dos transdutores de 3 MHz e intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  (Tabela 7 e Figura 5), 1 MHz e intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  (Tabela 8 e Figura 6) e 1 MHz, intensidade de  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$  (Tabela 9 e Figura 7) podem ser visualizados a seguir.

Tabela 7: Relação entre o valor da ERA e a média das manchas térmicas dos transdutores de 3 MHz e intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .

<b>3 MHz INTENSIDADE DE <math>1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1</math></b>			
	ERA [ $\text{cm}^2$ ]	ÁREA AQUECIDA [ $\text{cm}^2$ ]	DESVIO PADRÃO
<b>Equipamento 1 3MHz</b>	4,08	2,38	0,37
<b>Equipamento 2 3MHz</b>	4,09	2,29	0,34
<b>Equipamento 3 3MHz</b>	4,32	2,54	0,14
<b>Equipamento 4 3MHz</b>	4,60	2,63	0,32
<b>Equipamento 5 3MHz</b>	3,77	2,28	0,27

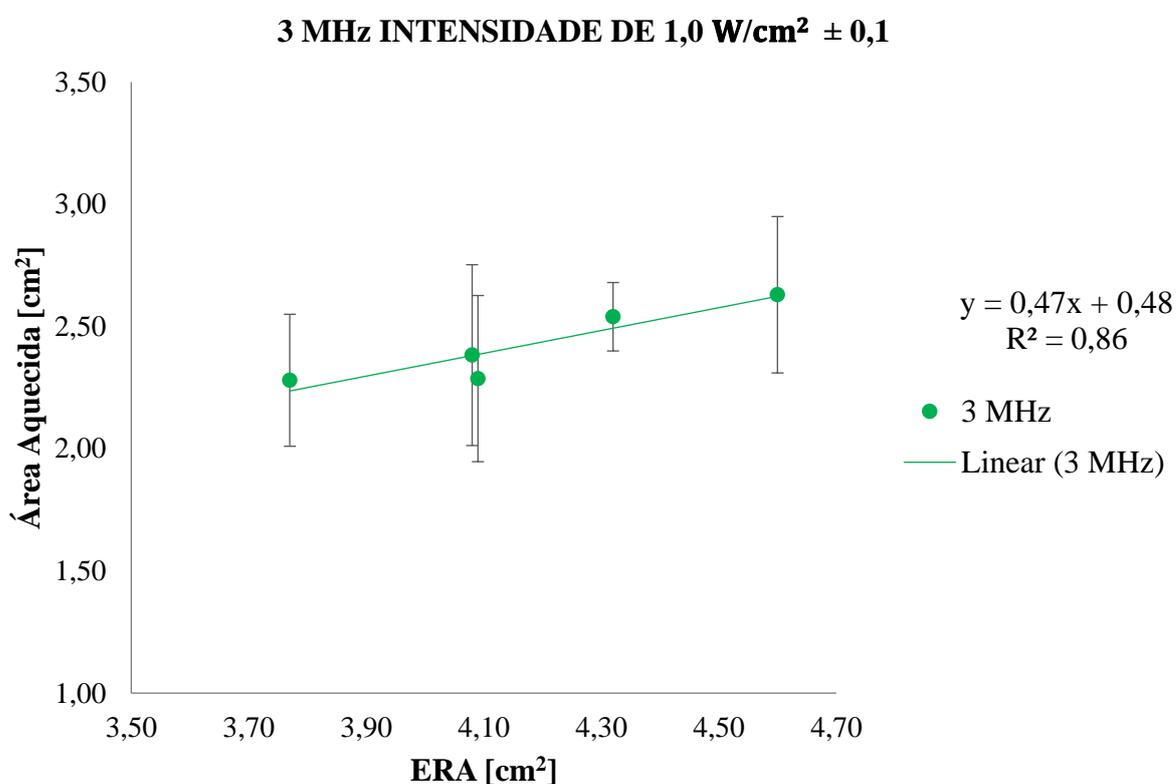


Figura 5: O gráfico mostra os dados da Tabela 7. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas dos transdutores de 3 MHz, intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico.

Tabela 8: Relação do valor da ERA com a média das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz, intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ .

<b>1 MHz INTENSIDADE DE <math>1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1</math></b>			
	ERA [ $\text{cm}^2$ ]	ÁREA AQUECIDA [ $\text{cm}^2$ ]	DESVIO PADRÃO
<b>Equipamento 1 1MHz</b>	4,67	1,31	0,24
<b>Equipamento 2 1MHz</b>	4,70	1,47	0,22
<b>Equipamento 3 1MHz</b>	3,58	1,01	0,21
<b>Equipamento 5 1MHz</b>	3,00	1,03	0,16

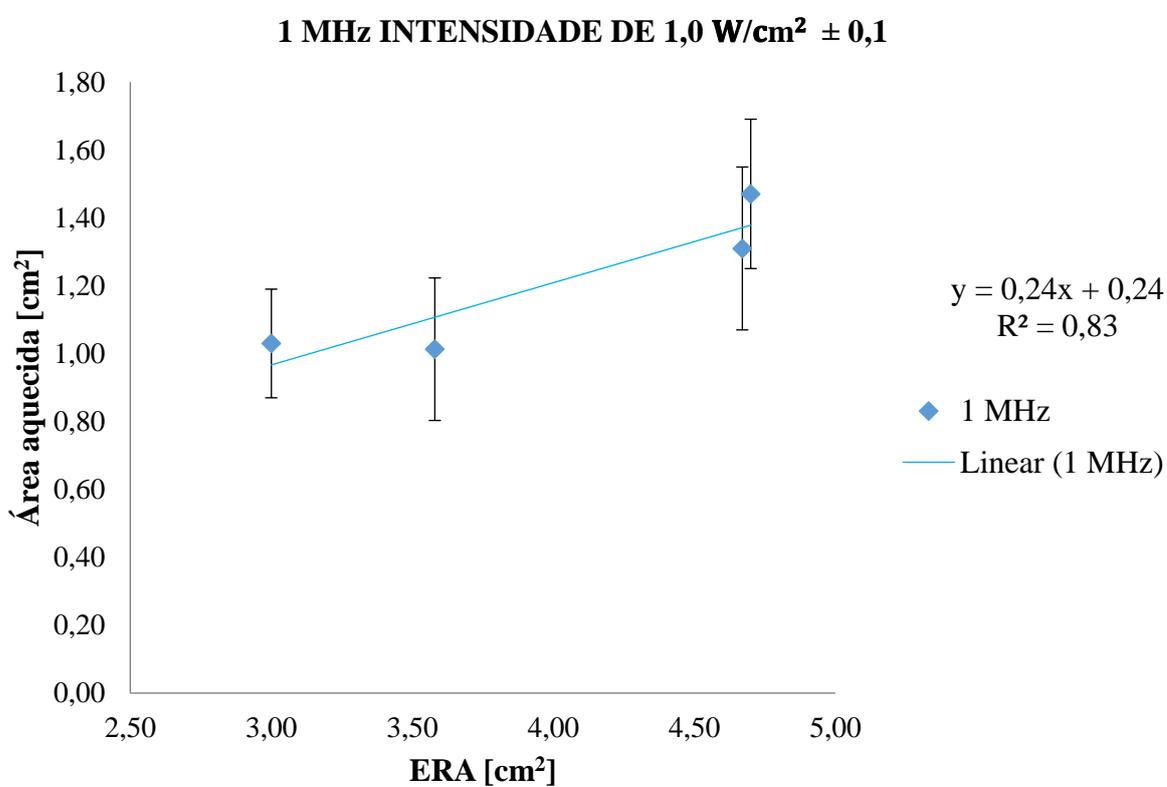


Figura 6: O gráfico mostra os dados da Tabela 8. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas do transdutor de 1 MHz e intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico.

Tabela 9: Relação do valor da ERA com a média das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz, intensidade real de  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ .

<b>1 MHz INTENSIDADE DE <math>0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05</math></b>			
	ERA [ $\text{cm}^2$ ]	ÁREA AQUECIDA [ $\text{cm}^2$ ]	DESVIO PADRÃO
<b>Equipamento 1 1MHz</b>	4,67	0,57	0,13
<b>Equipamento 2 1MHz</b>	4,70	0,61	0,13
<b>Equipamento 3 1MHz</b>	3,58	0,25	0,09
<b>Equipamento 5 1MHz</b>	3,00	0,18	0,14

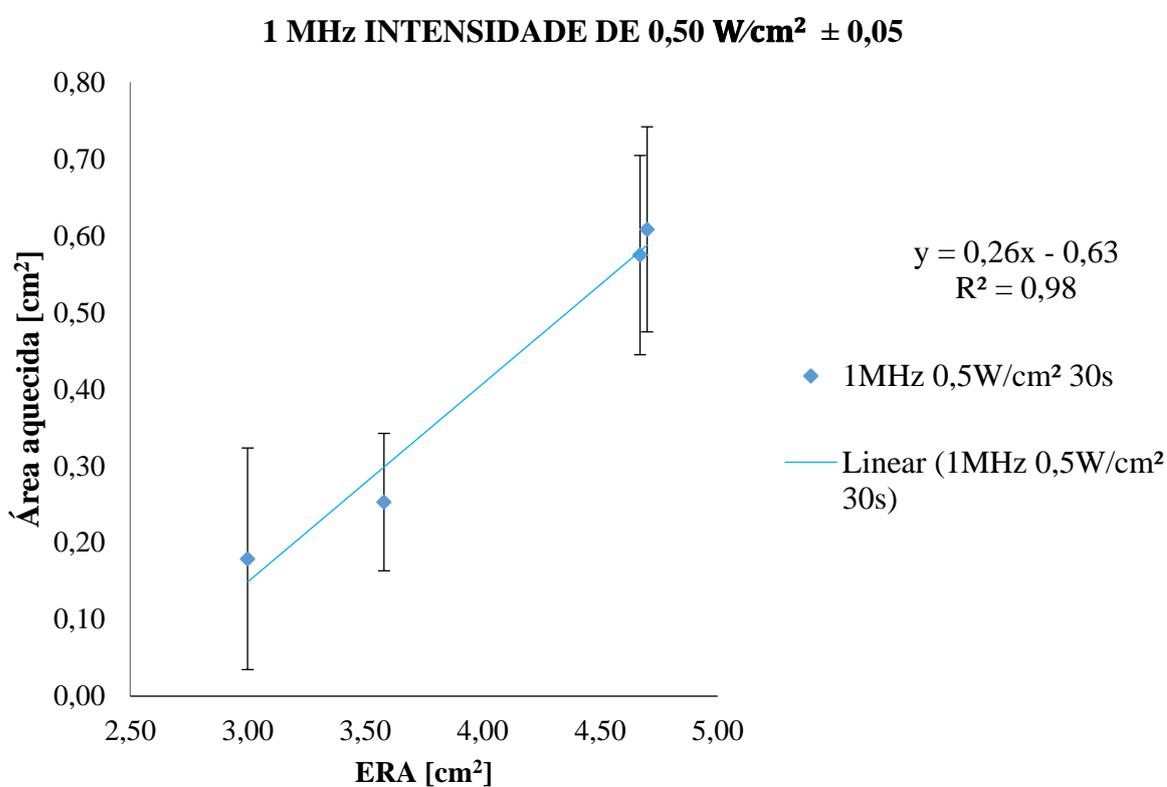


Figura 7: O gráfico mostra os dados da Tabela 9. Relação do valor da ERA com a média das áreas das manchas térmicas dos transdutores de 1 MHz e intensidade real de  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ . Nota-se a equação e o  $R^2$  no Gráfico.

## 5 DISCUSSÃO

Com o objetivo de avaliar uma relação quantitativa entre a área aquecida do corpo de prova termocromático e a ERA real de transdutores de ultrassom aplicados a fisioterapia, primeiramente foi necessário medir das potências de cada um dos transdutores. As potências medidas mostram-se lineares com relação as potências nominais e os desvios padrão obtidos são menores nas potências mais baixas e maiores nas altas potências.

O mapeamento da ERA e seu cálculo, via Labview<sup>TM</sup>, foram feitos segundo a norma IEC 61689 (2013). Todos os valores de ERA obtidos foram menores do que os especificados pelo fabricante, que é de  $5,0 \text{ cm}^2$ . Em alguns transdutores a variação foi pequena, como no caso do transdutor de 1 MHz do equipamento 2, onde o erro percentual relativo entre o valor dado pelo fabricante e o valor da ERA encontrado é de  $-6,38 \%$  (Tabela 20, apêndice). Já em outros transdutores a variação foi muito grande desrespeitando a norma IEC 61689 (2013) que é de  $\pm 20 \%$ , como no caso do transdutor de 1 MHz do equipamento 5, onde o erro percentual relativo foi de  $-66,67 \%$  (Tabela 20, apêndice). Esses valores dão uma ideia da grande variação das intensidades quando determinada potência é selecionada em seu *display*. Essa grande variação pode tornar-se um risco para os pacientes e precisa ser conhecida, para que se saiba qual a intensidade no momento da aplicação no paciente.

Para a aquisição das imagens térmicas, tomou-se como base o protocolo proposto por Costa (2015), porém, os transdutores foram excitados com os seus respectivos equipamentos de fisioterapia, enquanto Costa (2015) utilizou um gerador de potência para excitar os transdutores. Primeiramente utilizou-se a intensidade real de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  para todos os transdutores. Para cada transdutor foram obtidas 10 imagens térmicas, processadas em Matlab<sup>®</sup>. Observou-se que nos transdutores com frequência de 3 MHz, o tempo de 30 s e a intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  foram ideais para formação da imagem térmica, preservando a reversibilidade do material termocromático. Entretanto, para os transdutores de 1 MHz, a intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$  para o mesmo tempo de aplicação queimou todos os corpos de prova em determinadas regiões, como pode ser observado na Figura 8.



Figura 8: Corpo de prova sendo irradiado por transdutor de 1 MHz com intensidade de  $1,0 \text{ W/cm}^2 \pm 0,1$ . Observa-se a fumaça sendo provocada pela queimadura no corpo de prova.

Observa-se nos mapeamentos (apêndice) a existência de pontos quentes nos transdutores de 1 MHz. Sendo, portanto, a intensidade nesses locais maior do que a de outros pontos do transdutor. Quando o corpo de prova sofre uma queimadura, o material termocromático torna-se irreversível, portando inviabiliza sua reutilização. Para manter a reversibilidade do material termocromático foi necessário reduzir a intensidade de emissão do feixe para  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$ . Nesta intensidade não ocorreu quase nenhuma queimadura nos blocos termocromáticos. Para  $0,50 \text{ W/cm}^2 \pm 0,05$  também foram adquiridas 10 imagens térmicas de cada um dos transdutores, exceto para o transdutor de 1 MHz do equipamento 5, onde foi possível a aquisição de apenas 5 imagens térmicas, devido a um acidente que fez o transdutor parar de funcionar. Essas imagens foram consideradas, pois o desvio padrão delas é semelhante aos das outras medidas (Tabela 6).

A relação da área obtida na mancha térmica e da ERA real de cada um dos transdutores pode ser observada nas Figura 5, 6 e 7. Pelos valores de  $R^2$  observa-se que a relação linear foi adequada.

No trabalho de Zauhar *et al.* (2015), não foi necessário um tanque com água, assim como no presente trabalho. O corpo de prova termocromático foi desenvolvido no Laboratório de Ultrassom (PEB, COPPE – UFRJ), com silicone RTV 615 e FORSCHER Colours & Effects - São Paulo – Brasil na cor verde, que muda de cor ao atingir  $45^\circ\text{C}$ , não podendo ser ainda obtido de maneira comercial. O meio de acoplamento entre o transdutor e o material termocromático foi água, não sendo necessário a utilização de um peso sob o transdutor para garantir o acoplamento com o gel. A iluminação da sala não precisa ser controlada, o teste apenas precisa ser feito onde não ocorra reflexo da câmera

no material termocromático. Não é preciso utilizar uma régua no momento de coletar as imagens, pois o programa utiliza o diâmetro do corpo de prova para calcular as áreas.

Zauhar *et al.* (2015) comparam as áreas térmicas obtidas com as áreas nominais indicadas pelo fabricante. Essas áreas, porém, não podem ser chamadas de ERA, pois devido a colagem das cerâmicas e outros problemas técnicos que podem acontecer, o feixe de ultrassom não é emitido por toda área da cerâmica. Mostrou-se neste trabalho que todos os valores das ERAs mapeados foram inferiores aos indicados pelos fabricantes.

Butterworth *et al.* (2012) descrevem que a relação obtida com as imagens térmicas dos *phantoms* e a área obtida com o uso de hidrofones não pode ser correlacionada quantitativamente. No presente trabalho, os resultados sugerem que as imagens finais obtidas têm uma relação quantitativa e linear com a ERA dos transdutores, obtidas segundo a norma IEC 61689 (2013).

O presente trabalho torna-se relevante, pois futuramente, os fabricantes dos equipamentos podem mapear a ERA de cada um dos transdutores antes da comercialização (lembrando que elas variam em todos os transdutores, independentemente de serem do mesmo lote ou modelo) e disponibilizar para os consumidores essas curvas de ERA x Áreas aquecidas, para que ao longo do tempo a verificação dos equipamentos seja feita. Pode-se desenvolver posteriormente um aplicativo para celular que identifique a distância entre o aparelho e o corpo de prova e utilize o diâmetro do corpo de prova para calcular a área da mancha térmica. Isso permitirá o rápido processamento destas imagens térmicas e facilitará o manuseio dos usuários dos equipamentos de ultrassom.

Embora as curvas possuam apenas 5 e 4 pontos respectivamente para 3 e 1 MHz, mostram-se fundamentais para que se possa continuar pesquisas com estes corpos de prova. Costa (2015) também obteve um padrão linear ( $y = 0.74x + 1.81$ ;  $R^2 = 0,99$ ) com 3 pontos na curva. Em seus experimentos foi utilizado um gerador para excitar os transdutores com  $1,0 \text{ W/cm}^2$ , apenas na frequência de 3 MHz para capturar as imagens térmicas. Neste trabalho os transdutores foram excitados com os seus próprios equipamentos, permitindo que seja melhor analisado o que acontecerá no cotidiano clínico, quando os corpos de prova forem utilizados para teste. Além disso, verificou-se uma relação linear também para os transdutores de 1 MHz que até então não havia sido identificada.

## 6 CONCLUSÃO

Foi possível verificar a relação quantitativa entre a área aquecida do corpo de prova termocromático e a ERA real de transdutores de ultrassom aplicados a fisioterapia, excitando os transdutores com próprios equipamentos comerciais. Até o presente momento essa relação não havia sido apresentada na literatura mostrando uma novidade nesse trabalho. O protocolo de Costa (2015) foi aplicado a nove transdutores, com adaptação da utilização dos próprios equipamentos para gerar a imagem térmica. Os coeficientes de determinação ( $R^2$ ) das curvas sugerem uma relação linear em todos os gráficos.

O erro relativo percentual das ERAs e das potências mostra que vários valores de ambos os parâmetros encontram-se em desacordo com os requisitos estabelecidos pela norma. Isso mostra, como os usuários dos equipamentos precisam de uma maneira que possibilite a verificação periódica dos mesmos, de maneira simples e segura, como poderá ser feita com os corpos de prova apresentados neste trabalho.

## 7 REFERÊNCIAS

ARTHO, P. A. *et al.* A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units. **Physical Therapy**, p. 257–263, 2002.

BUTTERWORTH, I. *et al.* Exploiting Thermochromic Materials for the Rapid Quality Assurance of Physiotherapy Ultrasound Treatment Heads. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 38, n. 5, p. 767–776, 2012.

COOK, B. D.; WERCHAN, R. E. Mapping ultrasonic fields with cholesteric liquid crystals. **Ultrasonics**, v. 9, n. 2, p. 88–94, 1971.

COSTA, R. M. **Protocolo de Medição para Análise Qualitativa de Equipamentos de Ultrassom Fisioterapêuticos Utilizando um Corpo de Prova Termocromático**. 111 f. Tese - Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, Rio de Janeiro. 2015.

FERRARI, C. B. *et al.* Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. **Ultrasonics**, v. 50, n. 7, p. 704–709, 2010.

FISH, P. **Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound**. Edição 1. Editora: Wiley-Blackwell, 1991.

GÓMEZ, W. *et al.* Analysis of Sar With Thermochromic Liquid Crystal Sheets in Focused Ultrasound Beam. **Ultrasound**, p. 819–822, 2006.

GUIRRO, R.; BRITSHCY, S. C.; SANTOS, D. Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment. **Ultrasonics**, v. 39, p. 553–557, 2002.

GUIRRO, R.; SERRÃO, F.; BUCALON, D. E. A. J. Calibration of Acoustic Intensity of Therapeutic Ultrasound Equipment in use in the City of Piracicaba. **Rev. Bras. Fisiot.**, v. 2, n. 1, p. 35–37, 1997.

Norma IEC 61161. **Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements**, 2013.

Norma IEC 61689. **Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz**, 2013.

ISHIKAWA, N. M. *et al.* Análise do Desempenho de Equipamentos de Ultra-Som para Fisioterapia, Operando na Cidade do Rio de Janeiro, Conforme a Norma NBR/IEC 1689 da ABNT. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 6, n. 2, p. 63–69, 2002.

JOHNS, L. D.; STRAUB, S. J.; HOWARD, S. M. Variability in Effective Radiating Area and Output Power of New Ultrasound Transducers at 3 MHz. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n. 1, p. 22–28, 2007.

KOLLMANN, C. *et al.* Variations in the output power and surface heating effects of transducers in therapeutic ultrasound. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 7, p. 1318–1324, 2005.

MAGGI, L. E. *et al.* Development of Silicon-Based Materials for Ultrasound Biological *Phantoms*. **IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings**, p. 1962–1965, 2009.

MARTIN, K.; FERNANDEZ, R. A thermal beam-shape *phantom* for ultrasound physiotherapy transducers. **Ultrasound in Med. & Biol.**, v. 23, n. 8, p. 1267–1274, 1997.

MCCABE, M.; PYE, S. Therapeutic Ultrasound : Risk Associated with Poor Calibration. **Physiotherapy**, v. 83, n. 5, p. 1997, 1997.

OHMIC INSTRUMENTS COMPANY. **ULTRASOUND POWER METERS Models UPM-DT-1AV and UPM-DT-10AV Operator's Manual**, 2009.

QURESHI, F. *et al.* Thermochromic *phantom* for therapeutic ultrasound daily quality assurance. **Journal of Therapeutic Ultrasound**, v. 3, n. Suppl 1, p. 72, 2015.

SCHABRUN, S.; WALKER, H.; CHIPCHASE, L. How Accurate are Therapeutic Ultrasound Machines? **Hong Kong Physiotherapy Journal**, v. 26, n. November, p. 39–44, 2008.

SHUNG, K. K. **Diagnostic Ultrasound Imaging and Blood Flow Measurements**. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2006. 207 p.

THOMPSON, S. M.; FYFE, M. C. A Survey of Output Characteristics of Some New Therapeutic Ultrasound Instruments Manufactured in. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 29, n. 1, p. 10–13, 1983.

ŽAUHAR, G. *et al.* Quantitative testing of physiotherapy ultrasound beam patterns within a clinical environment using a thermochromic tile. **Ultrasonics**, v. 58, p. 6–10, 2015.

ŽAUHAR, G. *et al.* Testing of beam characteristics of physiotherapy ultrasound transducers by analyzing thermal images. **Physica Medica**, v. 32, n. 2016, p. 319, 2016.

## 8 APÊNDICE

Esta seção apresenta as curvas de potência, as frequências de excitação dos transdutores para mapeamento da ERA, as ERAs mapeadas e o erro relativo percentual das ERAs.

### 8.1 CURVAS DE POTÊNCIA

Observa-se nas Tabela 10 e 11 os resultados referentes aos transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 1 respectivamente.

Tabela 10: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 1, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de -20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 1: TRANSDUTOR DE 1 MHz								
Potência nominal [W]	Potência medida [W]					Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,400	0,382	0,364	0,384	0,398	0,386	0,015	-22,88
1,0	0,880	0,878	0,890	0,880	0,886	0,883	0,005	-11,72
1,5	1,440	1,438	1,448	1,440	1,428	1,439	0,007	-4,08
2,0	1,990	1,992	2,006	2,004	2,002	1,999	0,007	-0,06
2,5	2,556	2,560	2,584	2,576	2,568	2,569	0,011	2,75
3,0	3,120	3,104	3,140	3,124	3,140	3,126	0,015	4,19
3,5	3,632	3,602	3,668	3,642	3,644	3,638	0,024	3,93
4,0	4,182	4,170	4,212	4,220	4,190	4,195	0,021	4,87
4,5	4,766	4,736	4,828	4,826	4,790	4,789	0,039	6,43
5,0	5,314	5,288	5,346	5,360	5,338	5,329	0,028	6,58
5,5	6,002	5,972	6,028	6,006	6,026	6,007	0,023	9,21
6,0	6,466	6,412	6,520	6,506	6,492	6,479	0,043	7,99
6,5	7,106	7,028	7,134	7,090	7,094	7,090	0,039	9,08
7,0	7,708	7,678	7,738	7,750	7,732	7,721	0,029	10,30
7,5	8,252	8,202	8,252	8,242	8,268	8,243	0,025	9,91
8,0	8,752	8,718	8,832	8,826	8,842	8,794	0,055	9,93
8,5	9,318	9,352	9,398	9,410	9,412	9,378	0,041	10,33
9,0	9,888	9,930	9,974	9,964	9,906	9,932	0,037	10,36
9,5	10,476	10,476	10,546	10,524	10,530	10,510	0,032	10,64
10,0	11,084	11,122	11,156	11,196	11,202	11,152	0,050	11,52

Tabela 11: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 1, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 1: TRANSDUTOR DE 3MHz									
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,248	0,228	0,254	0,270	0,364	0,273	0,053	-45,44	
1,0	0,826	0,812	0,822	0,820	0,818	0,820	0,005	-18,04	
1,5	1,230	1,348	1,194	1,322	1,212	1,261	0,069	-15,92	
2,0	1,734	1,736	1,704	1,652	1,800	1,725	0,054	-13,74	
2,5	2,096	2,150	2,308	2,236	2,092	2,176	0,094	-12,94	
3,0	2,798	2,802	2,750	2,826	2,748	2,785	0,034	-7,17	
3,5	3,252	3,276	3,254	3,274	3,356	3,282	0,043	-6,22	
4,0	3,862	3,904	3,810	3,840	3,806	3,844	0,040	-3,89	
4,5	4,432	4,516	4,406	4,298	4,384	4,407	0,079	-2,06	
5,0	4,424	5,018	4,880	4,940	4,864	4,825	0,232	-3,50	
5,5	5,556	5,508	5,406	5,420	5,416	5,461	0,067	-0,71	
6,0	6,122	6,094	5,974	5,926	5,958	6,015	0,087	0,25	
6,5	6,602	6,592	6,546	6,458	6,474	6,534	0,066	0,53	
7,0	7,120	7,106	6,958	7,002	7,026	7,042	0,069	0,61	
7,5	7,790	7,704	7,652	7,608	7,600	7,671	0,078	2,28	
8,0	8,269	8,136	8,116	8,050	8,098	8,134	0,082	1,67	
8,5	8,772	8,768	8,632	8,646	8,650	8,694	0,070	2,28	
9,0	9,460	9,418	9,206	9,214	9,168	9,293	0,135	3,26	
9,5	9,884	9,914	9,734	9,698	9,666	9,779	0,112	2,94	
10,0	10,574	10,496	10,276	10,344	10,330	10,404	0,125	4,04	

A Figura 9 mostra o gráfico contendo as médias e desvios padrão apresentados nas Tabelas 10 e 11.

## EQUIPAMENTO 1

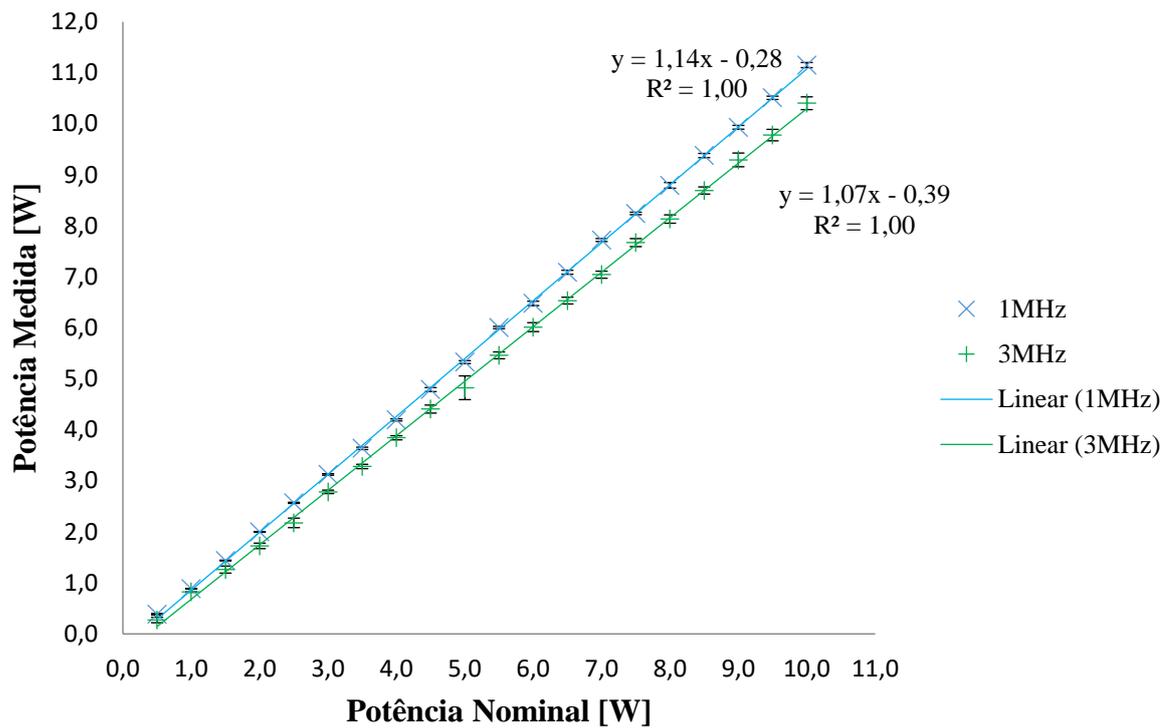


Figura 9: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 1. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas.

As Tabela 12 e 13, mostram respectivamente, os resultados obtidos com os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 2.

Tabela 12: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 2, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 2: TRANSDUTOR DE 1MHz									
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,378	0,384	0,388	0,390	0,386	0,385	0,005	-22,96	
1,0	0,874	0,904	0,912	0,870	0,876	0,887	0,019	-11,28	
1,5	1,474	1,446	1,458	1,456	1,472	1,461	0,012	-2,59	
2,0	1,976	1,982	1,984	1,976	1,968	1,977	0,006	-1,14	
2,5	2,508	2,504	2,502	2,512	2,506	2,506	0,004	0,26	
3,0	3,052	3,030	3,036	3,040	3,038	3,039	0,008	1,31	
3,5	3,608	3,612	3,622	3,614	3,608	3,613	0,006	3,22	
4,0	4,200	4,216	4,208	4,208	4,218	4,210	0,007	5,25	
4,5	4,808	4,796	4,798	4,794	4,798	4,799	0,005	6,64	
5,0	5,402	5,424	5,430	5,430	5,422	5,422	0,012	8,43	
5,5	5,954	5,948	5,958	5,968	5,952	5,956	0,008	8,29	
6,0	6,642	6,700	6,624	6,640	6,630	6,647	0,030	10,79	
6,5	7,130	7,134	7,128	7,128	7,112	7,126	0,008	9,64	
7,0	7,760	7,764	7,778	7,814	7,830	7,789	0,031	11,27	
7,5	8,550	8,532	8,516	8,500	8,512	8,522	0,019	13,63	
8,0	9,010	9,052	9,036	9,028	9,100	9,045	0,034	13,07	
8,5	9,650	9,626	9,652	9,536	9,528	9,598	0,062	12,92	
9,0	10,056	10,086	10,130	10,118	10,086	10,095	0,029	12,17	
9,5	10,756	10,700	10,600	10,618	10,690	10,673	0,064	12,35	
10,0	11,272	11,312	11,302	11,174	11,218	11,256	0,058	12,56	

Tabela 13: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 2, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 2: TRANSDUTOR DE 3MHz									
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,338	0,384	0,328	0,262	0,267	0,316	0,051	-36,84	
1,0	0,846	0,848	0,852	0,860	0,854	0,852	0,005	-14,80	
1,5	1,388	1,372	1,432	1,408	1,386	1,397	0,023	-6,85	
2,0	1,850	1,866	1,862	1,870	1,872	1,864	0,009	-6,80	
2,5	2,388	2,362	2,370	2,400	2,398	2,384	0,017	-4,66	
3,0	2,920	2,846	2,904	2,912	2,936	2,904	0,034	-3,21	
3,5	3,502	3,478	3,470	3,416	3,462	3,466	0,032	-0,98	
4,0	3,996	4,012	4,048	4,044	4,080	4,036	0,033	0,90	
4,5	4,606	4,640	4,594	4,616	4,584	4,608	0,022	2,40	
5,0	5,114	5,150	5,138	4,318	4,320	4,808	0,447	-3,84	
5,5	5,672	5,746	5,712	5,728	5,688	5,709	0,030	3,80	
6,0	6,258	6,308	6,276	6,312	6,342	6,299	0,033	4,99	
6,5	6,830	6,856	6,836	6,380	6,732	6,727	0,200	3,49	
7,0	6,634	7,452	7,386	7,352	7,378	7,240	0,341	3,43	
7,5	7,462	7,552	7,870	7,962	7,992	7,768	0,244	3,57	
8,0	8,506	8,490	8,482	8,596	7,968	8,408	0,250	5,11	
8,5	9,140	8,682	9,152	9,148	9,012	9,027	0,201	6,20	
9,0	9,764	9,852	9,774	9,764	9,530	9,737	0,121	8,19	
9,5	10,254	10,120	10,264	10,346	10,390	10,275	0,104	8,16	
10,0	10,920	10,770	10,990	11,056	10,888	10,925	0,108	9,25	

A Figura 10 mostra o gráfico contendo as médias e desvios padrão apresentados nas Tabela 12 e 13.

## EQUIPAMENTO 2

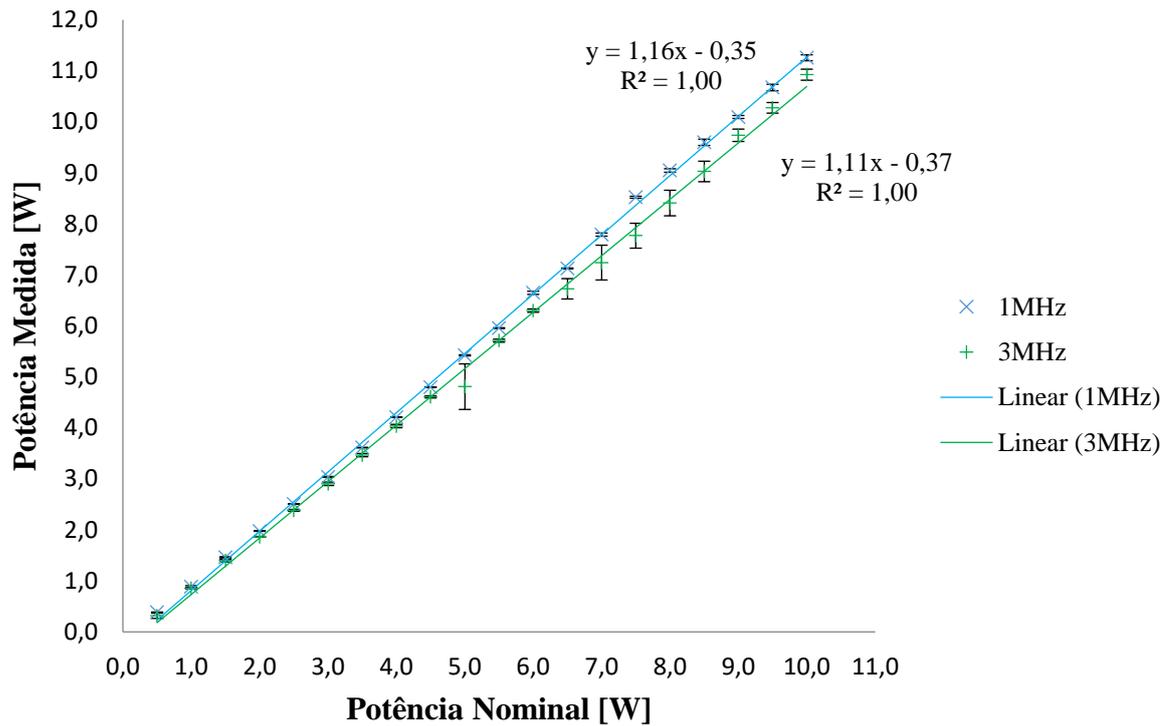


Figura 10: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 2. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas.

A seguir Tabela 14 e 15 mostram os resultados obtidos com o equipamento 3, em ambos os transdutores.

Tabela 14: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 3, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 3: TRANSDUTOR DE 1MHz									
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,540	0,550	0,552	0,582	0,544	0,554	0,017	10,72	
1,0	1,174	1,186	1,188	1,212	1,242	1,200	0,027	20,04	
1,5	1,794	1,854	1,784	1,764	1,848	1,809	0,040	20,59	
2,0	2,444	2,400	2,424	2,440	2,474	2,436	0,027	21,82	
2,5	3,082	3,094	3,072	3,098	3,100	3,089	0,012	23,57	
3,0	3,678	3,682	3,646	3,682	3,630	3,664	0,024	22,12	
3,5	4,264	4,418	4,354	4,308	4,290	4,327	0,061	23,62	
4,0	4,980	4,960	4,992	4,972	5,052	4,991	0,036	24,78	
4,5	5,712	5,724	5,702	5,632	5,620	5,678	0,048	26,18	
5,0	6,134	6,358	6,336	6,188	6,354	6,274	0,105	25,48	
5,5	7,070	7,092	7,014	7,000	6,872	7,010	0,086	27,45	
6,0	7,634	7,542	7,712	7,626	7,116	7,526	0,237	25,43	
6,5	8,234	8,290	8,332	8,266	8,294	8,283	0,036	27,43	
7,0	8,832	8,826	8,980	8,964	8,864	8,893	0,074	27,05	
7,5	9,346	9,328	9,464	9,496	9,498	9,426	0,083	25,69	
8,0	10,113	10,164	10,290	10,090	10,114	10,154	0,081	26,93	
8,5	11,398	9,384	9,592	9,436	10,534	10,069	0,877	18,46	
9,0	9,582	11,238	10,624	10,648	9,864	10,391	0,665	15,46	
9,5	11,790	11,394	10,994	11,236	11,136	11,310	0,305	19,05	
10,0	11,992	11,308	11,508	11,388	10,598	11,359	0,501	13,59	

Tabela 15: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 3, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 3: TRANSDUTOR DE 3MHz								
Potência nominal [W]	Potência medida [W]					Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,480	0,474	0,476	0,472	0,486	0,478	0,006	-4,48
1,0	0,952	0,930	0,942	0,946	0,974	0,949	0,016	-5,12
1,5	1,392	1,404	1,436	1,424	1,396	1,410	0,019	-5,97
2,0	1,962	1,980	1,982	1,968	1,942	1,967	0,016	-1,66
2,5	2,366	2,302	2,382	2,420	2,422	2,378	0,049	-4,86
3,0	2,888	2,824	2,854	2,824	2,834	2,845	0,027	-5,17
3,5	3,362	3,278	3,372	3,394	3,322	3,346	0,046	-4,41
4,0	3,902	3,950	3,920	3,864	3,876	3,902	0,034	-2,44
4,5	4,400	4,402	4,412	4,472	4,432	4,424	0,030	-1,70
5,0	4,702	4,842	4,912	4,770	4,804	4,806	0,078	-3,88
5,5	5,306	5,256	5,258	5,308	5,298	5,285	0,026	-3,91
6,0	5,766	5,702	5,698	5,842	5,718	5,745	0,060	-4,25
6,5	6,238	6,264	6,222	6,282	6,288	6,259	0,028	-3,71
7,0	6,852	6,662	6,658	6,670	6,712	6,711	0,082	-4,13
7,5	7,140	7,134	7,244	7,160	7,124	7,160	0,049	-4,53
8,0	7,720	7,820	7,804	7,892	7,854	7,818	0,064	-2,27
8,5	8,008	8,242	8,224	8,086	8,218	8,156	0,103	-4,05
9,0	8,628	8,702	8,684	8,678	8,652	8,669	0,029	-3,68
9,5	9,114	9,144	9,160	9,316	9,326	9,212	0,101	-3,03
10,0	9,610	9,636	9,728	9,708	9,726	9,682	0,055	-3,18

O Figura 11 mostra o gráfico contendo as médias e desvios padrão apresentados nas Tabela 14 e 15.

### EQUIPAMENTO 3

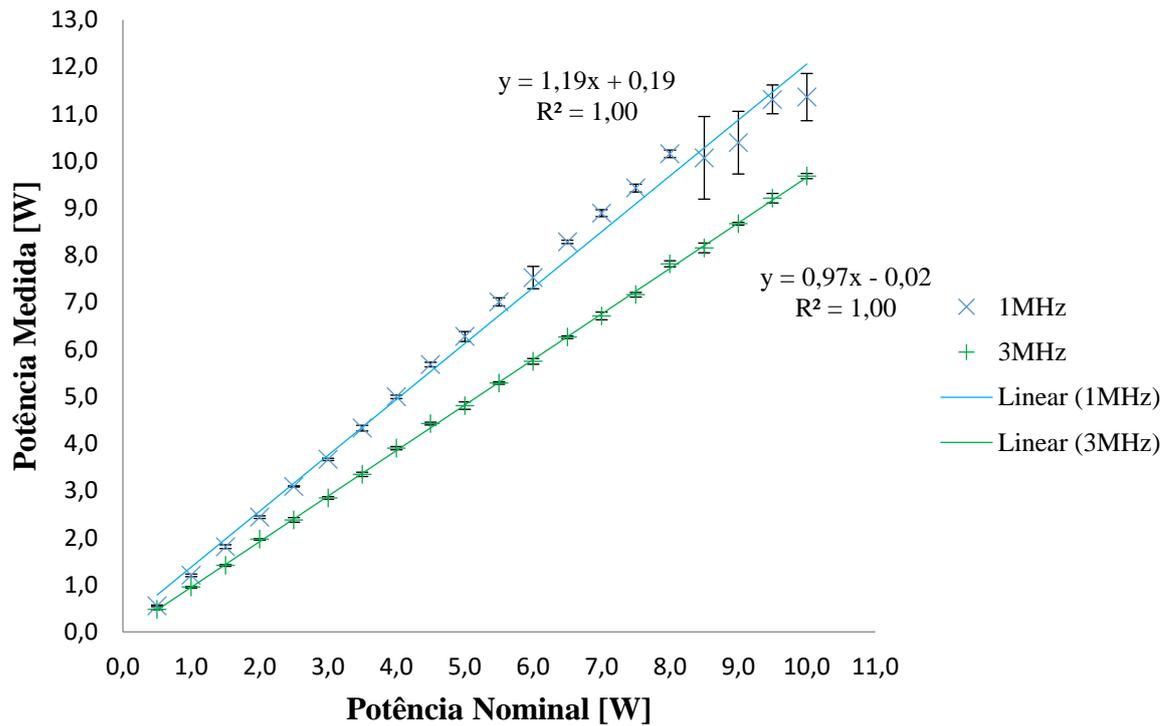


Figura 11: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 3. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas.

A Tabela 16 mostra as potências medidas no transdutor de 3 MHz do equipamento 4.

Tabela 16: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 4, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de -20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 4: TRANSDUTOR DE 3 MHz									
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Média	Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,410	0,126	0,440	0,460	0,124	0,312	0,172	-37,60	
1,0	0,796	0,908	0,928	0,888	0,902	0,884	0,051	-11,56	
1,5	1,384	1,398	1,389	1,374	1,350	1,379	0,018	-8,07	
2,0	1,890	1,904	1,866	1,840	1,684	1,837	0,089	-8,16	
2,5	2,234	2,322	2,424	2,194	2,266	2,288	0,089	-8,48	
3,0	2,744	2,798	2,772	2,582	2,816	2,742	0,094	-8,59	
3,5	3,296	3,326	3,340	3,004	3,252	3,244	0,138	-7,33	
4,0	3,800	3,858	3,826	3,738	3,820	3,808	0,045	-4,79	
4,5	4,406	4,370	4,340	4,284	4,364	4,353	0,045	-3,27	
5,0	4,696	4,838	4,828	4,774	4,820	4,791	0,059	-4,18	
5,5	5,366	5,378	5,274	5,364	5,306	5,338	0,045	-2,95	
6,0	5,808	5,800	5,758	5,768	5,878	5,802	0,047	-3,29	
6,5	6,268	6,314	6,148	6,312	6,262	6,261	0,068	-3,68	
7,0	6,722	6,934	6,670	6,722	6,782	6,766	0,102	-3,34	
7,5	7,438	7,286	7,210	7,314	7,414	7,332	0,094	-2,23	
8,0	7,664	7,892	7,654	7,792	7,768	7,754	0,098	-3,07	
8,5	8,298	8,264	8,326	8,356	8,264	8,302	0,040	-2,33	
9,0	8,722	8,826	8,602	8,708	8,818	8,735	0,092	-2,94	
9,5	9,126	9,246	9,032	9,202	9,172	9,156	0,082	-3,63	
10,0	9,832	9,802	9,718	9,872	9,818	9,808	0,057	-1,92	

A Figura 12 mostra o gráfico contendo as médias e desvios padrão apresentados na Tabela 16.

### EQUIPAMENTO 4

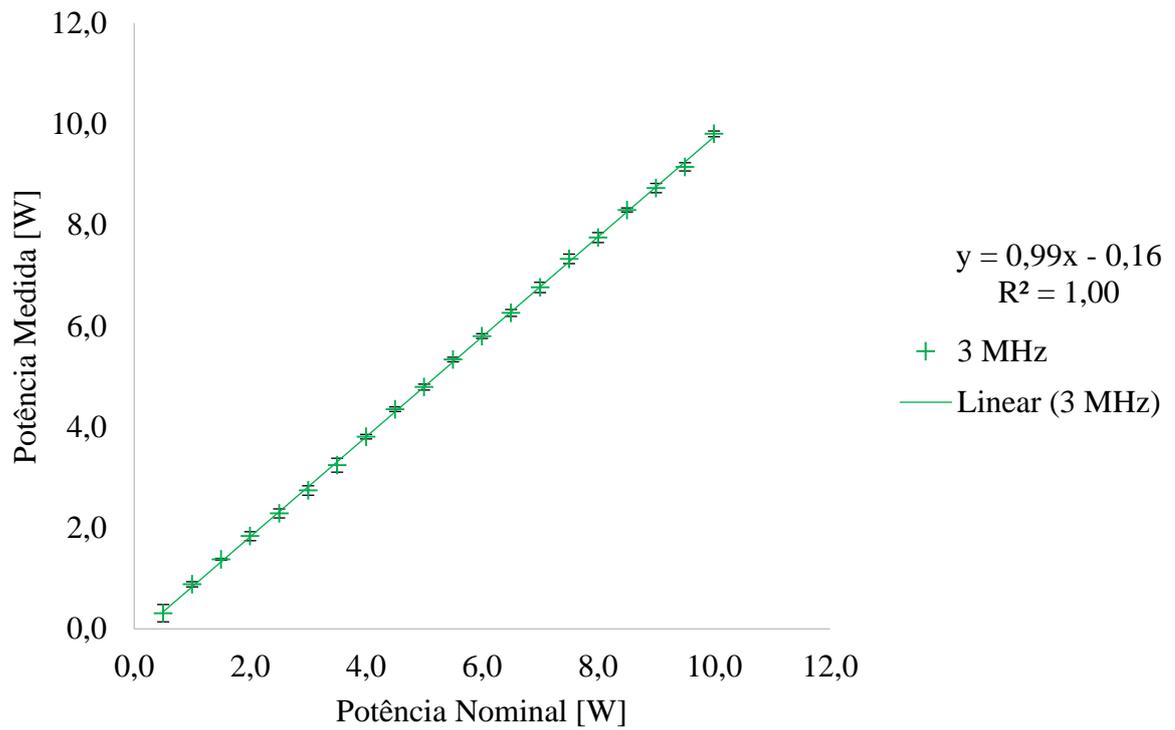


Figura 12: Gráfico mostrando o transdutor de 3 MHz do equipamento 4. Nota-se a equação e o  $R^2$  na reta.

Com os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 5, obtivemos os seguintes resultados apresentados respectivamente nas Tabelas 17 e 18.

Tabela 17: Repetições da potência medida no transdutor de 1 MHz do equipamento 5, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 5: TRANSDUTOR DE 1 MHz								
<b>Potência nominal [W]</b>	<b>Potência medida [W]</b>						<b>Desvio Padrão</b>	<b>Erro relativo percentual</b>
						<b>Média</b>		
0,5	0,452	0,448	0,454	0,448	0,480	0,456	0,013	-8,72
1,0	1,010	1,004	1,014	0,996	0,990	1,003	0,010	0,28
1,5	1,610	1,600	1,620	1,620	1,534	1,597	0,036	6,45
2,0	2,262	2,192	2,206	2,208	2,164	2,206	0,036	10,32
2,5	2,770	2,790	2,820	2,836	2,752	2,794	0,035	11,74
3,0	3,440	3,430	3,484	3,494	3,416	3,453	0,034	15,09
3,5	3,962	3,974	4,030	4,058	3,878	3,980	0,070	13,73
4,0	4,578	4,570	4,624	4,664	4,470	4,581	0,073	14,53
4,5	5,208	5,196	5,272	5,296	5,072	5,209	0,087	15,75
5,0	5,826	5,826	5,916	5,938	5,648	5,831	0,114	16,62
5,5	6,618	6,406	6,476	6,434	6,014	6,390	0,225	16,17
6,0	7,072	6,968	7,056	7,106	6,620	6,964	0,199	16,07
6,5	7,712	7,606	7,628	7,676	7,176	7,560	0,218	16,30
7,0	8,182	8,072	8,164	8,142	7,646	8,041	0,225	14,87
7,5	8,814	8,660	8,752	8,758	8,208	8,638	0,247	15,18
8,0	9,306	9,206	9,272	9,240	8,786	9,162	0,213	14,53
8,5	9,842	9,676	9,772	9,836	9,104	9,646	0,310	13,48
9,0	10,308	10,194	10,250	10,106	9,252	10,022	0,437	11,36
9,5	10,870	10,648	10,754	10,502	10,132	10,581	0,285	11,38
10,0	11,380	11,204	11,248	10,492	10,276	10,920	0,499	9,20

Tabela 18: Repetições da potência medida no transdutor de 3 MHz do equipamento 5, mostrando sua média, desvio padrão e erro relativo percentual, onde valores acima de 20% e abaixo de - 20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013).

EQUIPAMENTO 5: TRANSDUTOR DE 3 MHz								
Potência nominal [W]	Potência medida [W]						Desvio Padrão	Erro relativo percentual
0,5	0,432	0,426	0,446	0,440	0,468	0,442	0,016	-11,52
1,0	0,960	0,980	0,984	0,980	0,992	0,979	0,012	-2,08
1,5	1,506	1,498	1,522	1,542	1,512	1,516	0,017	1,07
2,0	2,034	2,102	2,082	2,082	2,060	2,072	0,026	3,60
2,5	2,572	2,556	2,606	2,606	2,558	2,580	0,025	3,18
3,0	3,156	3,164	3,224	3,202	3,164	3,182	0,030	6,07
3,5	3,724	3,772	3,750	3,786	3,694	3,745	0,037	7,01
4,0	4,286	4,266	4,340	4,332	4,332	4,311	0,033	7,78
4,5	4,832	4,826	4,814	4,882	4,824	4,836	0,027	7,46
5,0	5,440	5,444	5,528	5,492	5,462	5,473	0,037	9,46
5,5	5,966	6,012	6,030	5,916	6,006	5,986	0,046	8,84
6,0	6,554	6,524	6,574	6,568	6,586	6,561	0,024	9,35
6,5	7,088	7,128	7,200	7,210	7,142	7,154	0,051	10,06
7,0	7,622	7,692	7,700	7,716	7,708	7,688	0,038	9,82
7,5	8,188	8,244	8,434	8,428	8,308	8,320	0,110	10,94
8,0	8,598	8,930	8,876	9,026	8,792	8,844	0,162	10,56
8,5	9,448	9,520	9,484	9,512	9,594	9,512	0,054	11,90
9,0	10,122	10,028	10,172	10,120	10,066	10,102	0,056	12,24
9,5	10,708	10,704	10,622	10,782	10,642	10,692	0,063	12,54
10,0	11,050	11,124	11,150	11,030	11,228	11,116	0,080	11,16

A Figura 13 mostra o gráfico contendo as médias e desvios padrão apresentados nas Tabelas 17 e 18.

## EQUIPAMENTO 5

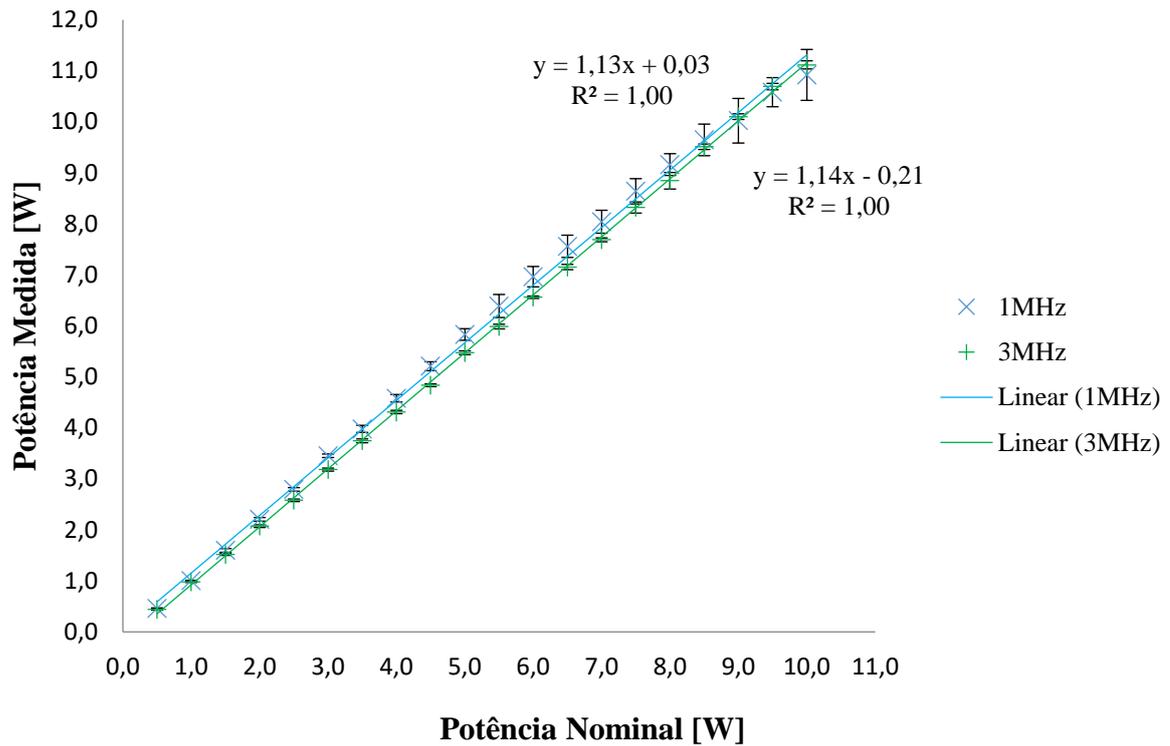


Figura 13: Gráfico mostrando os transdutores de 1 e 3 MHz do equipamento 5. Nota-se as equações e o  $R^2$  de ambas as retas.

## 8.2 FREQUÊNCIA DE EXCITAÇÃO DOS TRANSDUTORES PARA MAPEAMENTO DA ERA

Para os equipamentos 1 a 5, as frequências adquiridas para obtenção da frequência média utilizada para excitar os transdutores no momento do mapeamento da ERA, pode ser observada na Tabela 19.

Tabela 19: Frequência utilizada no gerador de sinais para excitar cada um dos transdutores.

EQUIPAMENTO	FREQUÊNCIA DO TRANSDUTOR	FREQUÊNCIAS EMITIDAS PELO EQUIPAMENTO DE ULTRASSOM					MÉDIA
1	1 MHz	1,367 MHz	1,067 MHz	1,026 MHz	1,293 MHz	1,013 MHz	1,153 MHz
	3 MHz	3,081 MHz	3,000 MHz	2,938 MHz	2,952 MHz	3,022 MHz	2,999 MHz
2	1 MHz	1,063 MHz	1,086 MHz	1,052 MHz	1,360 MHz	1,107 MHz	1,134 MHz
	3 MHz	3,188 MHz	3,518 MHz	2,766 MHz	3,404 MHz	3,158 MHz	3,207 MHz
3	1 MHz	1,067 MHz	1,378 MHz	1,005 MHz	993,0 kHz	1,029 MHz	1,090 MHz
	3 MHz	3,120 MHz	3,064 MHz	2,978 MHz	3,063 MHz	2,971 MHz	3,040 MHz
4	1 MHz	969,6 kHz	882,6 kHz	1,070 MHz	1,047 MHz	1,072 MHz	1,008 MHz
	3 MHz	2,877 MHz	2,972 MHz	3,260 MHz	2,994 MHz	2,994 MHz	3,019 MHz

### 8.3 ERAs MAPEADAS

As Figura 14 a 18 mostram os resultados dos mapeamentos dos transdutores, obtidos com o tranque acústico.

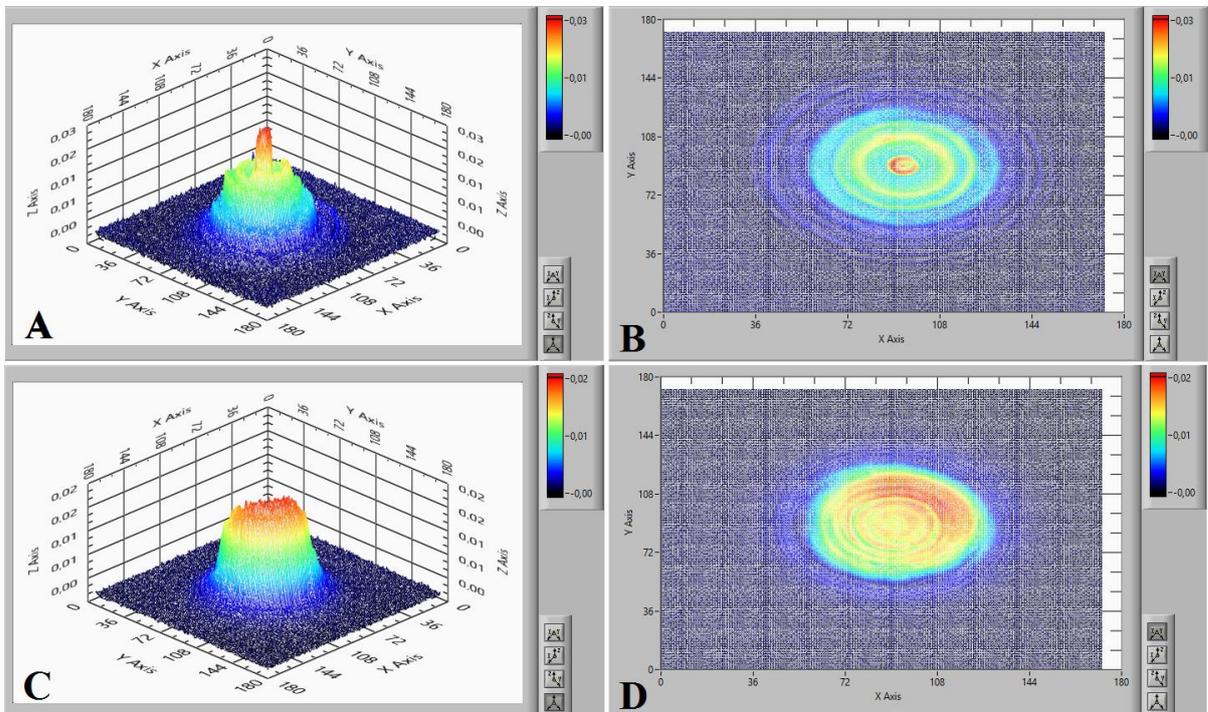


Figura 14: Equipamento 1. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz.

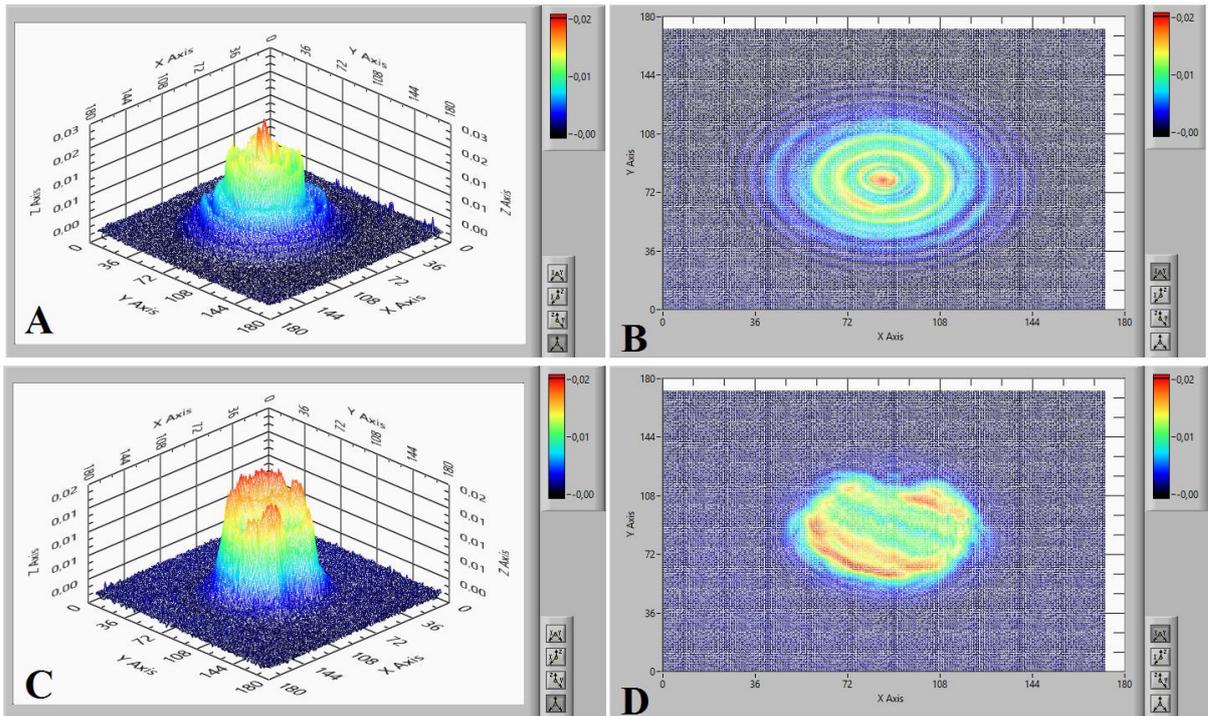


Figura 15: Equipamento 2. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz.

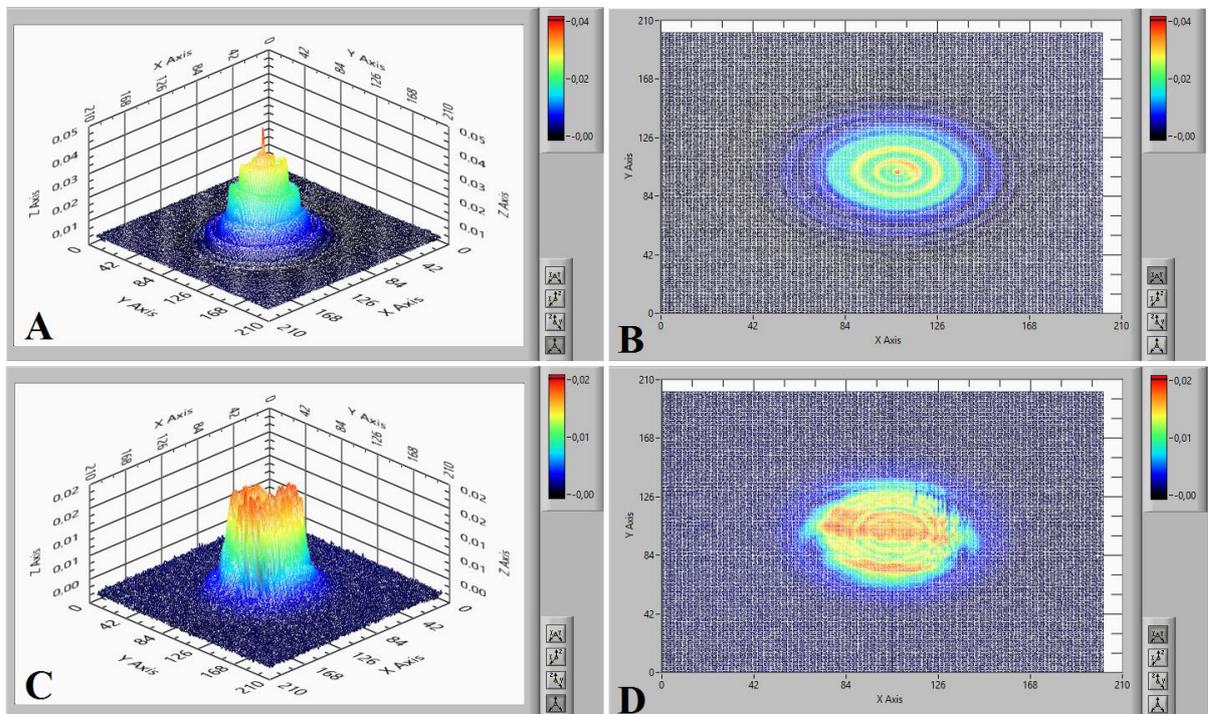


Figura 16: Equipamento 3. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz.

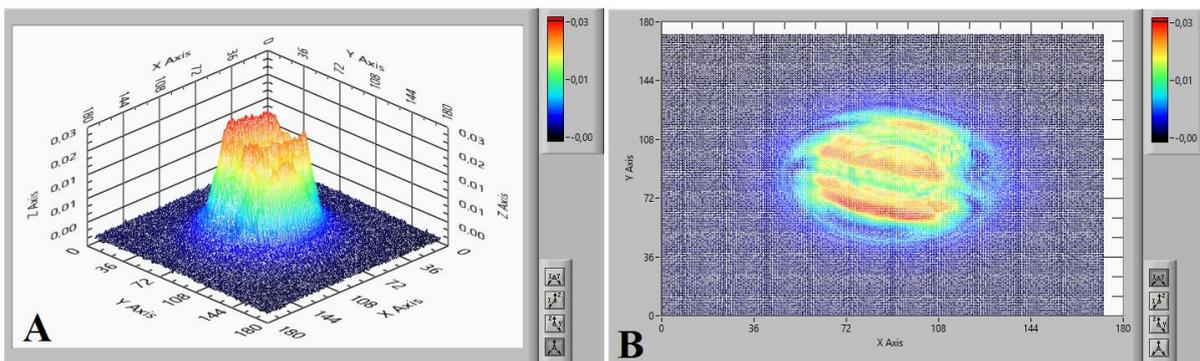


Figura 17: Equipamento 4. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz.

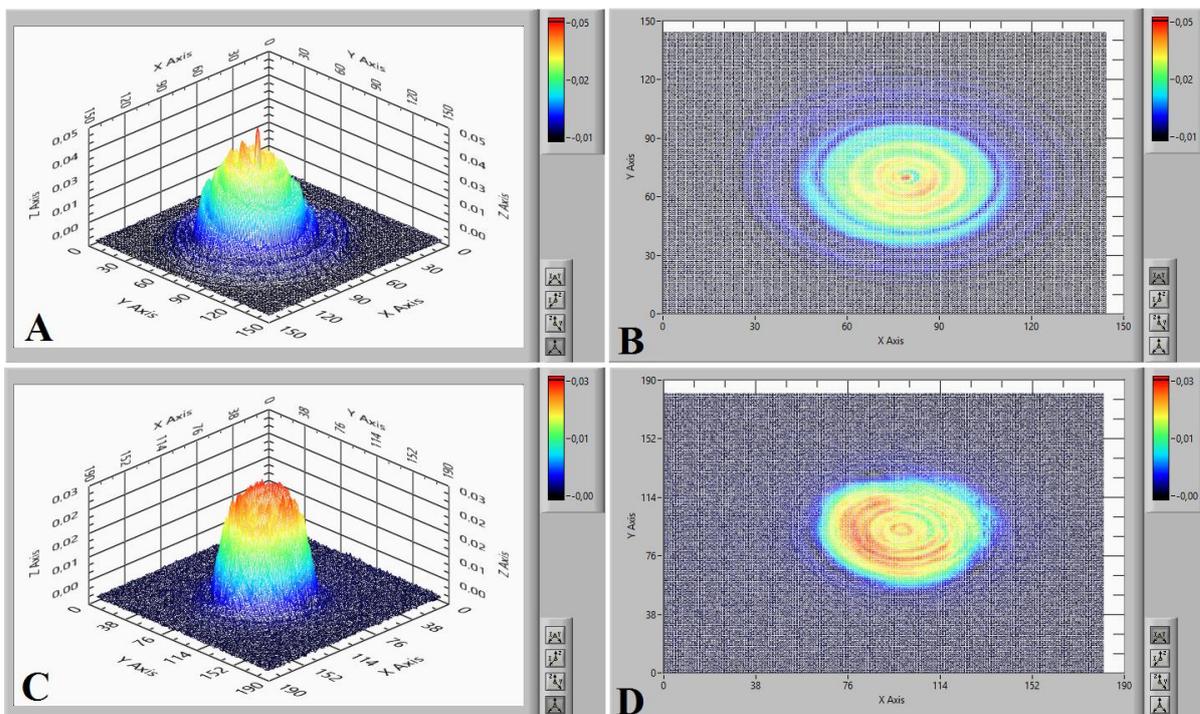


Figura 18: Equipamento 5. As letras **A** e **B** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 1 MHz. As letras **C** e **D** mostram duas perspectivas diferentes do mapeamento no transdutor de 3 MHz.

#### 8.4 ERRO RELATIVO PERCENTUAL DA ERA

A tabela a seguir apresenta o erro percentual das ERAs calculadas.

Tabela 20: Erro relativo percentual, comparando o valor da ERA encontrado, com o valor da área indicado pelo fabricante. Valores acima de 20% e abaixo de -20% encontram-se fora da faixa estabelecida pela norma IEC 61689 (2013)

EQUIPAMENTO	FREQUÊNCIA DO TRANSDUTOR [MHz]	ERA MEDIDA [cm <sup>2</sup> ]	ÁREA INDICADA PELO FABRICANTE	ERRO RELATIVO PERCENTUAL
1	1	4,67	5,0	-7,07
	3	4,08	5,0	-22,55
2	1	4,70	5,0	-6,38
	3	4,09	5,0	-22,25
3	1	3,58	5,0	-39,66
	3	4,32	5,0	-15,74
4	3	4,60	5,0	-8,70
5	1	3,00	5,0	-66,67
	3	3,77	5,0	-32,63