



IMAGEM DE ULTRASSOM POR MEIO DE MUDANÇAS INDUZIDAS NA ENERGIA
RETROESPALHADA: SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Mario Edmundo Pastrana Chalco

Tese de Doutorado 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 Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
César Domingues Teixeira

Rio de Janeiro
Junho de 2023

IMAGEM DE ULTRASSOM POR MEIO DE MUDANÇAS INDUZIDAS NA ENERGIA
RETROESPALHADA: SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.

Mario Edmundo Pastrana Chalco

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

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
César Domingues Teixeira

Aprovada por: Prof. Antônio Maurício Ferreira Leite Miranda de Sá
Prof. Mário João Simões Ferreira dos Santos
Prof. Joaquim Miguel Maia
Prof. Eduardo Tavares
Prof. Antônio Adilton Oliveira Carneiro

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
JUNHO DE 2023

Chalco, Mario Edmundo Pastrana

Imagem de ultrassom por meio de mudanças induzidas na energia retroespalhada. Simulação computacional. / Mario Edmundo Pastrana Chalco. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2023.

XIII, 67 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

César Domingues Teixeira

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2023.

Referências Bibliográficas: p. 65-67.

1. Energia Retroespalhada (*Changes in Backscattered Energy – CBE*). 2. *k-Wave*. 3. Simulação Computacional - Ultrassom. 4. COMSOL. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATORIA

Dedico este trabalho à minha mãe que, desde o começo da minha vida acadêmica, sempre me apoiou e soube me orientar, e ao meu pai (*in memoriam*) por me mostrar que os pais sempre vão te apoiar enquanto tiverem vitalidade.

AGRADECIMENTOS

Antes de começar com este texto quero agradecer a Deus por sempre me iluminar e me guiar no meu caminho e me permitir estar aqui e agora escrevendo.

Agradeço ao meu orientador que, desde que cheguei a esta nação, foi como um pai para mim, mesmo sendo às vezes rigoroso. Obrigado, professor Wagner Coelho, por toda essa paciência para comigo e por me ajudar a trilhar meu caminho acadêmico.

Agradeço ao meu orientador César Teixeira e à sua família por todo o apoio que me deram quando cheguei à península Ibérica, sem vosso apoio acho que teria voltado logo para o Brasil. Além disso, junto com meu orientador Wagner, ajudaram a trilhar meu caminho da melhor forma durante a minha estância no velho continente.

Minha permanência foi agradável em terras lusitanas também pelos orientados dele, Mauro e Rodrigo, com quem convivi durante todo o meu período de intercâmbio. Além de me auxiliarem no convívio dentro do DEI-UC me apresentaram uma das coisas que mais tenho saudade de Portugal, a francesinha. Quase no finalzinho, apareceu a musa portuguesa Adriana, superdivertida, alegre e bem receptiva com este pobre peruano misturado com brasileiro (rsrs). A toda a família do DEI da UC meu eterno agradecimento por me apoiarem tanto no aprendizado e no convívio na cultura portuguesa que acabei amando.

Agradeço à minha família que, da sua forma e do seu jeito, sempre estiveram tentando me dar forças, mesmo quando eu queria desfalecer por não ter mais tempo nem para respirar. Mami, muchas gracias por todo y discúlpame por haber estado impaciente por varios momentos. Emilio, gracias por darme la tranquilidad de cuidar a mami por mí eso me permite poder continuar en mi lucha diaria y gracias, Carlita por todo tu cariño, mi hermana, la hija que mi mami siempre quiso.

Este trabalho me permitiu conhecer um casal muito particular, muito inteligente e que me mostrou a paixão por pesquisar de uma forma totalmente diferente à que tinha visto até então. Juntar a complexidade das simulações com comparações cotidianas ou visualizar os modelos matemáticos com outro olhar foram fundamentais no pior momento durante esta

caminhada. Muitíssimo obrigado Eduardo Moreno e Martha Castillo pela paciência, tempo e amizade, sem esse toque caribenho nada disto teria acontecido. Fico eternamente grato a vocês dois e espero que o destino permita-nos ver novamente e em outra circunstância para poder lhes apresentar outras maravilhas desta terra.

Agradeço aos meus amigos/colegas de todos os entornos nos quais eu convivo, pois sempre me estimularam e estimulam a ir em frente e apostam muito em minha pessoa, muito obrigado mesmo.

Esta última parte é um agradecimento com saudade, pois terminar o doutorado era para ser um momento único, mas em 02 de março de 2020 fiquei sem chão e até hoje tento me recompor. Minha vida mudou, minhas prioridades e planejamentos ficaram conturbados e o medo cresceu incomensuravelmente. Parte de você está aqui e, com a minha vida conturbada, foi você que me deu forças para não desistir, pois este era seu sonho e imagino a cara de felicidade que teria ao me ver com o diploma na mão. Agradeço-lhe por me ensinar que, mesmo sendo diferentes, podíamos chegar a ser amigos e, que independente do que for: **“mientras esté vivo y tenga fuerzas te ayudaré”**.

Hoje não estás mais fisicamente e a tua falta sempre é sentida. Agradeço-te por cada minuto vivido no meu último natal em família, por parar o mundo por mim nesse curto tempo, sem pensar que seriam os nossos últimos momentos juntos. Sinto saudade de muitas coisas, mas a principal é da sua frieza nos momentos certos, pois sim, alguém tem de ficar lúcido, coerente e objetivo nos piores momentos.

Obrigado a todos os que me apoiaram para poder concluir este longo caminho.

Agradeço às agências que apoiaram financeiramente o desenvolvimento deste trabalho, CAPES, CNPq, FCT e FAPERJ, em especial à parceria dos projetos CAPES/FCT que permitiram a realização de intercâmbio de conhecimentos entre a COPPE/UFRJ e a Universidade de Coimbra.

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

IMAGEM DE ULTRASSOM POR MEIO DE MUDANÇAS INDUZIDAS NA ENERGIA RETRO-ESPALHADA: SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Mario Edmundo Pastrana Chalco

Junho/2023

Orientadores: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

César Domingues Teixeira

Departamento: Engenharia Biomédica

A ultrassonografia é um dos métodos de imagem mais utilizados atualmente devido a não oferecer risco potencial ao paciente por ser não ionizante, além de ser não invasivo e de baixo custo. Todavia, se comparado com técnicas como tomografia computadorizada e ressonância magnética, fornece uma imagem com menos detalhes e ainda é operador-dependente. Por outro lado, alguns estudos observaram que a variação de temperatura influencia nas propriedades acústicas do meio. Assim, avaliando-se as mudanças induzidas se poderia estimar a temperatura de forma não invasiva. A mudança de energia retroespalhada (CBE – *Change in backscattered Energy*) é uma das características sensíveis à variação de temperatura. Este trabalho usa a variação de energia retroespalhada para propor uma nova técnica de formação de imagens de ultrassom que apresenta impacto na melhora da diferenciação dos tecidos com diferentes tipos de espalhador, pois estes têm comportamentos distintos com a variação da temperatura. As plataformas k-Wave e COMSOL foram usadas para realizar a simulação de phantoms numéricos, propagação da onda e imagem. A conclusão principal foi que a nova imagem é influenciada pelo percentual de espalhadores aquosos (músculo) e os lipídicos dominam tal fenômeno. Assim, além do contraste entre os meios gordura e músculo, a imagem teria o potencial de avaliar a quantidade de gordura nos tecidos biológicos.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ULTRASOUND IMAGING THROUGH CHANGES INDUCED IN BACKSCATTERED
ENERGY: COMPUTATIONAL SIMULATION

Mario Edmundo Pastrana Chalco

June/2023

Advisors: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

César Domingues Teixeira

Department: Biomedical Engineering

Ultrasound is one of the most used technique methods because it does not pose a potential risk to the patient as it is non-ionizing, in addition to being non-invasive and low-cost. However, compared to techniques such as computed tomography and magnetic resonance imaging, it provides an image with less detail and it is still operator-dependent. On the other hand, some studies observed that the temperature variation influences the acoustic properties of the medium. Thus, in principle, by evaluating the induced changes, the medium temperature could be estimated non-invasively. Backscattered energy (CBE – Change in backscattered Energy) is one of the characteristics sensitive to temperature variation. This work uses backscattered energy variation to propose a new ultrasound imaging technique that has an impact on improving tissue differentiation with different types of scatterers, as these have different behaviors with temperature variation. The k-Wave and COMSOL platforms were used to simulate numerical phantoms, wave propagation and the new imaging. The main conclusion was that the new image is influenced by the percentage of aqueous (muscle) and lipidic scatterers and the latter dominate this phenomenon. Thus, in addition to the contrast between fat and muscle, the image would have the potential to assess the amount of fat in biological tissues.

SUMÁRIO

FOLHA DE ROSTO	
FOLHA DE APROVAÇÃO	
FICHA CATALOGRÁFICA	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMENTOS	v
RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
SUMÁRIO	x
LISTA DE FIGURAS	xiii
LISTA DE TABELAS	xvii
Capítulo I. INTRODUÇÃO	01
I.1 Objetivo	07
Capítulo II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	08
II.1 Princípios Físicos do Ultrassom	08
II.2 Formação da Imagem de Ultrassom	12
II.3 <i>Change in Backscattered Energy- CBE</i>	13
II.4 Modelo de (BJORN, 2017) para materiais não homogêneos	17
Capítulo III. MATERIAIS E MÉTODOS	19
IV.1 Simulação Computacional usando K-Wave	19
IV.2 Simulação em COMSOL V5.5	21
IV.3 Simulação <i>Ex-Vivo</i>	22
IV.4 Formação da Imagem	24
IV.4) Análise do sinal de RF	25

Capítulo IV. RESULTADOS	26
V.1 Caso 1: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> círculos concêntricos com espalhadores lipídico e muscular	26
V.2 Caso 2: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> concêntricos com raios diferentes e com espalhadores lipídico e muscular	37
V.3 Caso 3: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> retângulos de diferente espessura com espalhadores lipídico e muscular	42
V.4 Caso 4: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> retângulos de diferente espessura com espalhadores lipídico e muscular (continuação caso 3)	45
V.5 Caso 5: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> círculos concêntricos com espalhadores lipídico e muscular com diferente densidade de espalhadores	48
V.6 Caso 6: Simulação com k-Wave – <i>Phantoms</i> de círculos bipartidos com espalhadores lipídico e muscular e com linhas do espalhador oposto	53
V.7 Caso 7: Simulação em COMSOL V5.5	56
Capítulo V. DISCUSSÃO	59
Capítulo VI. CONCLUSÃO	64
Capítulo VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

Lista de Figuras

Figura 1. Diagrama ilustrativo que mostra o processo de reflexão e transmissão quando a onda ultrassônica encontra uma interfase de meios com impedância acústica distinta.

Figura 2. Diagrama simplificado da obtenção de imagens Modo-A

Figura 3. Comportamento das CBEs nos espalhadores lipídicos com o aumento da temperatura.

Figura 4. Comportamento dos CBEs nos espalhadores aquosos com o aumento da temperatura.

Figura 5. Meio não homogêneo definido de acordo com (12 e 13). A cor verde representa a água onde se distribuem aleatoriamente os espalhadores muscular (vermelho) e lipídico (azul).

Figura 6. Grelha utilizada nas simulações a qual simula uma região efetiva de 20 mm. N_x e N_y igual a 1024 pontos, o PML (*Perfect Match Layer*) de 20 pontos em todas as bordas. O tamanho de cada elemento é $dx = dy = 19,53 \mu\text{m}$.

Figura 7. Domínio com três camadas, circundado de 9 retângulos PML (*perfect matching layer*). Além disto apresenta un array de 32 elementos a 2 MHz.

Figura 8. Função de excitação $V_0(t)$ utilizada para realizar a simulação do phantom descrito na Figura 7.

Figura 9. Sistema para à aquisição das imagens de Ultrassom modo B a diferentes temperaturas.

Figura 10. Diagrama de blocos do processo de aquisição dos vídeos nas simulações *ex-vivo* em diferentes temperaturas.

Figura 11. Processo de formação da imagem paramétrica. A partir do mapeamento dos níveis de cinza de cada pixel nas imagens de modo B em diferentes temperaturas obtém-se a imagem paramétrica.

Figura 12. Corpo de prova para mimetizar tecidos muscular e lipídico concêntricos.

Figura 13. Imagens ultrassom em modo B do *Phantom* da Figura (12) a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 14. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 15. Subdivisão do *Phantom* para realizar o cálculo médio do CBE em diferentes setores de uma região com o mesmo tipo de dispersor.

Figura 16. Comparação do CBE médio experimental da região R1_G e R1_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

Figura 17. Comparação do CBE médio experimental da região R2_G e R2_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

Figura 18. Comparação do CBE médio experimental da região R3_G e R3_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

Figura 19. Comparação do CBE médio experimental da região R4_G e R4_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

Figura 20. a) Corpo de prova com setas azuis indicando pontos aleatórios na região com dispersor muscular e vermelhas indicando pontos aleatórios na região lipídica. b) Variação dos níveis de cinza nos pontos descritos anteriormente. As linhas tracejadas são representa o valor médio obtido. c) Comparação das curvas CBE teóricas com o CBE médio dos sinais RF simulados.

Figura 21. Corpo de prova para mimetizar tecidos muscular e lipídico concêntricos com raios diferentes.

Figura 22. Imagens ultrassom em modo B do *Phantom* da figura (21) a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C, d) imagem a 40 °C, e) imagem a 41°C, f) imagem a 42 °C, g) imagem a 43 °C, h) imagem a 44 °C e i) imagem a 45 °C.

Figura 23. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 24. Corpo de prova circular crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

Figura 25. Corpo de prova quadrado crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

Figura 26. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 21 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 27. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 28. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 22 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 29. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 30. Corpo de prova retângulo com duas camadas crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

Figura 31. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 30 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 32. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 33. Corpo de prova retângulo com duas camadas crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

Figura 34. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 33 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 35. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 36. Corpo de prova de círculos concêntricos com quantidade de espalhadores por mm^2 distinto.

Figura 37. Imagens ultrassom em modo-B do *phantom* da Figura 36 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C, d) imagem a 40 °C, e) imagem a 41°C, f) imagem a 42 °C, g) imagem a 43 °C, h) imagem a 44 °C e i) imagem a 45 °C.

Figura 38. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia.

Figura 39. Corpo de prova de dois círculos com dois espalhadores numa mesma região.

Figura 40. Imagens ultrassom em modo-B do *phantom* da Figura 39 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Figura 42. Sinais de RF superpostas. No total são $28 * 32 = 896$ sinais.

Figura 43. Imagens modo-B nas temperaturas de 35, 45 e 65 °C.

Figura 44. Imagens obtidas pelo método proposto em função da variação da relação musculo/gordura na camada intermediária. As camadas superior e inferior contém dispersor lipídico. De esquerda a direita a quantidade de gordura diminui.

Figura 45. Valor médio do nível de cinza da camada intermediária em função da temperatura. Observa-se a variação da inclinação da curva.

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Sistemas de imagens digitais são cada vez mais aplicados na área da saúde com vistas a auxiliar o profissional no diagnóstico médico. Portanto, investigar novos métodos de processamento de imagens médicas torna-se cada vez mais importante, não apenas para a melhoria da qualidade da imagem, mas principalmente para a extração de parâmetros que quantifiquem os achados (DESERNO, 2011).

Dentre os sistemas de imagem mais utilizados na área médica estão os de ultrassom, ressonância magnética (MRI), raios X, tomografia computadorizada (CT), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), tomografia por emissão de pósitrons (PET), os híbridos PET/CT e PET/MRI (DESERNO, 2011).

As imagens de ultrassom são atualmente muito utilizadas devido às vantagens que esta técnica apresenta. É um método que produz imagens em tempo real, o equipamento tem custo relativamente baixo, quando comparado com outras tecnologias de aquisição de imagens, não é invasivo e, o fato principal, não expõe o paciente à radiação ionizante (DESERNO, 2011).

Muitos estudos vêm sendo realizados com o intuito de melhorar a qualidade da imagem (resolução, contraste, diferenciação de tecidos etc.). Os modelos comerciais mostram imagens em modo-B, em 2D e alguns em 3D, esta última é baseada no pós-processamento de aquisições 2D em diferentes planos. Portanto, se a imagem original em 2D estiver com má qualidade o pós-processamento não melhorará a qualidade dela. A

vantagem da imagem 3D é que permite visualizar alguns detalhes a mais que podem não ser vistos numa imagem em um único plano.

A imagem de ultrassom ainda é uma técnica que apresenta limitações em termos de qualidade de imagem. Este fato faz com que os diagnósticos ainda sejam operador-dependente, em outras palavras, dependente da experiência do profissional que os avalia. Por esta característica, as imagens de ultrassom não são consideradas padrão ouro para alguns diagnósticos anatômicos/morfológicos. Por outro lado, nas imagens modo-B, a falta de contraste entre estruturas com tipo de tecido diferente como por exemplo, músculo e gordura, impacta na identificação de possíveis anomalias.

Por outro lado, as ondas ultrassônicas podem também ser utilizadas com fins terapêuticos. O aquecimento por ultrassom é utilizado pelos profissionais da saúde para reparar lesões músculo esqueléticas (diatermia) e no tratamento de ablação celular de tumores cancerígenos (hipertermia).

Devido ao fato que o aumento da temperatura é dentro do corpo que está submetido à terapia, não há como saber fatores referentes à área realmente aquecida e à faixa de temperatura atingida. O desconhecimento da temperatura alcançada gera certa desconfiança no seu uso pois, se a temperatura for maior do que 45°C, no caso de tratamentos diatérmicos, podemos desnaturar as proteínas e lesionar o tecido. Estes fatores fazem que o uso da técnica de diatermia por ultrassom entre os profissionais da área da saúde seja controverso. Além disso, o não conhecimento objetivo dos efeitos da técnica propicia a não correta avaliação da sua eficácia, o que pode ser avaliado por relatos

dos pacientes atendidos que informam não melhorar com o tratamento (ALVARENGA *et al.*, 2010) (ALENCAR, I, 2008).

Assim como em diatermia, a medição/estimação da temperatura alcançada é importante para preservar a integridade do tecido durante o tratamento, para o caso de tratamentos de hipertermia (HIFU – *High Intensity Focused Ultrasound*) isto torna-se mais importante pois, nesta técnica, é necessário atingir uma temperatura específica para coagular e causar necroses no tecido. Devido à complexidade e variações nas propriedades acústicas dos tecidos biológicos, para a prática clínica de tratamentos HIFU, necessitam-se de métodos sofisticados de imagem para estimar a temperatura em tempo real e com pouca margem de erro (ZHAOCHENG *et al.*, 2022). Atualmente, a técnica de HIFU foi integrada ao MRI, em que as imagens são utilizadas para avaliar e acompanhar a temperatura no local em tempo real. Esta integração tornou plausível a utilização da técnica HIFU em diversas situações (ELLENS *et al.*, 2023).

Estudos de estimação não invasiva de temperatura em terapias térmicas mostraram que as mudanças na energia retroespalhada (*Changes on Backscattered Energy - CBE*) são causadas por mudanças da temperatura do meio (STRAUBE *et al.*, 1994). Outros estudos mostram que as CBE calculadas a partir dos sinais originais de ultrassom (RF) apresentam comportamentos diferentes, quando retroespalhados por partículas com características distintas (ARTHUR *et al.*, 2003). Outros estudos mostraram que uma vez que existe mudança de energia nos sinais RF, elas também podem ser visíveis em imagens convencionais, uma vez que a intensidade dos pixels muda (TEIXEIRA *et al.*, 2013).

Tendo-se em conta as conveniências a utilização das imagens de ultrassom abrangem amplas áreas da medicina como, por exemplo, em ginecologia e obstetrícia (CALLEN,2008), em estudos cardiovasculares (BELOHLAVEK *et al*,1993) e oftalmológicos (FLEDELIUS, 1997) etc.

O problema relacionado a sua qualidade tem estimulado a buscas por novas formas de aquisição de imagens de ultrassom com vista a melhorar a sua qualidade e, assim, aproveitar melhor as vantagens do sistema. Alguns trabalhos são baseados na perturbação do meio ou do tecido com estímulos externos, como por exemplo, estímulos mecânicos nas imagens de elastografia (RIGHETTI *et al*, 2002);(MANDUCA *et al*, 2001), estímulos ópticos nas imagens fotoacústicas (XU *et al*, 2006), indução magnética na tomografia magneto-acústica (LI *et al*, 2016) ou uma inserção de microbolhas para as imagens de ultrassom com superresolução (ERRICO *et al*, 2015);(CHRISTENSER *et al*, 2015).

No caso da elastografia, para se obter a imagem, o meio é perturbado por uma onda mecânica ou por força de radiação que provoca a propagação de uma onda transversal no meio em estudo. Estudos nas características desta onda transversal, conhecida como onda de cisalhamento, são realizados para obter o módulo de Young. O princípio deste tipo de imagem é que cada tecido tem diferentes propriedades elásticas, o que se traduz em diferentes módulos de elasticidade, dando origem a distintos níveis de rigidez entre os tecidos. Essas diferenças refletem-se em desvios temporais dos ecos ultrassonográficos recebidos. Verificou-se que a resolução axial da elastografia é da ordem do comprimento de onda do ultrassom aplicado (RIGHETTI *et al*, 2002). Outra forma de se obter imagens de elastografia consiste no uso de uma sequência especial na ressonância magnética (MR), a qual permite visualizar e medir, de forma direta, a

propagação de ondas transversais em materiais sujeitos à excitação mecânica. Com estes dados é possível calcular os módulos de elasticidade dos tecidos (MANDUCA *et al*, 2001).

As imagens fotoacústicas são baseadas no princípio físico da absorção de energia eletromagnética dos meios, que se traduz em mudanças de temperatura, o que leva a uma expansão do meio que, por sua vez, produz ondas acústicas. A diferenciação de estruturas é possível porque diferentes meios absorvem de maneira diferente a energia ótica incidente e, conseqüentemente, são originadas ondas mecânicas com diferentes amplitudes. Além das limitações normais do ultrassom, a qualidade da imagem fotoacústica é limitada pela atenuação ótica, que causa impacto na obtenção de imagens em profundidade. Tal como acontece com o ultrassom convencional, estruturas mais profundas podem ser alcançadas, mas à custa de perdas na resolução axial. A principal vantagem deste tipo de imagem é que permite distinguir tecidos nos quais exista uma elevada saturação de oxigênio ou concentração de hemoglobina, visto que ambas têm características de absorção de fótons muito elevadas (XU *et al*, 2006).

As imagens MAT-MI (*Magneto Acoustic Tomography with Magnetic Induction*) são baseadas na diferença da condutividade elétrica dos tecidos e são obtidas a partir da geração de um estímulo magnético dinâmico como perturbador externo para induzir uma corrente parasita no tecido em estudo. Quando o tecido já estimulado é colocado dentro de um campo magnético estático, produz sinais ultrassônicos detectáveis. Estes sinais de ultrassom podem ser adquiridos para reconstruir um mapa relacionado com o contraste de condutividade (LI *et al*, 2016).

A ultrassonografia de superresolução baseia-se na introdução de microbolhas e na aquisição ultrarrápida de imagens (mais de 500 quadros por segundo). A aquisição ultrarrápida possibilita a captura da decorrelação do sinal transitório das microbolhas de gás inerte, destacando pequenos vasos, como a atividade hemodinâmica. Além da ótima resolução, a técnica permite profundidades de penetração relativamente altas, quando comparadas à microscopia convencional por ultrassom (ERRICO *et al*, 2015); (CHRISTENSER *et al*, 2015).

A variação na energia retroespalhada (*change in backscattered energy* - CBE) é uma característica do ultrassom dependente da temperatura que tem sido considerada na tentativa de estimar, de forma não invasiva, a temperatura (STRAUBE *et al*, 1994); (ARTHUR *et al*, 2003). Estudos mostraram que a CBE segue padrões diferentes em espalhadores distintos. Os espalhadores lipídicos contribuem com curvas CBE com acríve com o aumento de temperatura, enquanto espalhadores aquosos produzem um CBE com uma tendência decrescente em relação à temperatura (STRAUBE *et al*, 1994). Trabalhos de estimação da temperatura de forma não invasiva mostraram que há mudanças na intensidade de brilho nas imagens de ultrassom convencional que concordam com a teoria das CBEs (TEIXEIRA *et al*, 2013); (TEIXEIRA *et al*, 2014).

O objetivo desta tese é estudar um novo modo de formação de imagens de ultrassom baseado nas CBE que serão estimadas a partir da medição da variação de intensidade dos pixels nas imagens de ultrassom convencionais, provocadas pela variação de temperatura do meio. Para tal, simulações computacionais que mimetizem a propagação das ondas ultrassônicas em meios com as características dos tecidos lipídico e muscular serão desenvolvidas.

I.1 Objetivo

Desenvolver uma nova modalidade de imagem por ultrassom com base nas mudanças na energia retroespalhadas induzidas por mudanças de temperatura.

Os objetivos específicos são:

- Compreender os fenômenos físicos usando simulações numéricas.
- Desenvolver modelos computacionais que permitam realizar estudos da energia retroespalhadas, induzidas por mudanças de temperatura, com mais de um tipo de espalhador nos programas k-Wave e COMSOL.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão apresentados os princípios de propagação das ondas ultrassônicas, a formação de imagens e a descrição matemática do cálculo da energia retroespalhada (CBE).

II.1 Princípios físicos do ultrassom

A onda ultrassônica (US) é uma onda mecânica (precisa de um meio para se propagar) cuja faixa de frequência é superior aos 20 kHz. Estes valores encontram-se acima da faixa de audição humana, portanto, não são perceptíveis ao ouvido humano (FISH, 1990).

A transmissão da onda mecânica pelo meio no qual se propaga é baseada na excitação que a onda faz nas partículas presentes. Esta vibração inicial das partículas excita as partículas vizinhas e a propagação acontece. Neste processo há transmissão de energia, mas não de massa (FISH, 1990).

Devido ao fato de existir uma relação entre a propagação e as partículas do meio no qual está sendo transmitida, as características acústicas do corpo (por exemplo: velocidade de propagação, atenuação etc.) e a sua densidade interferem nos comportamentos à passagem da onda. Portanto, a propagação em fluidos e sólidos pode ocorrer de forma diferente. A equação diferencial de segunda ordem em (1) define a

propagação de uma onda plana. Nesta expressão, p representa a pressão acústica, c a velocidade de propagação da onda, \vec{r} o vetor de posição e t o tempo (FISH, 1990).

$$\nabla^2 p(\vec{r}, t) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(\vec{r}, t) \quad (1)$$

Como mencionado anteriormente, as características acústicas dependem do meio no qual a onda se propaga, portanto, a velocidade de propagação c depende da densidade ρ e da compressibilidade do meio k . A expressão matemática em (2) relaciona essas propriedades (FISH, 1990):

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho k}} \quad (2)$$

Durante o processo de propagação da onda, acontecem fenômenos físicos tais como: reflexão, refração, difração, absorção, espalhamento. O comportamento de cada um destes depende do meio em que se transmite a onda e nem todos interferem de forma considerável na formação da imagem ultrassônica modo-B.

A impedância acústica (Z) é uma característica dos corpos que está associada à resistência destes à propagação da onda ultrassônica. Cada tecido tem um valor único de impedância que pode ser definida como o produto da densidade com a velocidade do som no tecido como apresentado em (3).

$$Z = \rho c \quad (3)$$

Os fenômenos de reflexão e transmissão podem ser definidos em termos da impedância acústica. Quando a onda ultrassônica passa por uma interface entre meios que apresentam diferença entre as suas impedâncias, uma porcentagem da energia acústica é transmitida e outra é refletida (Figura 1). As expressões 4 e 5 descrevem os coeficientes de transmissão e reflexão a energia, quando o ângulo de incidência 0° .

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (4)$$

$$T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (5)$$

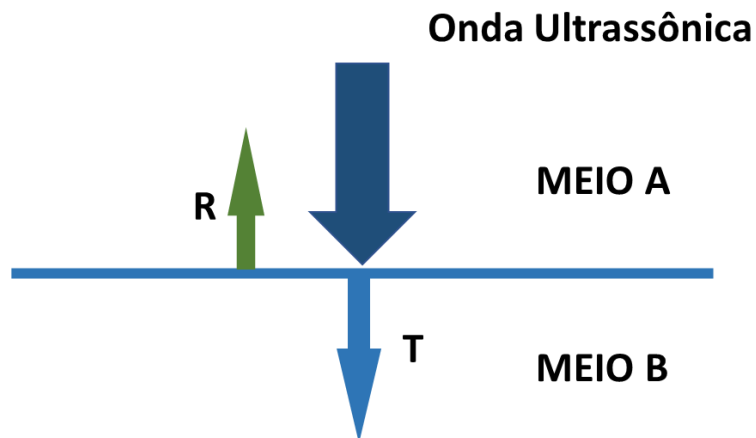


Figura 1. Diagrama ilustrativo do processo de reflexão (R) e transmissão (T), quando a onda ultrassônica encontra uma interfase de meios com impedância acústica distinta.

Fonte: Autoria própria.

Outro fenômeno importante é o espalhamento (*scattering*) que ocorre quando a onda emitida incide sobre uma partícula cuja dimensão é da ordem do comprimento de

onda, ou quando a superfície de reflexão é acidentada. É um fenômeno multidirecional e só uma pequena parte deste é captado pelo transdutor (também chamado *backscattering*) (FISH,1990).

As imagens de ultrassom modo-B são afetadas pelo fenômeno anterior descrito e se manifesta como o *speckle*, um artefato granular presente nas imagens ultrassônicas. Este fenômeno impacta na resolução espacial e no contraste das imagens. Quando se fala de tecidos biológicos, o *speckle* se associa à microestrutura do parênquima do tecido envolvido, portanto, é utilizado para a caracterização do meio (FISH, 1990).

Um outro fenômeno é a absorção que está diretamente relacionada ao aumento de temperatura do corpo pelo qual passa o feixe ultrassônico. A taxa de atenuação é uma característica de cada tecido, portanto, é utilizada para caracterizá-los. Pode-se modelar a atenuação como uma função exponencial, como visto em (6) em que I_0 é a intensidade inicial, α é o coeficiente de atenuação e x é a distância de percurso (FISH, 1990).

$$I_{(x)} = I_0 e^{-\alpha x} \quad (6)$$

Com fins ilustrativos, apresentamos na Tabela 1 a seguir as principais características acústicas de alguns tecidos biológicos (AZHARI, 2010).

Tabela 1: Características acústicas para alguns tecidos biológicos.

Tipo	Densidade (ρ)(kg/m^3)	Atenuação (α)($db/cm * MHz$)	Impedância Acústica (Z)[$kg/s * m^2$] $\times 10^6$
Espalhador Aquoso (músculo)	1065	0,9	1,68
Espalhador Lipídico (gordura)	950	0,6	1,38
Água	1000	0,002	1,48
Sangue	1055	0,15	1,66
Rim	1050	1	1,65
Matéria Cinzenta	1030	0,8	1,60

II.2 Formação da Imagem de Ultrassom

Os ecógrafos são equipamentos que utilizam as ondas ultrassônicas emitidas por um transdutor para formar imagens. O transdutor é o elemento fundamental e está composto de elementos com características piezoelétricas. Essa característica permite que se converta energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. Durante o processo de formação de imagem, o transdutor trabalha no modo pulso-eco e ora emite, ora recebe os sinais (WELLS, 1977).

O eco recebido, também conhecido como sinal de radiofrequência (RF), é o resultado da interação da onda acústica com os diferentes meios que o corpo em estudo apresenta. A partir do processamento desse sinal podem-se obter informações sobre a estrutura e composição física do corpo (FISH, 1990, cap 1).

Uma das formas de apresentação do sinal é conhecida como modo-A ou modo de amplitude. A Figura 2 apresenta o processo de aquisição simplificado. O resultado apresentado é a avaliação acústica de uma linha específica previamente escolhida. Segundo FISH (1990), para identificar a profundidade da interface que gerou os ecos de retorno se considera a velocidade média de propagação da onda de ultrassom em tecidos moles (1540 m/s).

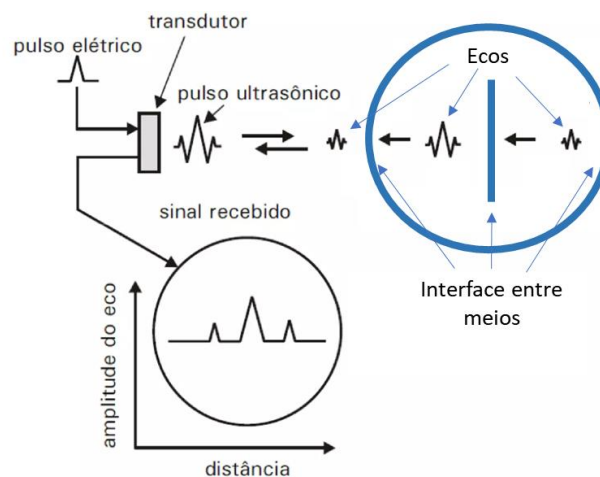


Figura 2. Diagrama simplificado da obtenção de imagens Modo-A. Adaptado de (EMBRAPA, 2003)

Por outro lado, as imagens em modo-B, também conhecidas comumente como ecografia, são bidimensionais, formadas por um conjunto de linhas modo-A. Explicando de forma simples, cada linha-A é digitalizada e, depois, sua amplitude é convertida em escala de cinzas. Após este processo, se obtém a linha-A adjacente e, assim, sucessivamente até terminar de avaliar o objeto alvo.

A matriz resultante passa a representar um mapa bidimensional de níveis de cinza *versus* profundidade. O valor absoluto de cada elemento da matriz depende do número de *bits* utilizado na digitalização, comumente variam entre 0 e 255, sendo 0 a cor preta e 255 a cor branca. Quando a matriz passa a ser uma imagem, cada elemento é chamado de pixel e, quanto menor for o tamanho deste, maior será a resolução da imagem.

II.3 Change in Backscattered Energy- CBE

SIGELMANN(1973) desenvolveu um modelo teórico apresentado em (7) para explicar a energia retroespalhada recebida de um pequeno volume contendo espalhadores dispostos de forma aleatória, como resposta a um *burst* senoidal:

$$P_r(T) = \frac{2H^2\delta}{8R^4\alpha(T)}\eta(T)S\left(1 - e^{-2\alpha(T)c(T)\tau}\right)\left[\frac{e^{\alpha(T)c(T)\delta} - e^{-\alpha(T)c(T)\delta}}{2\alpha(T)c(T)\delta}\right], \quad (7)$$

em que H e δ são a amplitude e duração do pulso de ultrassom, S e τ são a área e espessura do espalhador, respectivamente. R é a distância entre o transdutor e o espalhador, $\alpha(T)$, $c(T)$, e $\eta(T)$ são a atenuação, velocidade do som e o coeficiente de retroespalhamento do volume em função da temperatura, respectivamente. A expressão entre colchetes vale aproximadamente 1 e varia menos de 5% para mudanças de $\alpha(T)$, $c(T)$, e δ na ordem de 10 vezes (STRAUBE *et al*, 1994).

ARTHUR *et al* (2003) propuseram normalizar o modelo descrito em (7) com uma energia retroespalhada, tendo como base uma temperatura de referência (T_R), por exemplo, a temperatura do corpo humano (37°C). Desta forma, os parâmetros independentes da temperatura são eliminados e o CBE recebido é realçado.

$$\text{CBE}(T, T_R) = \frac{\alpha(T_R) \eta(T) \left[1 - e^{-2\alpha(T)x} \right]}{\alpha(T) \eta(T_R) \left[1 - e^{-2\alpha(T_R)x} \right]}, \quad (8)$$

T e T_R representam a temperatura em questão e a temperatura de referência, respectivamente, x a distância que a onda de ultrassom percorreu no meio.

O coeficiente de retroespalhamento é definido em termos da seção transversal de espalhamento (σ_s) que é definido pela compressibilidade (k) e a densidade (ρ) do espalhador e do meio (MORSE *et al*, 1968); (STRAUBE *et al*, 1994), cuja expressão matemática é:

$$\sigma_s = \frac{4\pi l^4 a^6}{9} \left[\left(\frac{l_s - l_m}{l_m} \right) + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s + \rho_m} \right)^2 \right], \quad (9)$$

em que l é o número de onda, a é o raio do espalhador e l_s e l_m são a compressibilidade do espalhador e do meio, respectivamente.

Como pode ser observado na equação descrita em (8), o CBE depende do coeficiente de atenuação $\alpha(T)$ e $\alpha(T_R)$ e do coeficiente de $\eta(T)$ e $\eta(T_R)$, ambos dependentes da temperatura. Esta equação pode ser simplificada quando se trabalha na

faixa de temperaturas de 37 a 50 °C, porque pode-se assumir que (STRAUBE *et al*, 1994) ; (ARTHUR *et al*, 2003):

- O número de onda, $l = 2\pi f / c(T)$, varia menos do 1,5%;
- A atenuação é praticamente constante para essa faixa de temperatura, porque a energia retroespalhada normalizada muda somente em 0,27 dB;
- A densidade pode ser considerada independente da temperatura e sua variação insignificante;
- O coeficiente de retroespalhamento, η , para um grupo de espalhadores é proporcional ao coeficiente de retroespalhamento de um espalhador único (equação 9).

Além disso, tem de se considerar que o comprimento de onda (λ) e o raio do espalhador (a) têm de obedecer à relação $\lambda > 2\pi a$.

Com todas as considerações acima descritas e substituindo a compressibilidade por $1/\rho c(T)^2$, a equação (10) foi desenvolvida (STRAUBE *et al*, 1994):

$$CBE(T, T_R) = \frac{\eta(T)}{\eta(T_R)} = \frac{\left(\frac{\rho_m c_m(T)^2 - \rho_s c_s(T)^2}{\rho_s c_s(T)^2} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s + \rho_m} \right)^2}{\left(\frac{\rho_m c_m(T_R)^2 - \rho_s c_s(T_R)^2}{\rho_s c_s(T_R)^2} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3\rho_s - 3\rho_m}{2\rho_s + \rho_m} \right)^2}, \quad (10)$$

em que ρ_s e $c_s(T)$ são a densidade e a velocidade do som para espalhadores de um determinado tipo, respectivamente, ρ_m e $c_m(T)$ são a densidade e velocidade do som do meio onde se encontram imersos os espalhadores, respectivamente.

Para este estudo foram utilizados três tipos de espalhadores, lipídico, aquoso (muscular) e água. Em 11 apresentam-se as equações de velocidade para estes em função da temperatura (STRAUBE *et al*, 1994); (K-WAVE,2018):

$$c_a(T) = 1471,4 + 3,9979T - 0,03513T^2$$

$$c_l(T) = 1810,7 - 13,892T + 0,1016T^2 \quad (11)$$

$$c_w(T) = 1,402385 \times 10^3 + 5,038813T - 5,799136 \times 10^{-2}T^2 + 3,287156 \times 10^{-4}T^3 - 1,398845 \times 10^{-6}T^4 + 2,787860 \times 10^{-9}T^5$$

em que c_a é a velocidade de propagação do espalhador aquoso (músculo), c_l é a velocidade de propagação do espalhador lipídico e c_w é a velocidade de propagação da água.

Quando se trabalha com espalhadores de tipo lipídico, o comportamento do CBEs com o aumento da temperatura é crescente como se mostra na Figura 3.

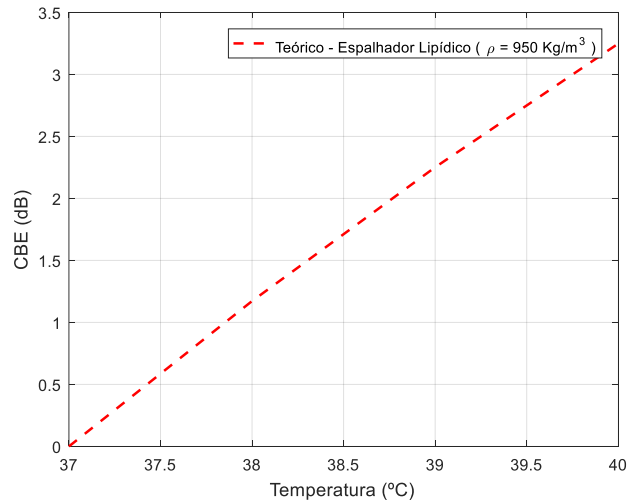


Figura 3. Comportamento das CBEs para espalhadores lipídicos em função da temperatura.

Por outro lado, quando se trabalha com espalhadores aquosos, o comportamento dos CBEs com o aumento da temperatura é decrescente (Figura 4).

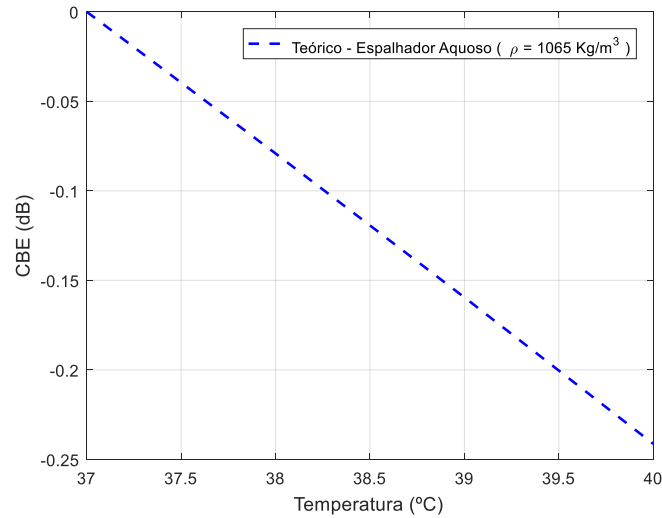


Figura 4. Comportamento dos CBEs nos espalhadores aquosos (muscular) em função da temperatura.

II.4 Modelo de BJORN (2017) para materiais não homogêneos

O modelo considera que os materiais têm variações nas suas propriedades e seguem a seguinte expressão (BJORN, 2017):

$$f(x, y) = \sum_{p=-P}^P \sum_{q=-Q}^Q a(p, q) \cos(2\pi(px + qy) + \varphi(p, q)) \quad (12)$$

em que p e q são as frequências espaciais que definem as variações do material, a e φ representam a amplitude e fase associada à função cossenoide e são funções do tipo aleatória.

Definir um meio com mais de um tipo de espalhador equivale a dizer que se pode definir um material com propriedades de velocidade e densidade não homogêneas. A seguir descreve-se a forma para definir a densidade:

$$\rho(x, y) = \begin{cases} \rho_{\text{gordura}} \rightarrow & \text{se } f(x, y) > \text{limiar } 1 \\ \rho_{\text{da água}} \rightarrow & \text{se } \text{limiar } 1 > f(x, y) > -\text{limiar } 2 \\ \rho_{\text{músculo}} \rightarrow & \text{se } f(x, y) < -\text{limiar } 2 \end{cases} \quad (13)$$

em que *limiar 1* e *limiar 2* são níveis ajustáveis entre 0 e 1, assumindo que $f(x, y)$ é uma função aleatória com valores ± 1 definida em (12). A definição da velocidade no meio não homogêneo realizar-se-á da mesma forma. A Figura 5 apresenta um exemplo em 2D para o caso da densidade.

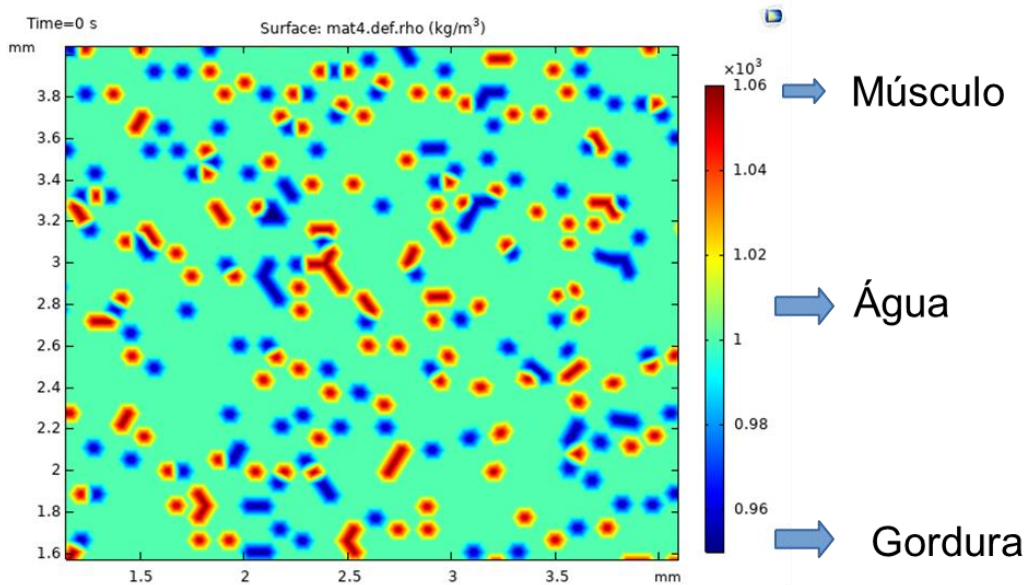


Figura 5. Meio não homogêneo definido de acordo com (12 e 13). A cor verde representa o meio água onde se distribuem aleatoriamente os espalhadores muscular (vermelho) e lipídico (azul).

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi dividido em três etapas e foram utilizadas duas plataformas para realizar as simulações computacionais. Inicialmente as simulações foram realizadas com o toolbox k-Wave disponível para Matlab®. Posteriormente utilizou-se o COMSOL® V 5.5 para realizar as últimas simulações.

III.1 Simulação Computacional usando K-Wave

As simulações iniciais foram realizadas com a toolbox k-wave (K-WAVE, 2018) pela versatilidade e facilidade na criação dos *phantoms* (meios de propagação), baseada na indexação de matrizes, como também por ter apresentado boa resposta na simulação de sistemas de ultrassom.

A k-Wave é uma toolbox acústica de domínio público para Matlab® desenvolvida por Bradley Treeby e Ben Cox (*University College London*) e Jiri Jaros (*Brno University of Technology*). O software foi concebido para realizar simulações acústicas e ultrassônicas no domínio do tempo em meios complexos.

Foram mimetizados tecidos com diversas características, isto é, com diferentes densidades e diferentes velocidades do som. De forma genérica, os tecidos conterão sempre dois grupos genéricos: lipídicos (ex. gordura) e aquosos (ex. músculo).

A densidade dos espalhadores/dispersores foi mantida constante na maioria dos *phantoms* desenvolvidos para cada região mimetizada, no valor de 512 espalhadores por

milímetro quadrado. Além disso, a malha de simulação usada, que pode se observar na Figura 6, foi escolhida tendo-se em consideração as limitações do modelo matemático e para trabalhar com a frequência ultrassônica de 10 MHz.

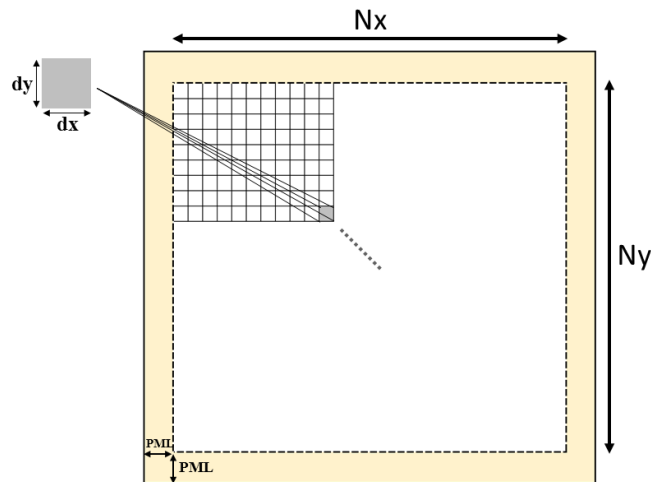


Figura 6. Malha utilizada para simular uma região efetiva de 20 mm. N_x e N_y igual a 1024 pontos, o PML (*Perfect Match Layer*) de 20 pontos em todas as bordas. O tamanho de cada elemento é $dx = dy = 19,53 \mu\text{m}$.

Inicialmente, a faixa de temperatura que se utilizou nas simulações foi de 37 °C a 40 °C. Esta faixa foi escolhida para estar dentro das limitações próprias do modelo matemático, assim como evitar temperaturas que possam degenerar os tecidos quando realizado os testes em tecido *ex-vivo*. Posteriormente algumas simulações foram realizadas até temperaturas maiores (até 45 °C), pensando nos casos de Hipertermia (HIFU).

Foram desenvolvidos *phantoms* com diferentes formas para averiguar sua eventual influência nos resultados. Também foram realizadas simulações com vista a identificar a possível melhoria da resolução espacial.

III.2 Simulação em COMSOL® V5.5

A simulação foi realizada em um PC com 128 GB de memória RAM e com processador Xeon de 40 núcleos. O sistema operacional utilizado foi Ubuntu mate.

Foi desenvolvido um *phantom* de três camadas com dois tipos de espalhadores. A Figura 7 mostra o domínio, no qual a primeira e última camada apresentam unicamente espalhadores do tipo lipídico (AG), enquanto a camada intermediária pode ter unicamente espalhadores musculares ou uma mistura de espalhadores lipídicos e musculares (AM ou AMG). Todo o domínio está circundado de PML para garantir que as ondas sejam absorvidas.

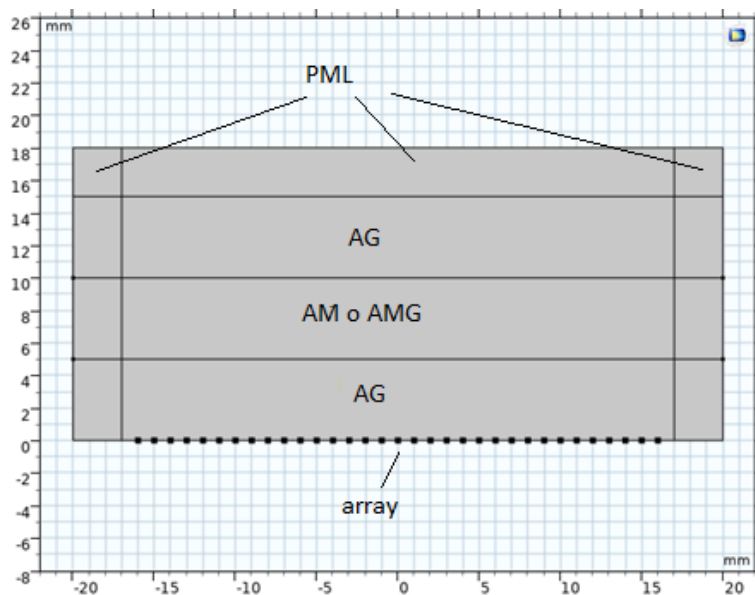


Figura 7. Domínio com três camadas, circundado de 9 retângulos PML (*perfect matching layer*). Além disto apresenta um *array* de 32 elementos a 2 MHz. AG região com unicamente espalhadores lipídicos, AM região com unicamente espalhadores musculares e AMG região com espalhadores lipídico e muscular.

A excitação do *array* foi feita utilizando uma função senoidal com envoltória gaussiana, resultando em um sinal com 2 ciclos. A Figura 40 mostra o sinal de excitação na condição de fronteira de velocidade com frequência central de 1 MHz.

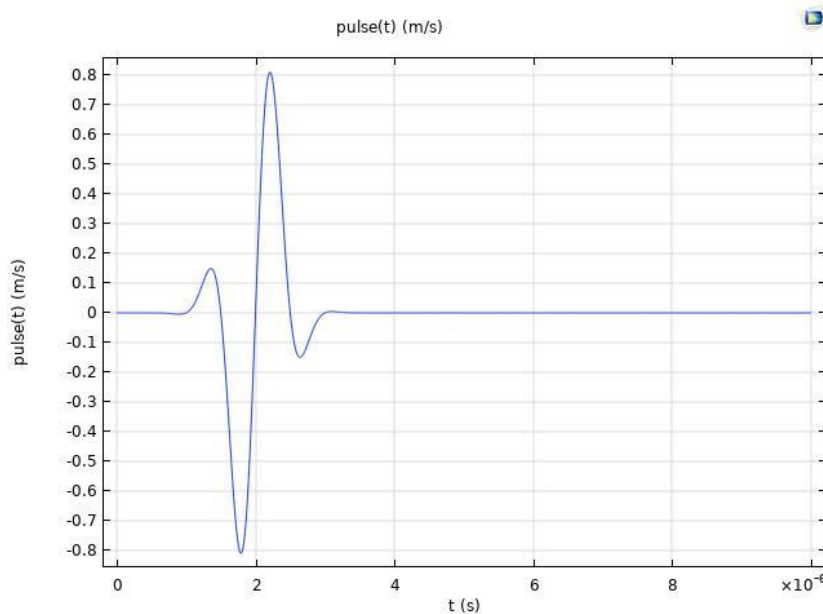


Figura 8. Função de excitação utilizada para realizar a simulação com o *phantom* descrito na Figura 7.

III.3 Estudo *Ex-Vivo*

Para realizar o estudo com tecidos *ex-vivo*, utilizou-se o sistema desenvolvido pelo Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ. O sistema consiste em uma câmara termicamente isolada de duas camadas que permite mudar a temperatura no seu interior e manter amostras à temperatura constante. Na parte superior da câmara há uma abertura que permite o posicionamento de um transdutor linear de ultrassom. Os detalhes deste sistema encontram-se na Figura 9.

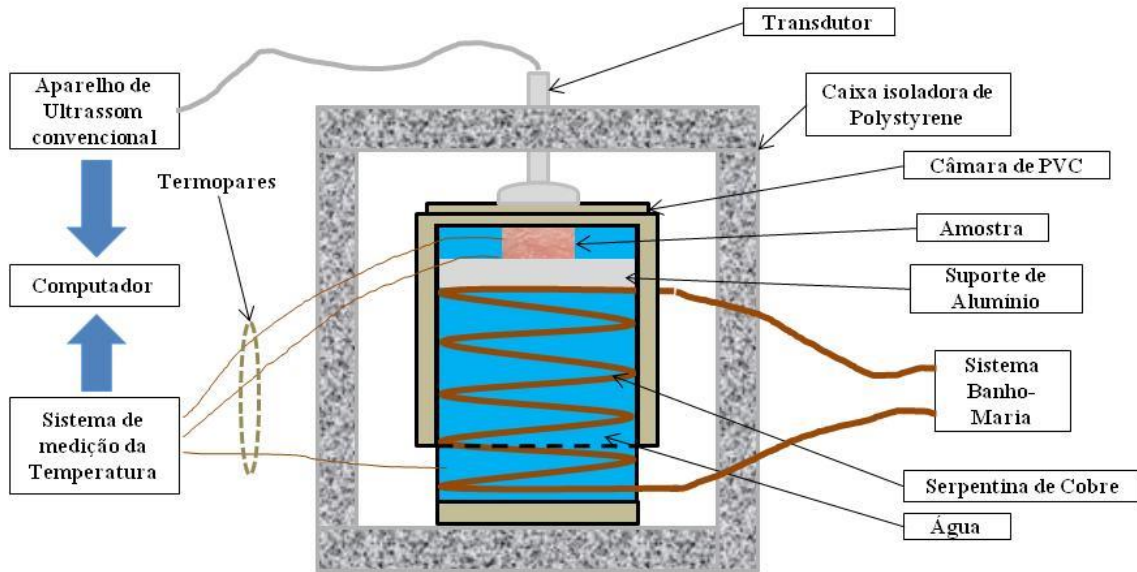


Figura 9. Sistema para à aquisição das imagens de Ultrassom modo-B a diferentes temperaturas.

As imagens de ultrassom foram obtidas utilizando o equipamento SonixMDP Ultrasound System; (BK Ultrasound, Richmond, BC, Canada). O processo de aquisição das imagens encontra-se explicado na Figura 10.

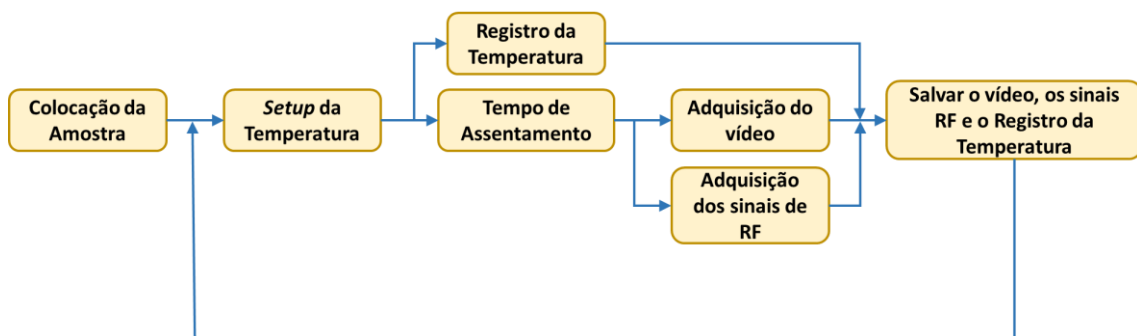


Figura 10. Diagrama de blocos do processo de aquisição dos vídeos no estudo *ex-vivo* em diferentes temperaturas.

Para termos mais informação, um vídeo de curta duração foi salvo, a partir do qual obteremos a imagem representativa. Esse processo é feito para cada uma das

temperaturas.

Sub-regiões dentro das áreas com o mesmo tipo de tecido de diversos tamanhos foram feitas nas imagens para avaliar com mais detalhe o comportamento dos pixels.

III.4 Formação da Imagem

A proposta deste trabalho baseia-se na utilização da variação nas CBEs para melhorar a qualidade da imagem de ultrassom convencional. Como visto na parte teórica, espalhadores de tipos distintos impõem comportamento crescente ou decrescente com o aumento da temperatura. Tendo como base esse comportamento, realizou-se uma regressão linear em nível de pixel, entre as imagens obtidas a diferentes temperaturas. Em outras palavras, para uma mesma posição x e y se faz a regressão linear dos valores de cada pixel, na faixa de temperatura trabalhada. Uma vez a regressão feita, o coeficiente linear da regressão é tomado como o novo valor da posição x e y na imagem nova. Portanto, essa nova imagem é formada pelo mapeamento dos coeficientes lineares das regressões para cada pixel nas imagens obtidas a diferentes temperaturas. A Figura 11 apresenta de forma gráfica a formação da imagem.

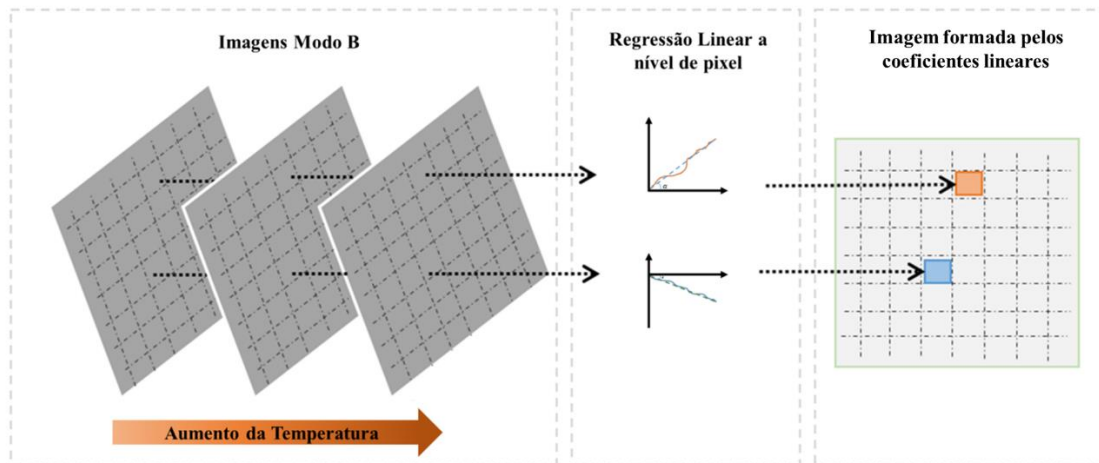


Figura 11. Processo de formação da imagem paramétrica. A partir do mapeamento dos níveis de cinza de cada pixel nas imagens de modo-B em diferentes temperaturas obtém-se a imagem paramétrica.

III.5 Análise do sinal de RF

Os respectivos sinais de RF obtidos para cada imagem foram analisados em cada uma das regiões dos *phantoms* simulados e nas imagens dos tecidos *ex-vivo*, para ver o seu comportamento com o aumento da temperatura e, ao mesmo tempo, ver o quanto desse comportamento reflete-se nos níveis de cinza da imagem. Sub-regiões dentro das áreas com o mesmo tipo de espalhador foram definidas nas imagens para avaliar com mais detalhe o comportamento dos sinais RF. Para realizar o cálculo do CBE foi utilizada a seguinte expressão:

$$CBE = 20 \log \left(\frac{RF_T}{RF_{T_R}} \right) \quad (14)$$

em que RF_T é o valor do RF do pixel escolhido ou o valor médio da região escolhida na temperatura T e RF_{T_R} é o valor do RF do pixel ou do valor médio da região escolhida na temperatura de referência (37°C).

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

As imagens obtidas com o método proposto nos corpos de prova simulados mostraram ser satisfatórias quanto à melhoria na distinção dos tecidos gorduroso e muscular. A seguir são apresentados os resultados obtidos com corpos de prova simulados com características diferentes.

IV.1 Caso 1: Simulação com k-Wave – *Phantoms* de círculos concêntricos com espalhadores lipídico e muscular.

Para este primeiro estudo foi desenvolvido o *phantom* da Figura 12, que mimetiza regiões concêntricas de tecidos lipídico e muscular de forma alternada. A largura dos anéis circulares e o raio do círculo interno são de 2 mm. O tipo de espalhador utilizado na região mais externa é o lipídico.

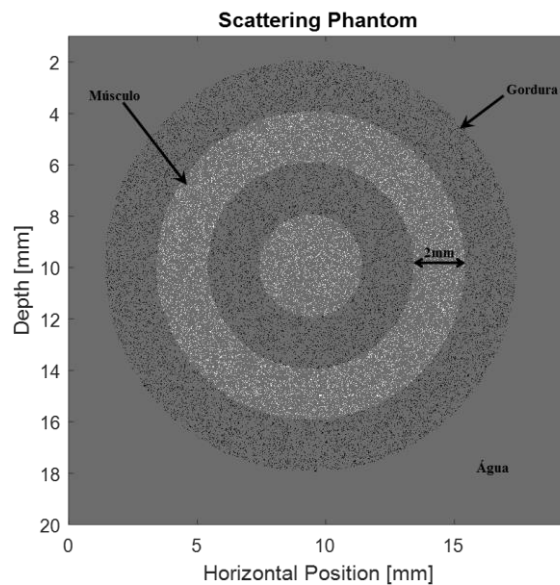
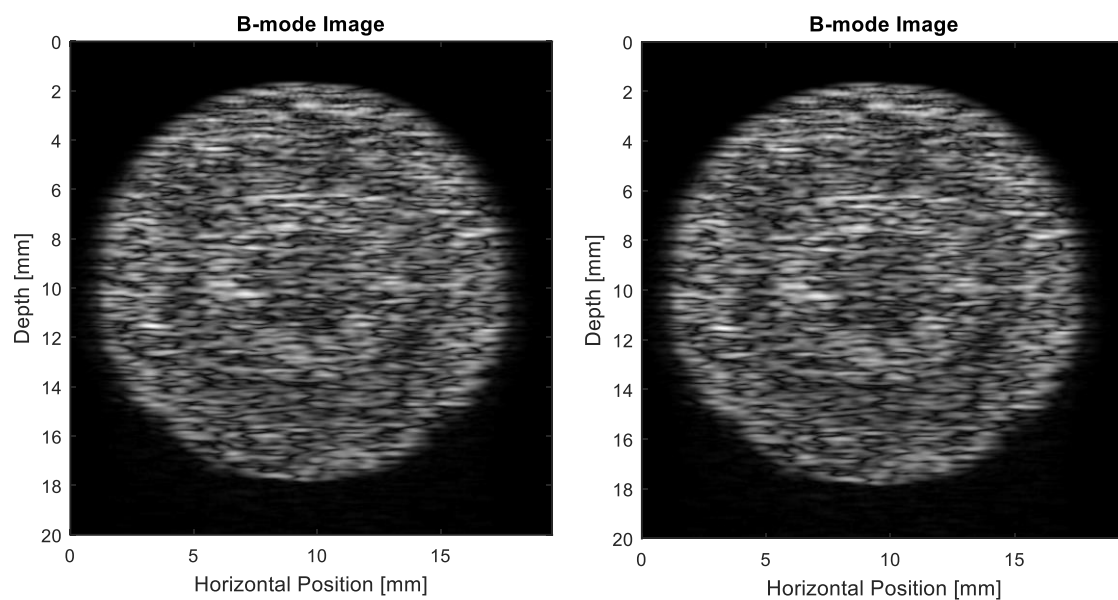


Figura 12. Corpo de prova para mimetizar tecidos muscular e lipídico concêntricos.

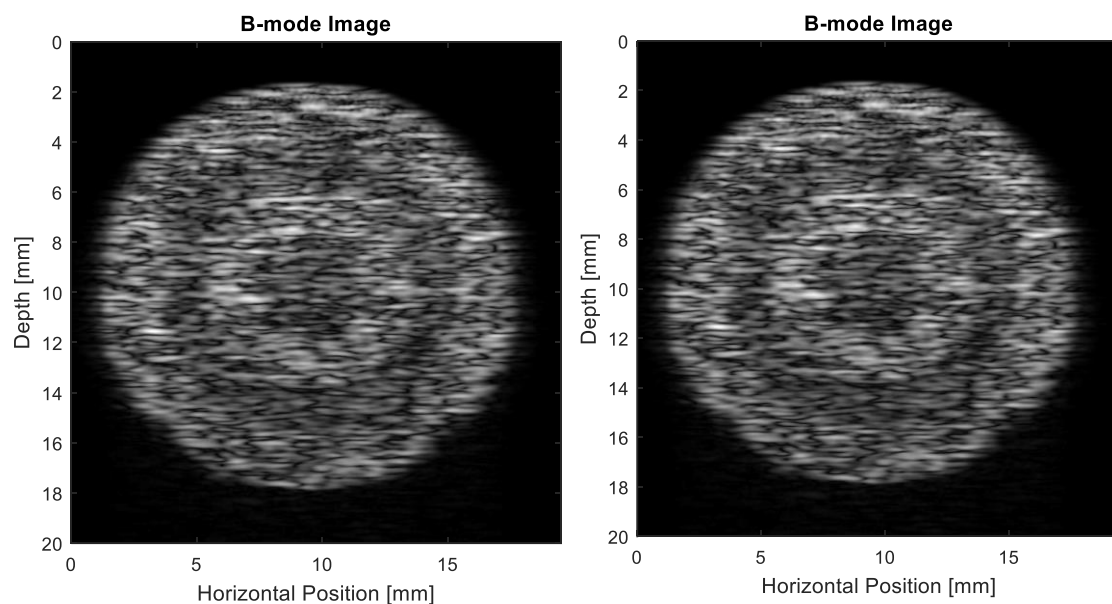
Após a simulação, as imagens modo-B em cada temperatura (entre 37 e 40 °C)

foram as seguintes:



a) Imagem modo-B a 37°C

b) Imagem modo-B a 38°C



c) Imagem modo-B a 39°C

d) Imagem modo-B a 40°C

Figura 13. Imagens ultrassom modo-B do *Phantom* da Figura (12) a diferentes temperaturas. a) imagem a 37°C, b) imagem a 38°C, c) imagem a 39°C e d) imagem a 40°C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem com base na variação dos valores de nível de cinza para cada pixel em função da temperatura, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida é a seguinte:

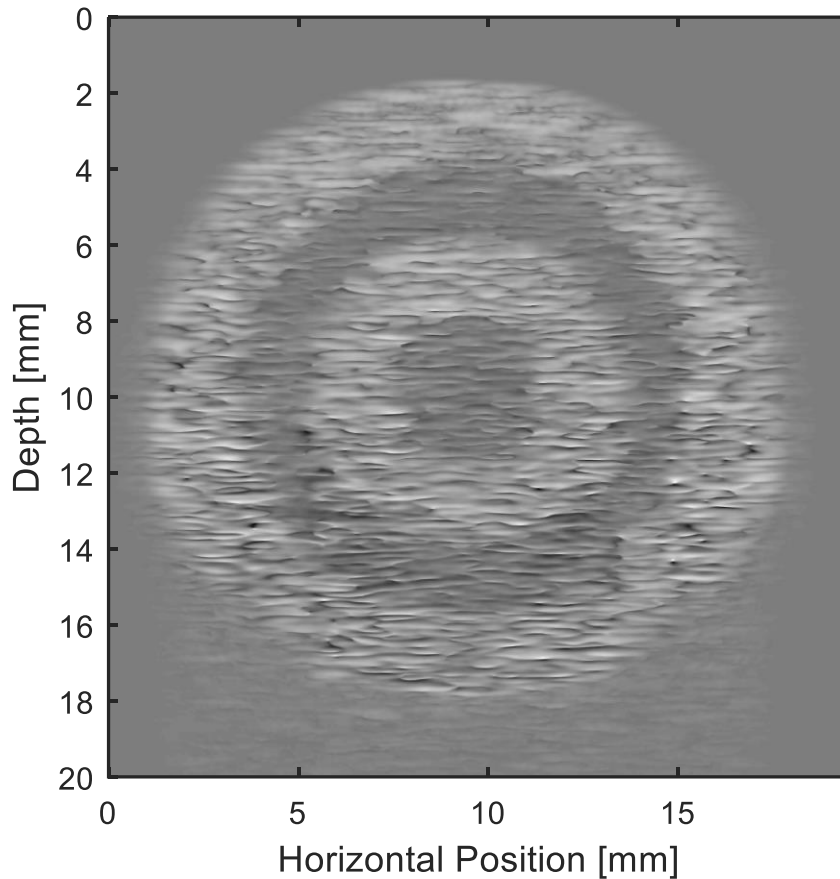


Figura 14. Imagem nova obtida a partir dos valores de CBE para cada nível de cinza em função da temperatura, após realizar o procedimento descrito na metodologia.

A avaliação do CBE foi realizada, neste caso, pelo comportamento médio de uma região da imagem simulada (com o mesmo tipo de espalhador) e comparada com o valor teórico. O *phantom* foi dividido em quatro partes e escolheram-se os dois primeiros anéis, pois em ambos têm espalhadores distintos, para realizar a medição da média do CBE em cada uma das quatro sub-regiões (Figura 15).

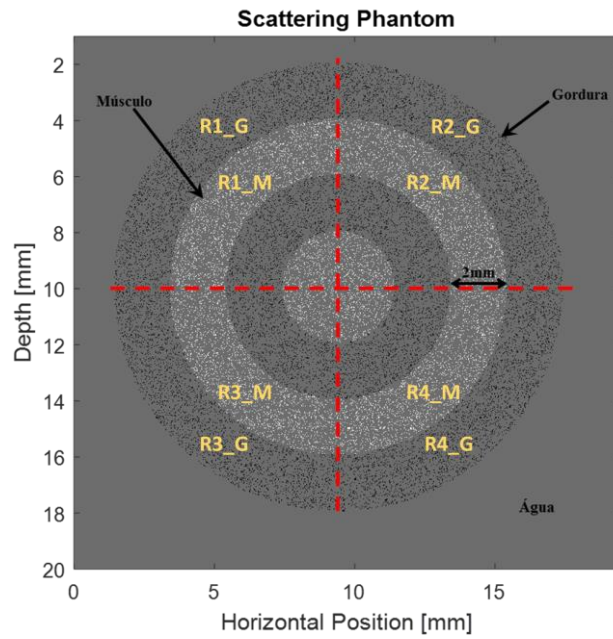


Figura 15. Subdivisão do *Phantom* para realizar o cálculo médio do CBE em diferentes setores de uma região com o mesmo tipo de dispersor.

A seguir são apresentadas as comparações entre o CBE médio obtido dos sinais RF da simulação de cada sub-região e a curva de tendência teórica para cada tipo de espalhador:

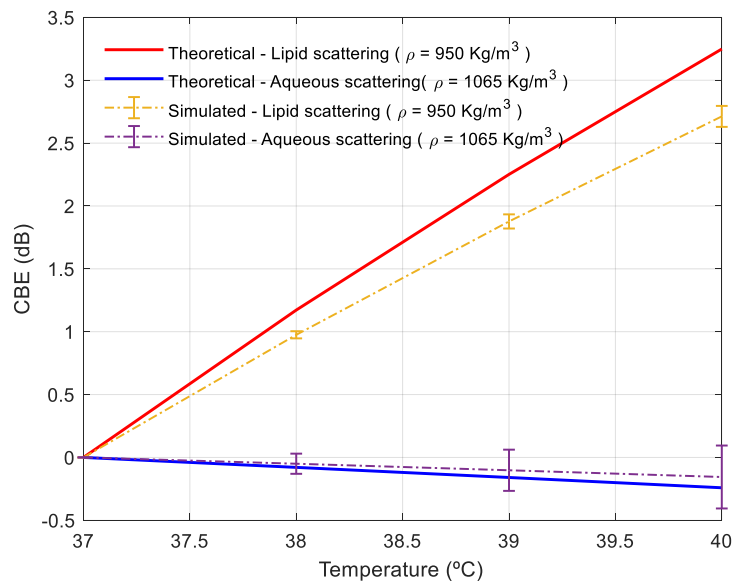


Figura 16. Comparação do CBE médio experimental da região R1_G e R1_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

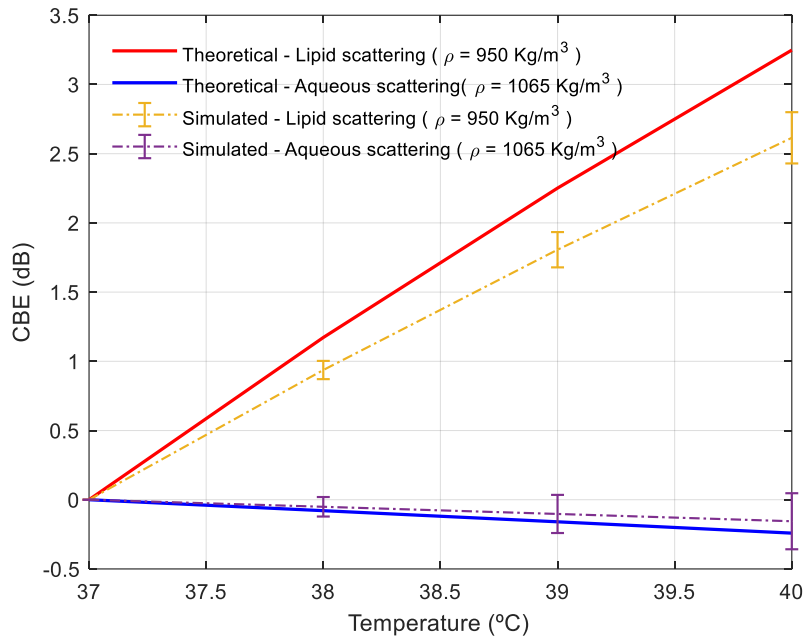


Figura 17. Comparação do CBE médio experimental da região R2_G e R2_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

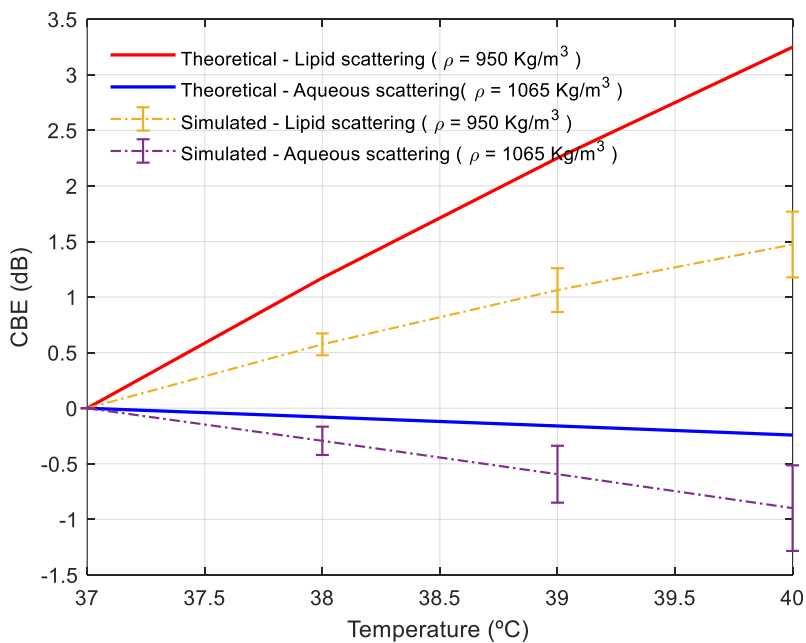


Figura 18. Comparação do CBE médio experimental da região R3_G e R3_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

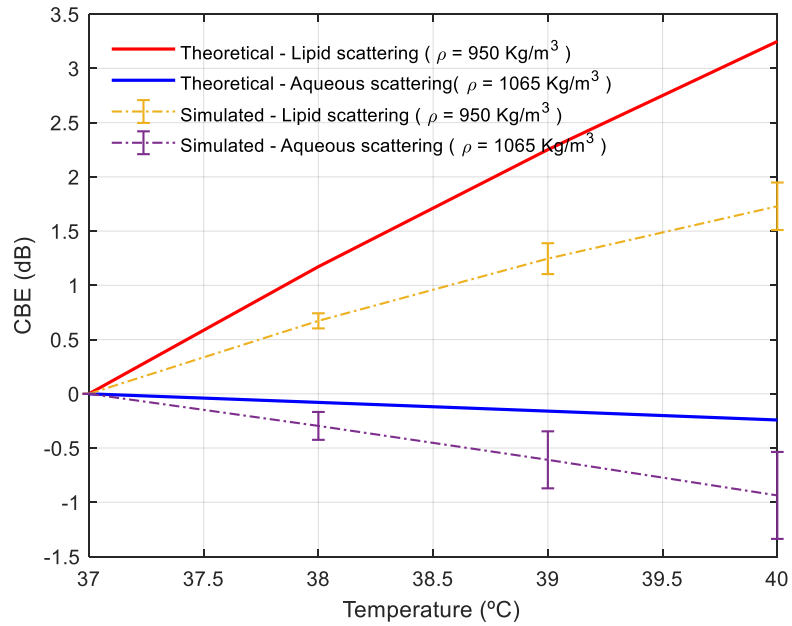


Figura 19. Comparação do CBE médio experimental da região R4_G e R4_M com o valor teórico do comportamento do dispersor.

Este corpo de prova também foi submetido a uma faixa maior de temperatura até 44 °C. Foi realizada a análise dos CBE a partir de pontos aleatórios nas diferentes regiões do *phantom* (Figura 20). Este trabalho foi publicado no artigo científico (TEIXEIRA *et al*, 2019).

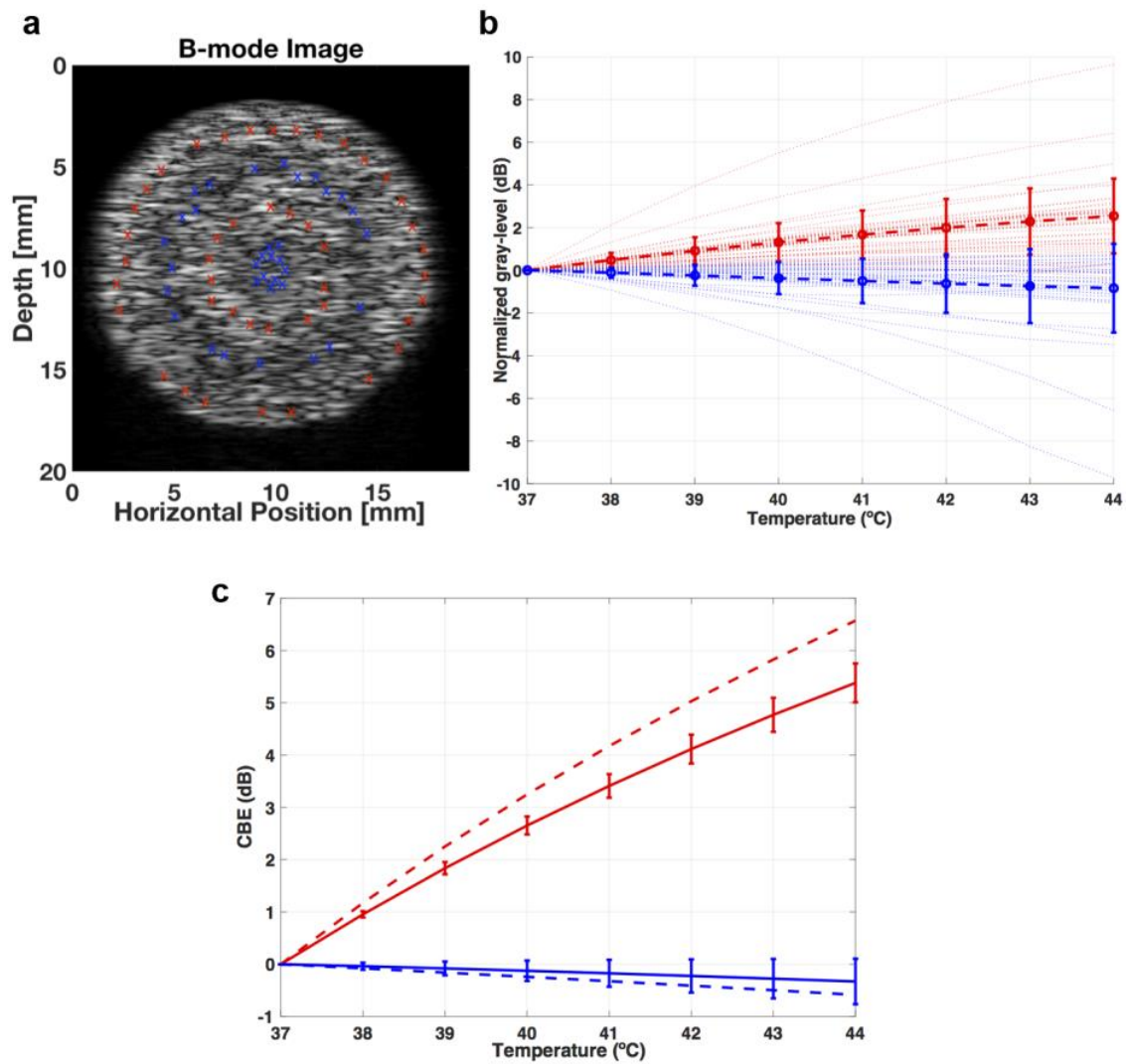


Figura 20. a) Corpo de prova com setas azuis indicando pontos aleatórios na região com espalhador muscular e vermelhas indicando pontos aleatórios na região lipídica. b) Variação dos níveis de cinza nos pontos descritos anteriormente. As linhas tracejadas representam o valor médio obtido. c) Comparação das curvas CBE teóricas com o CBE médio dos sinais RF simulados.

Este caso também foi avaliado modificando as espessuras dos círculos concêntricos para avaliar se sofreria algum tipo de impacto pelos reforços acústicos não mais simétricos. O *phantom* para este caso é apresentado na Figura 21. A faixa de temperatura neste caso foi de 37 a 45 °C.

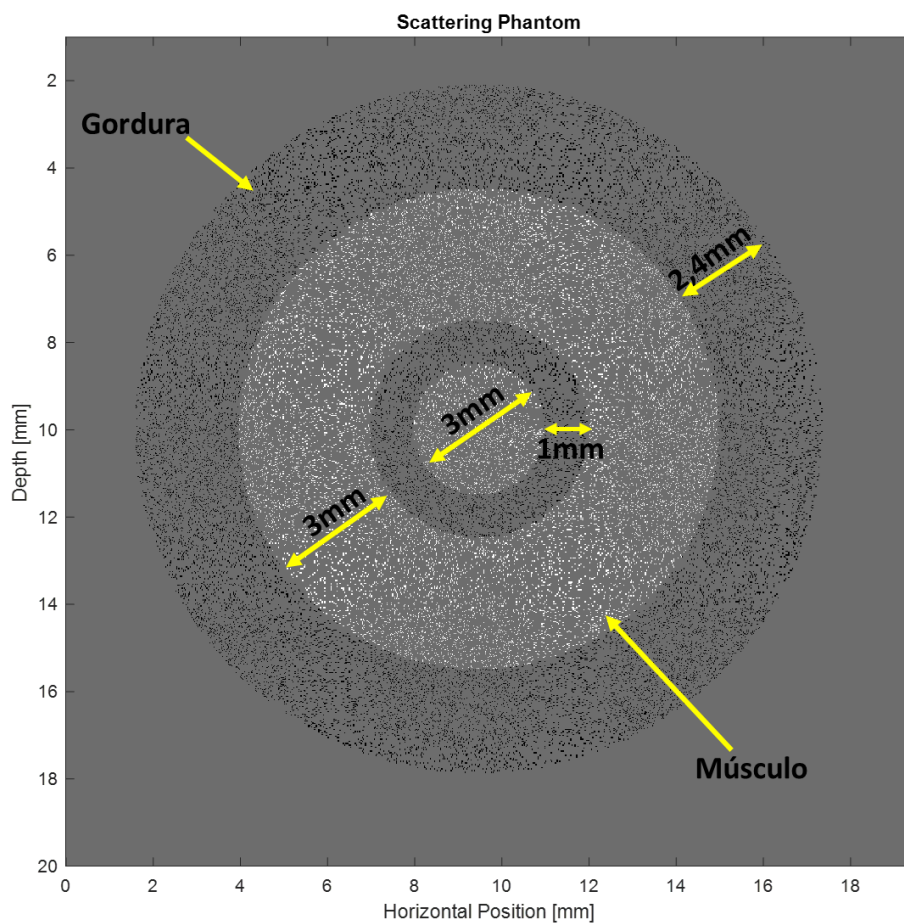
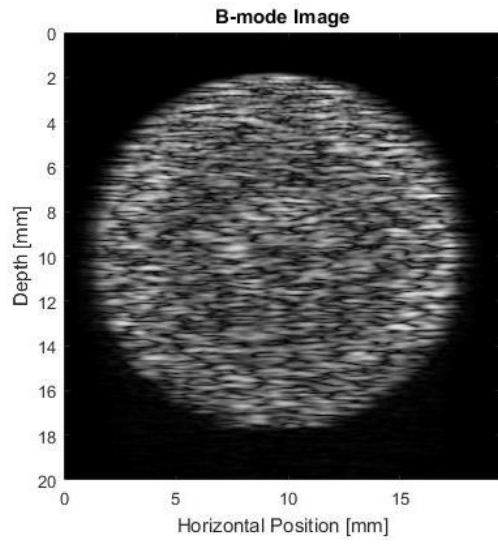
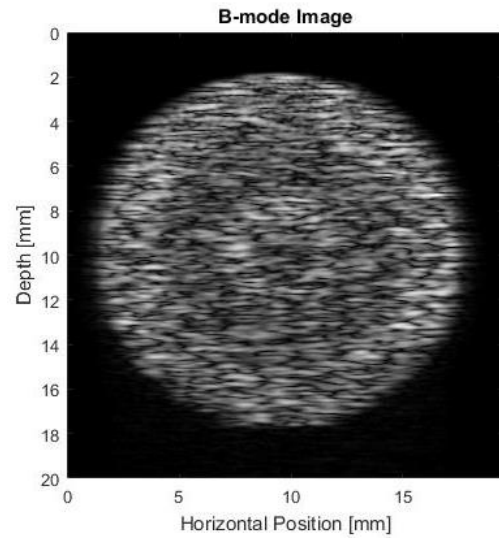


Figura 21. Corpo de prova para mimetizar tecidos muscular e lipídico em círculos concêntricos com espessuras diferentes.

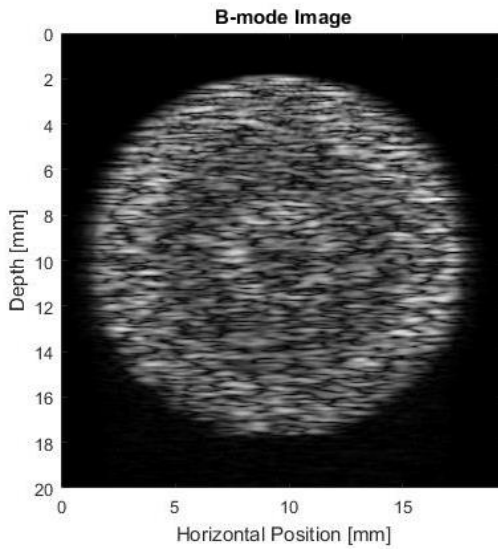
Após realizar a simulação, as imagens em modo B em cada temperatura (37 a 45 °C) foram as seguintes (Figura 22):



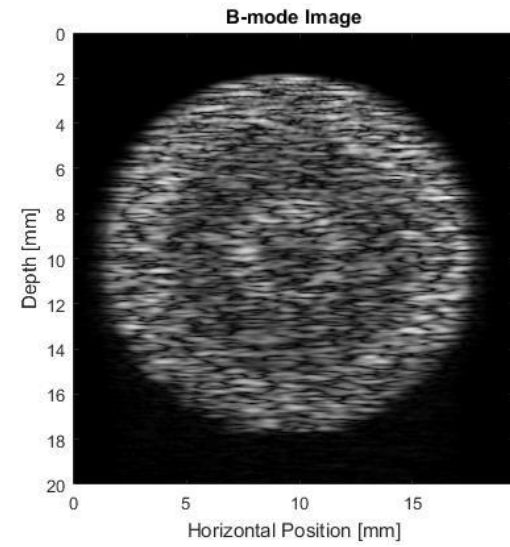
a) Imagem modo-B a 37 °C.



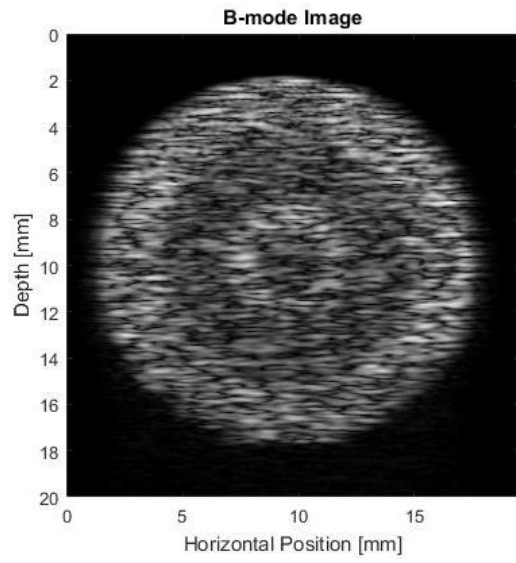
b) Imagem modo-B a 38 °C.



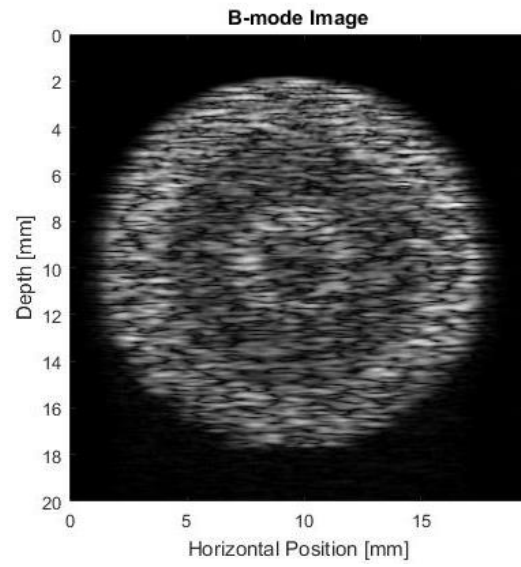
c) Imagem modo-B a 39 °C.



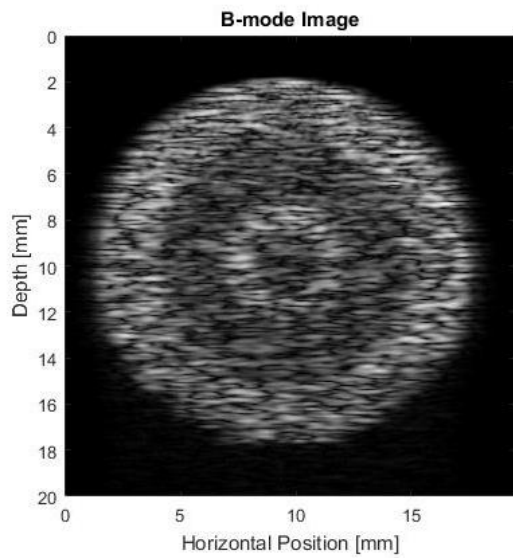
d) Imagem modo-B a 40 °C.



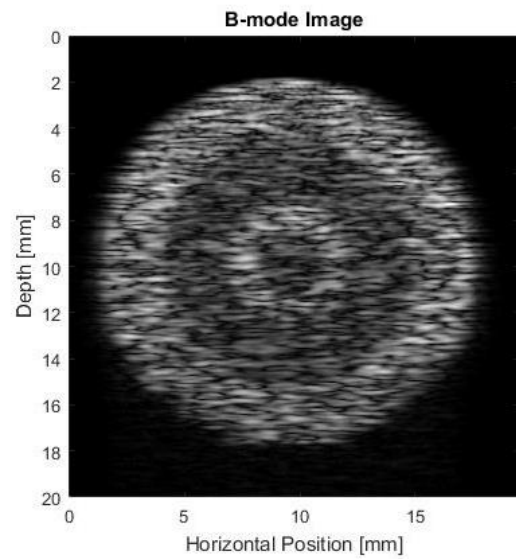
e) Imagem modo-B a 41 °C.



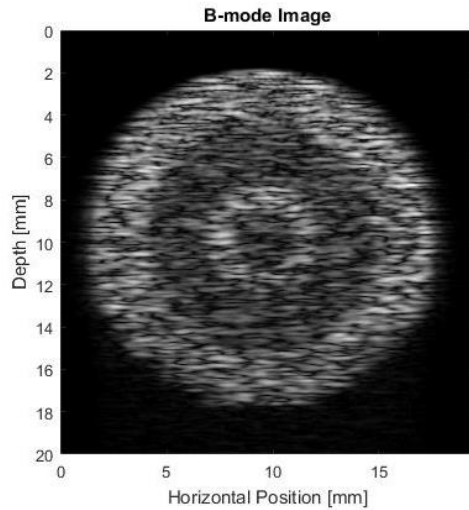
f) Imagem modo-B a 42 °C.



g) Imagem modo-B a 43 °C.



h) Imagem modo-B a 44 °C.



i) Imagem modo-B a 45 °C.

Figura 22. Imagens de ultrassom modo-B do *Phantom* da Figura (21) a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C, d) imagem a 40°C, e) imagem a 41 °C, f) imagem a 42 °C, g) imagem a 43 °C, h) imagem a 44 °C e i) imagem a 45 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem com base na CBE, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 23):

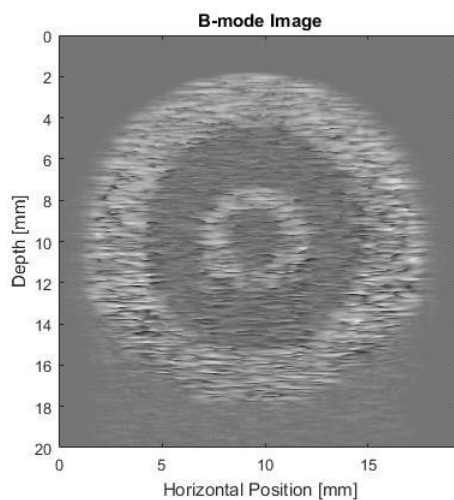


Figura 23. Imagem nova obtida com base na CBE e na regressão dos valores de cinza de cada pixel, em cada posição.

IV.2 Caso 2: Simulação com k-Wave – *Phantoms* de círculos concêntricos com raios diferentes e com espalhadores lipídico e muscular.

Neste caso foram desenvolvidos dois *phantoms*, um com estruturas circulares (Figura 24) e outra com estruturas quadradas (Figura 25). O objetivo desta simulação é saber qual a mínima área, no que diz respeito à simulação, a partir da qual a melhoria na distinção dos tecidos é possível.

No caso do *phantom* com estruturas circulares, a largura da coroa circular externa é igual ao diâmetro do círculo interno. Para o outro corpo de prova, segue-se a mesma ideia, o lado do quadrado interno é igual à largura da região externa. As medidas do diâmetro interno, do lado e das espessuras em cada *phantom* foram 0,5, 1, 1,5 e 2 mm.

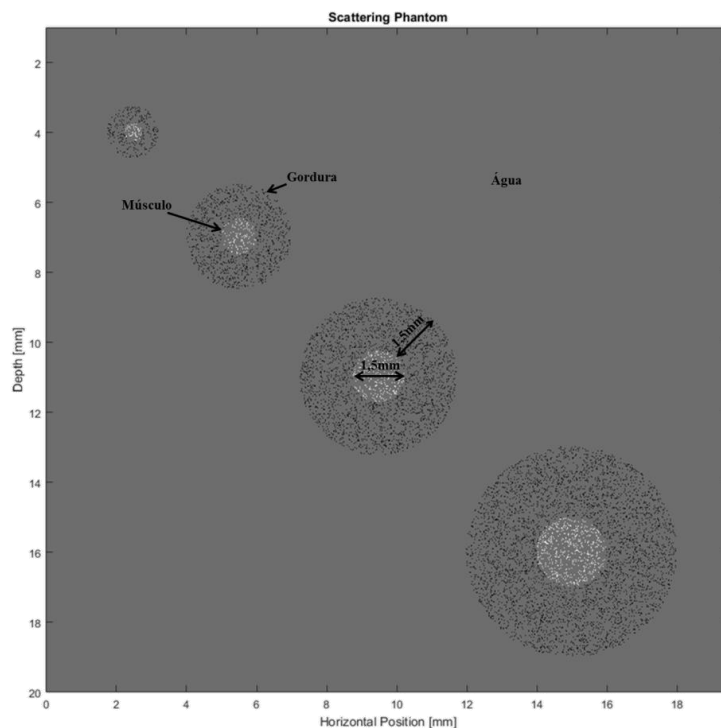


Figura 24. Corpo de prova circular crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial. Os diâmetros de cada círculo completo foram 1,5; 3; 4,5 e 6 mm respectivamente.

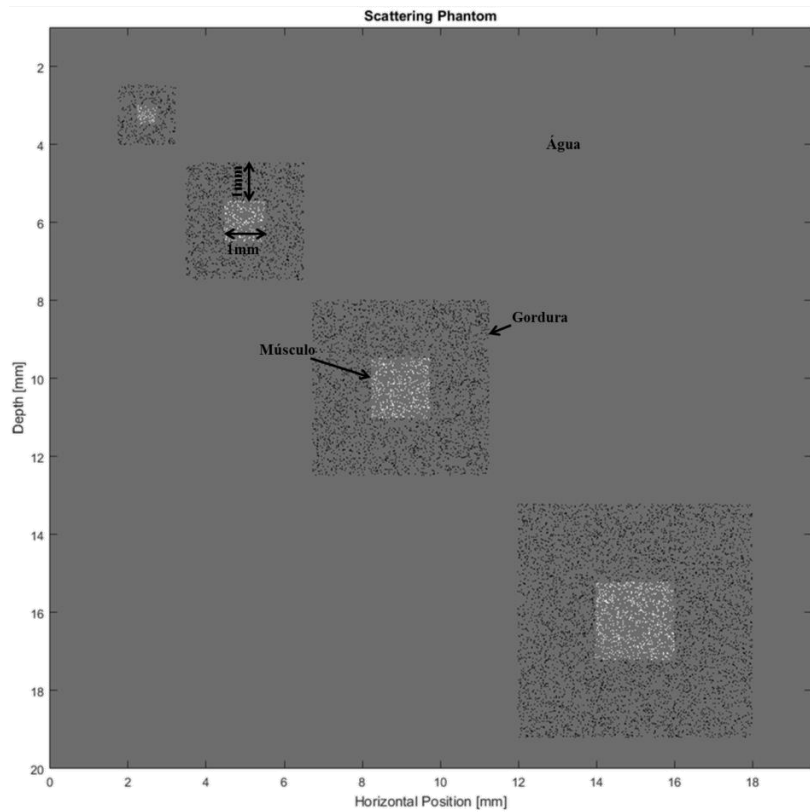
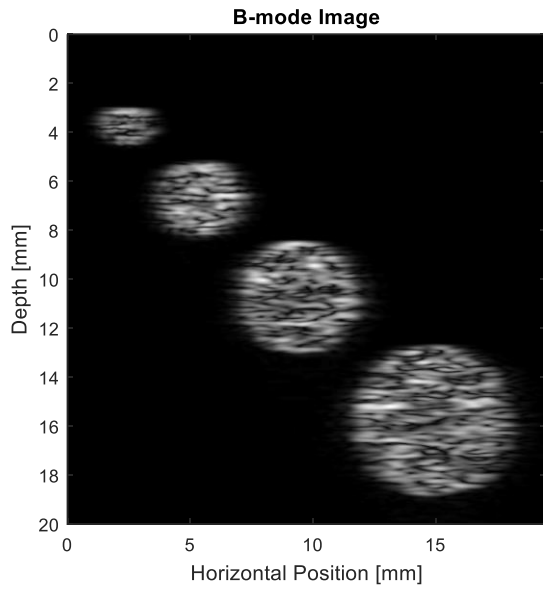
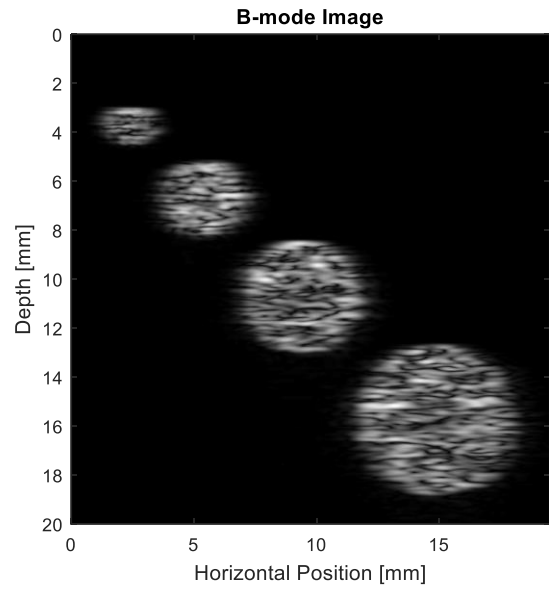


Figura 25. Corpo de prova quadrado crescente desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial. O valor do lado total de cada quadrado foi 1,5; 3; 4,5 e 6 mm respectivamente.

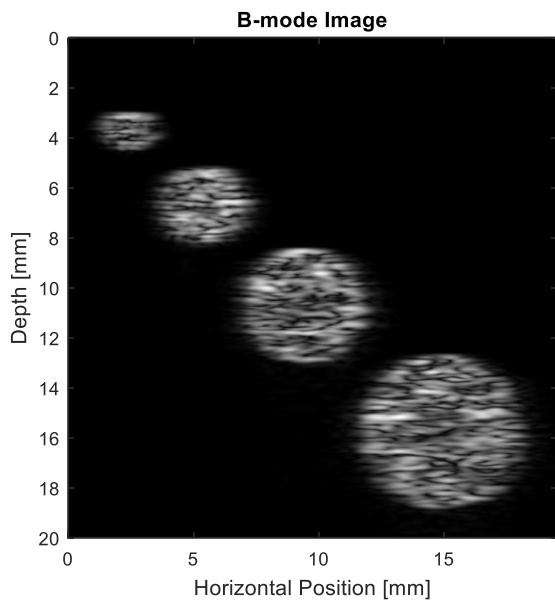
Após realizar a simulação destes corpos de prova foram obtidas as imagens apresentadas nas Figuras 26 e 28.



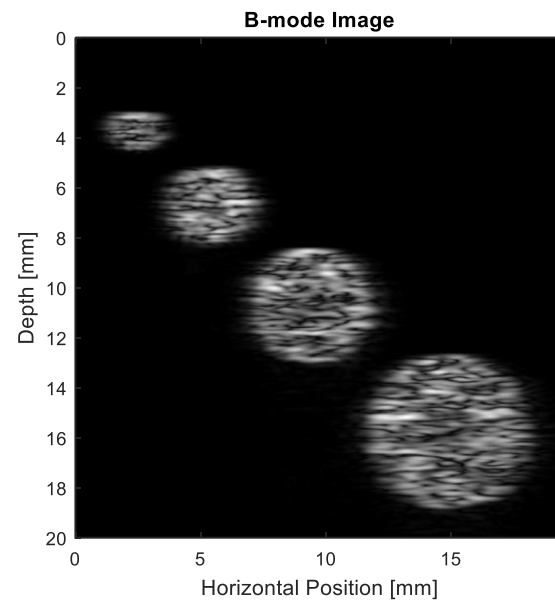
a) Imagem modo B a 37°C



b) Imagem modo B a 38°C



c) Imagem modo B a 39°C



d) Imagem modo B a 40°C

Figura 26. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 21 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 27):

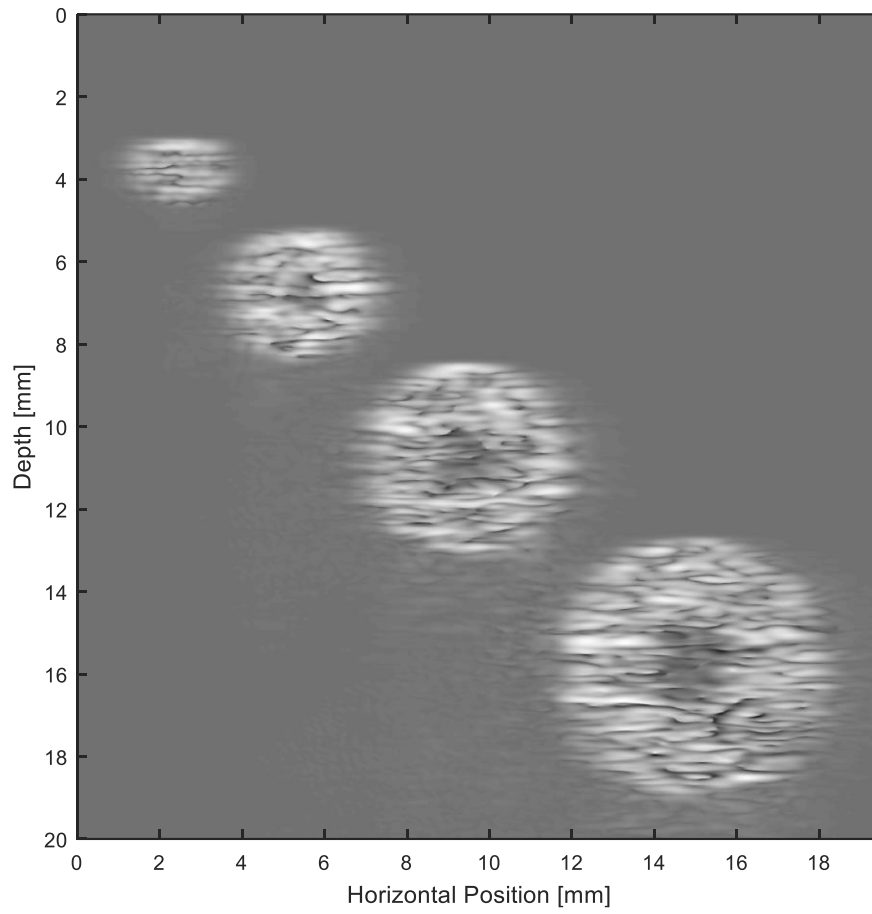
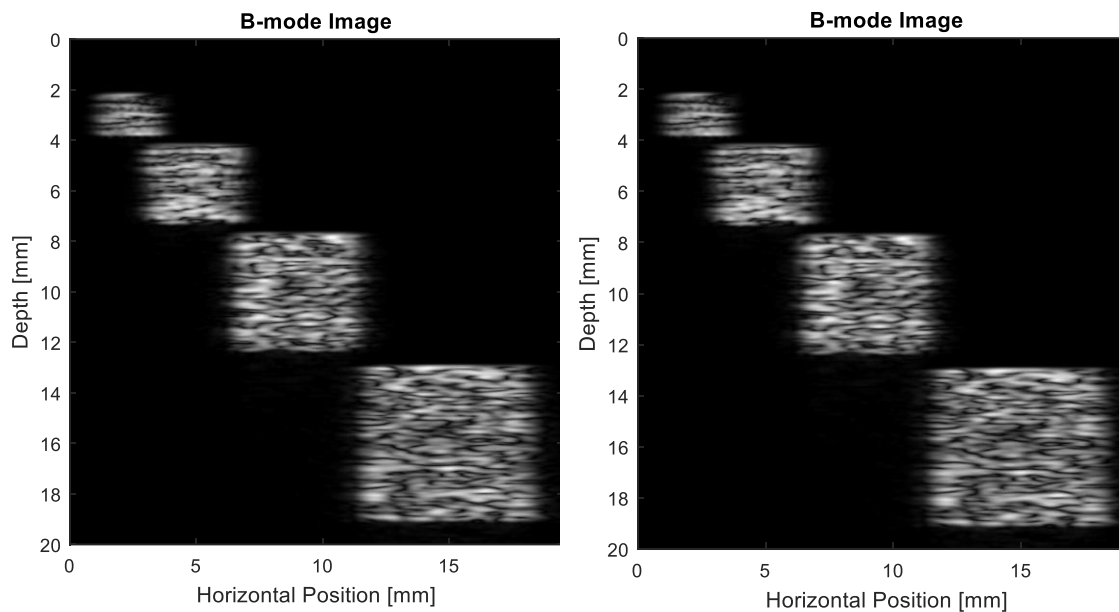
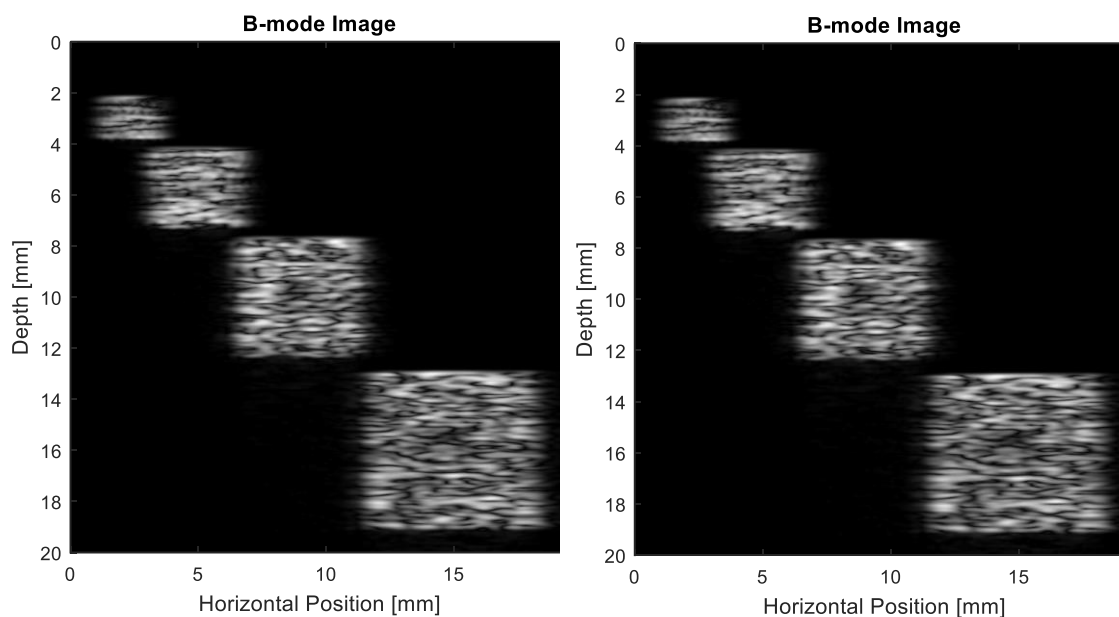


Figura 27. Imagem nova obtida após realizar o procedimento com CBE descrito na metodologia (faixa de temperatura 37 ° a 40 °C).



a) Imagem modo B a 37 °C

b) Imagem modo B a 38° C



c) Imagem modo B a 39 °C

d) Imagem modo B a 40 °C

Figura 28. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da figura 22 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e

exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 29):

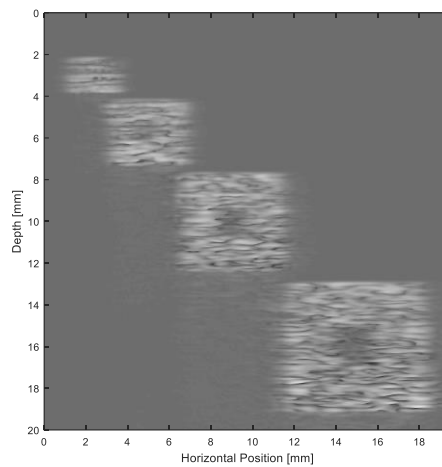


Figura 29. Imagem nova obtida após realizar o procedimento descrito na metodologia (faixa de temperatura 37 ° a 40 °C).

IV.3 Caso 3 Simulação com k-Wave – *Phantoms* de retângulos de diferentes espessuras com espalhadores lipídico e muscular.

Neste caso foi desenvolvido um *phantom*, com estruturas retangulares horizontais de diferentes espessuras iniciando em 0,078 mm para cada camada e crescendo 0,02 mm sucessivamente (Figura 30). Cada estrutura tem metade com espalhador lipídico e metade com espalhador muscular. O objetivo desta simulação é saber qual a mínima área, no que diz respeito à simulação, a partir da qual a melhoria na distinção dos tecidos é possível.

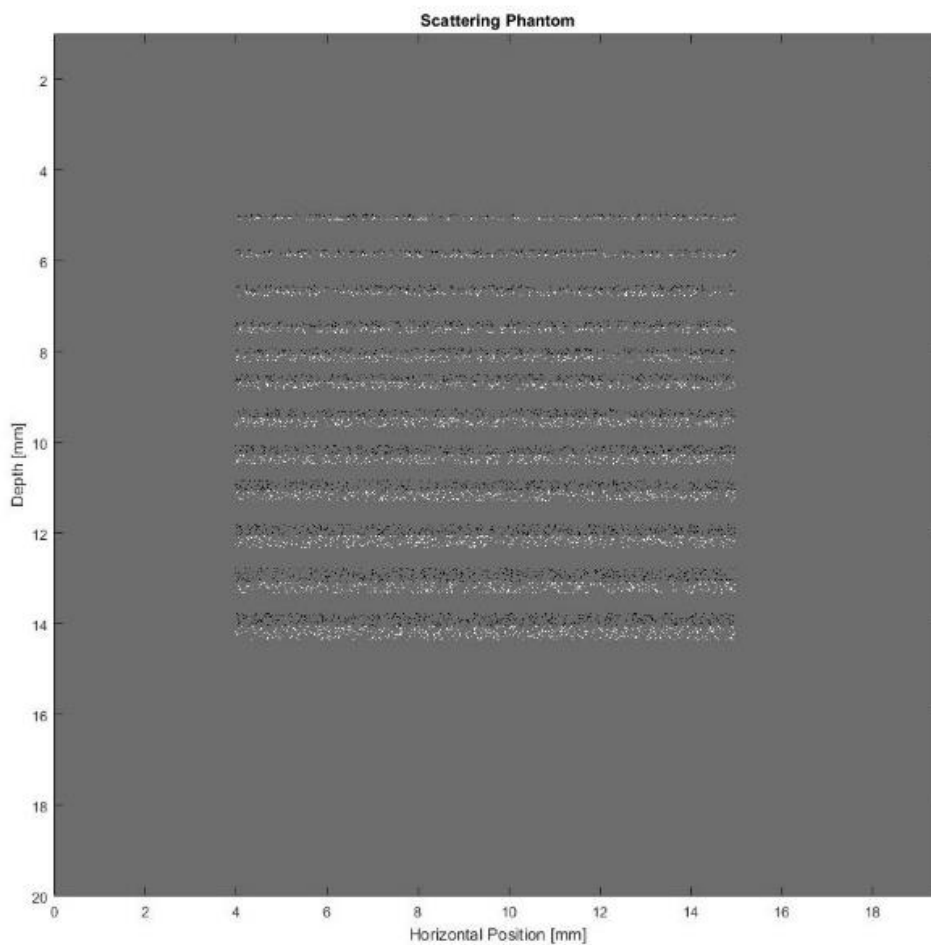
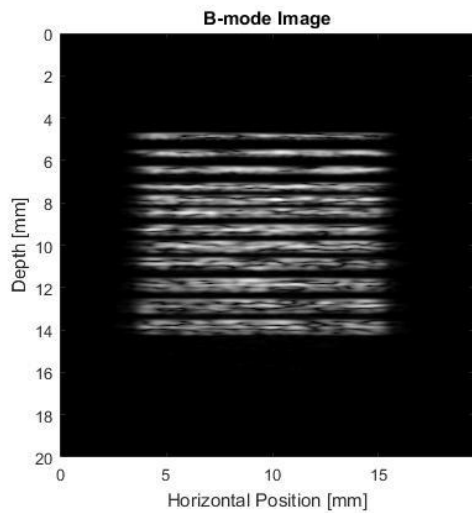
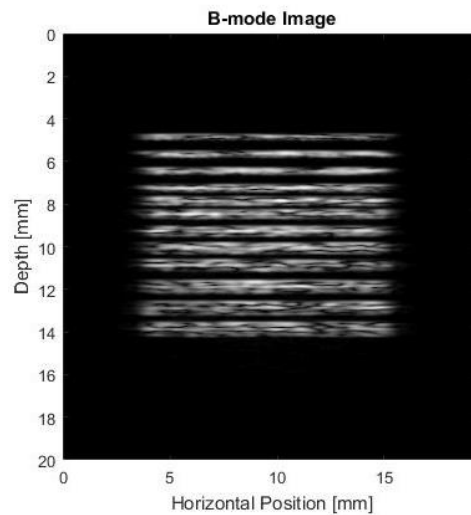


Figura 30. Corpo de prova retangular com duas camadas crescente (espessuras iniciando em 0,078 mm para cada camada e acrescendo em 0,02 mm sucessivamente) desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

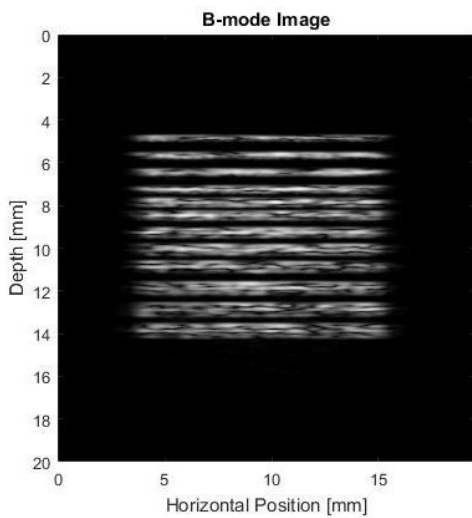
Após realizar a simulação deste corpo de prova foram obtidas as imagens apresentadas na Figura 31.



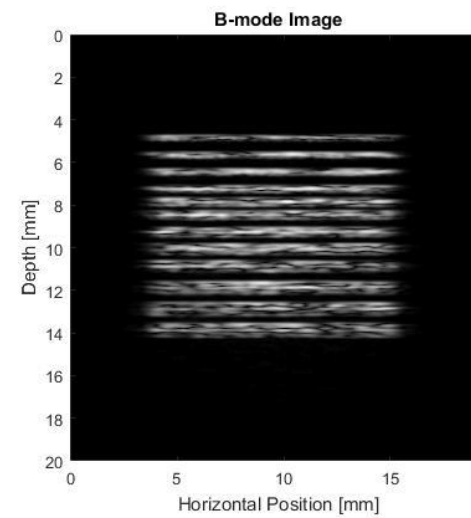
a) Imagem modo B a 37 °C



b) Imagem modo B a 38 °C



c) Imagem modo B a 39 °C



d) Imagem modo B a 40 °C

Figura 31. Imagens de ultrassom em modo-B do *phantom* da Figura 30 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 32):

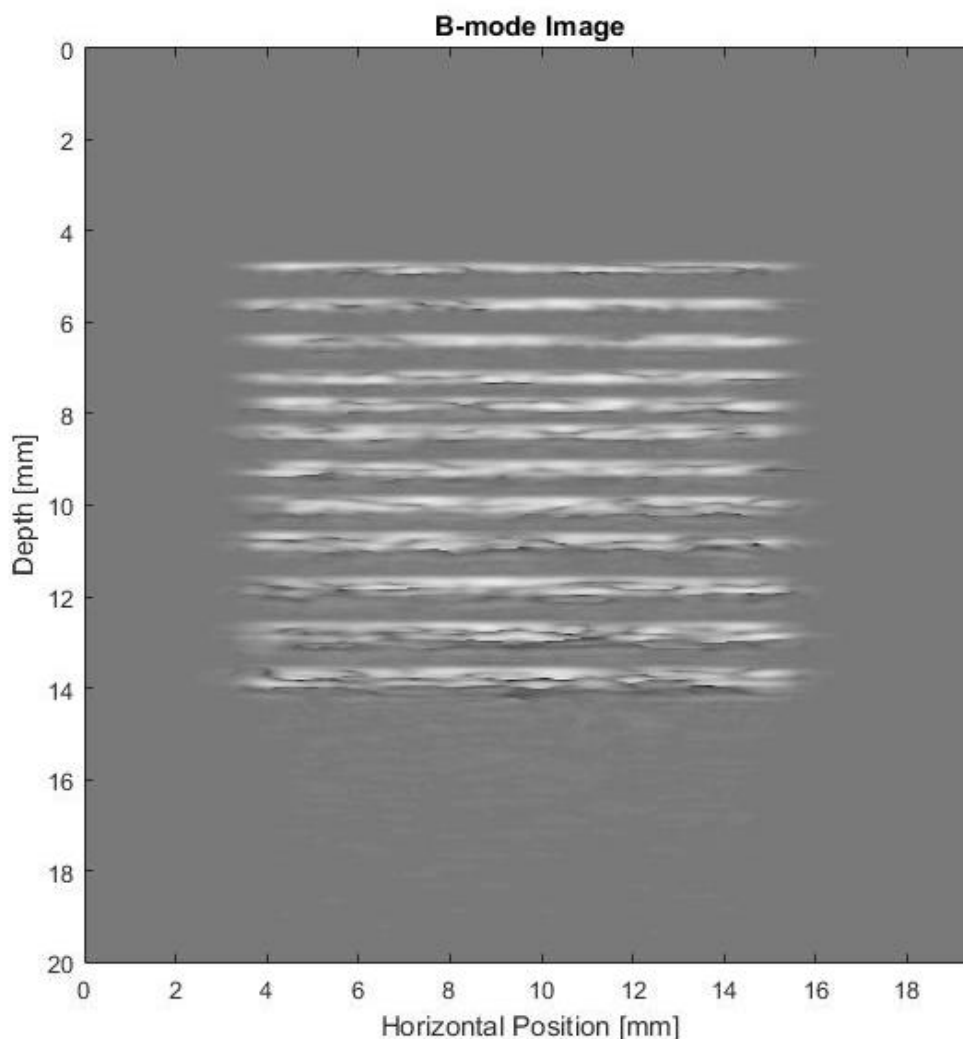


Figura 32. Imagem nova obtida após realizar o procedimento com CBE, descrito na metodologia (faixa de temperatura 37 ° a 40 °C).

IV.4 Caso 4 Simulação com k-Wave – *Phantoms* de retângulos de diferente espessura com espalhadores lipídico e muscular (continuação caso 3)

Neste caso foi desenvolvido um *phantom*, com estruturas retangulares horizontais de diferentes espessuras, iniciando em 0,48 mm para cada camada e acrescentando 0,02 mm sucessivamente (Figura 33). Cada estrutura tinha metade com espalhador lipídico e metade com espalhador muscular. O objetivo desta simulação é saber qual a

mínima área, em relação à simulação, a partir da qual a melhoria na distinção dos tecidos é possível.

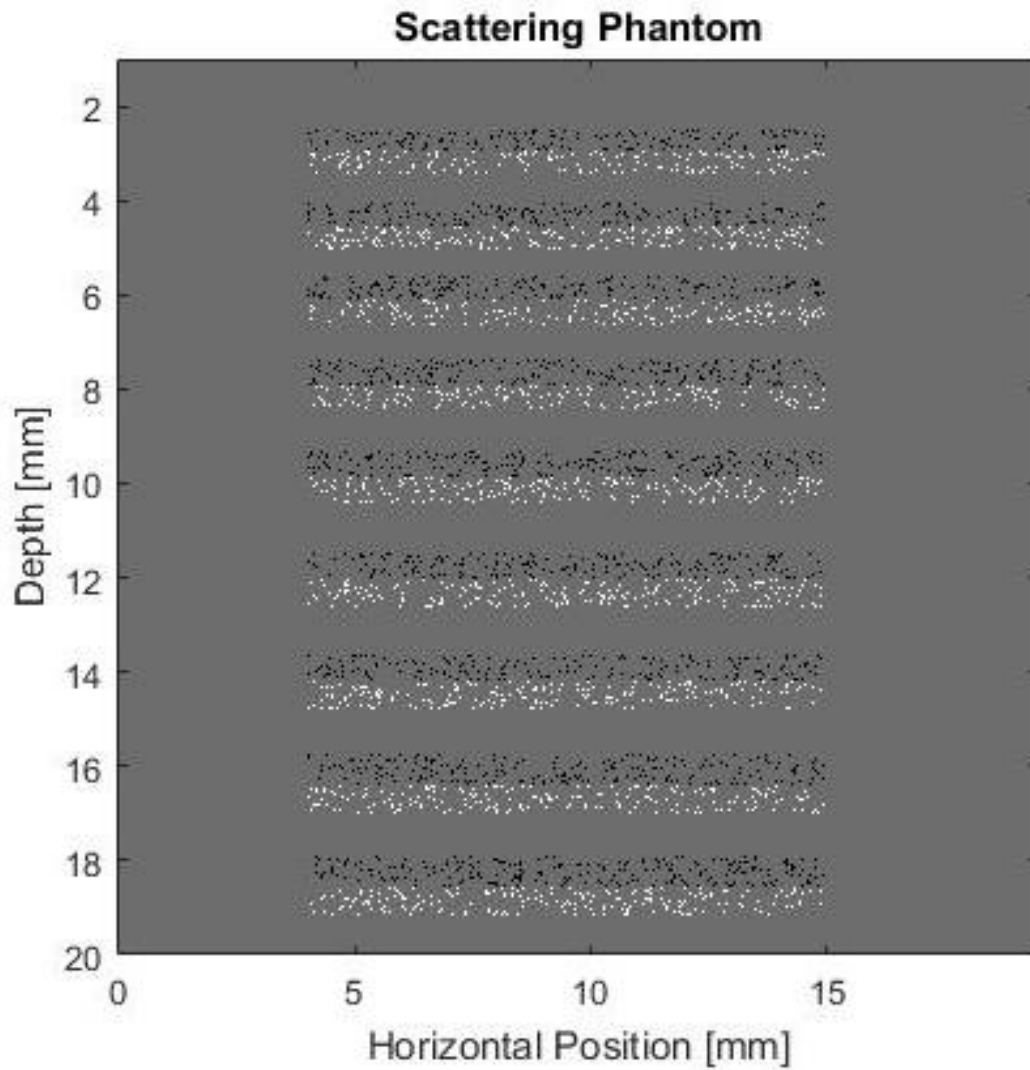
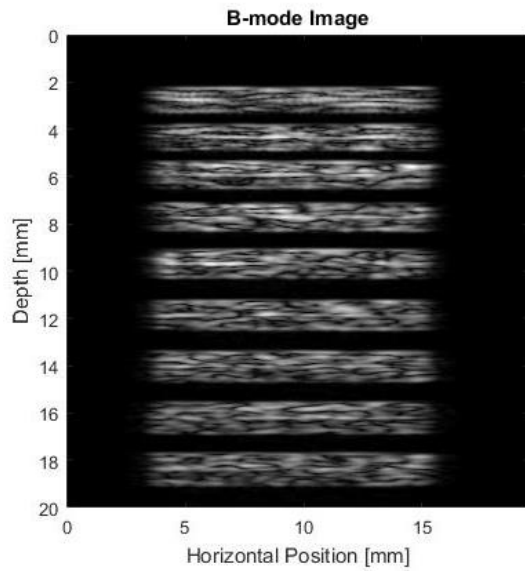
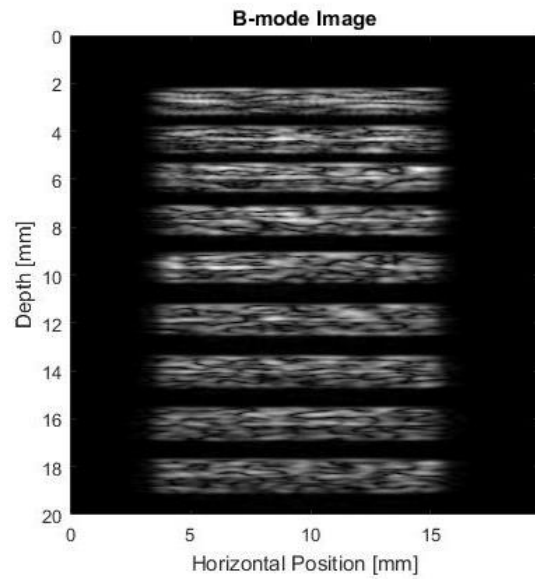


Figura 33. Corpo de prova retangular com duas camadas crescente (espessuras iniciando em 0,48 mm para cada camada e acrescendo em 0,02 mm sucessivamente) desenvolvido para avaliar a melhora da resolução espacial.

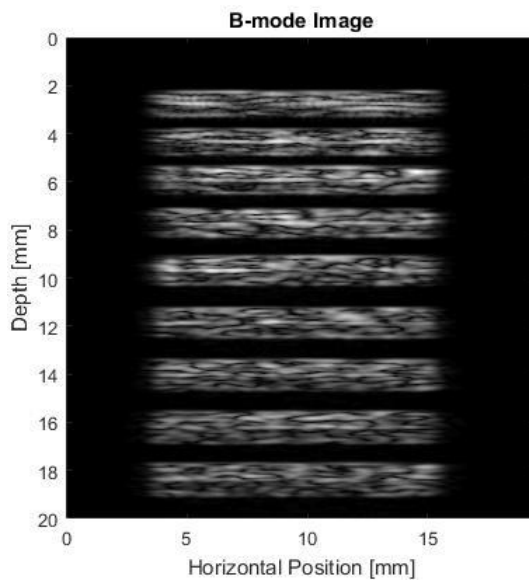
Após realizar a simulação deste corpo de prova foram obtidas as imagens apresentadas na Figura 34.



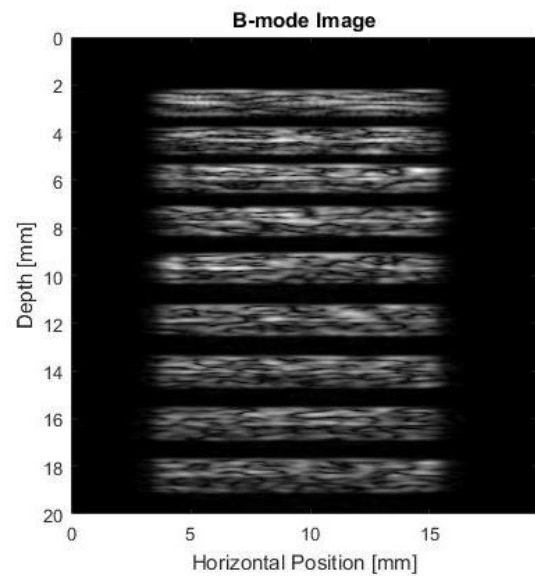
a) Imagem modo-B a 37 °C



b) Imagem modo-B a 38 °C



c) Imagem modo-B a 39 °C



d) Imagem modo-B a 40 °C

Figura 34. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da figura 33 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 35):

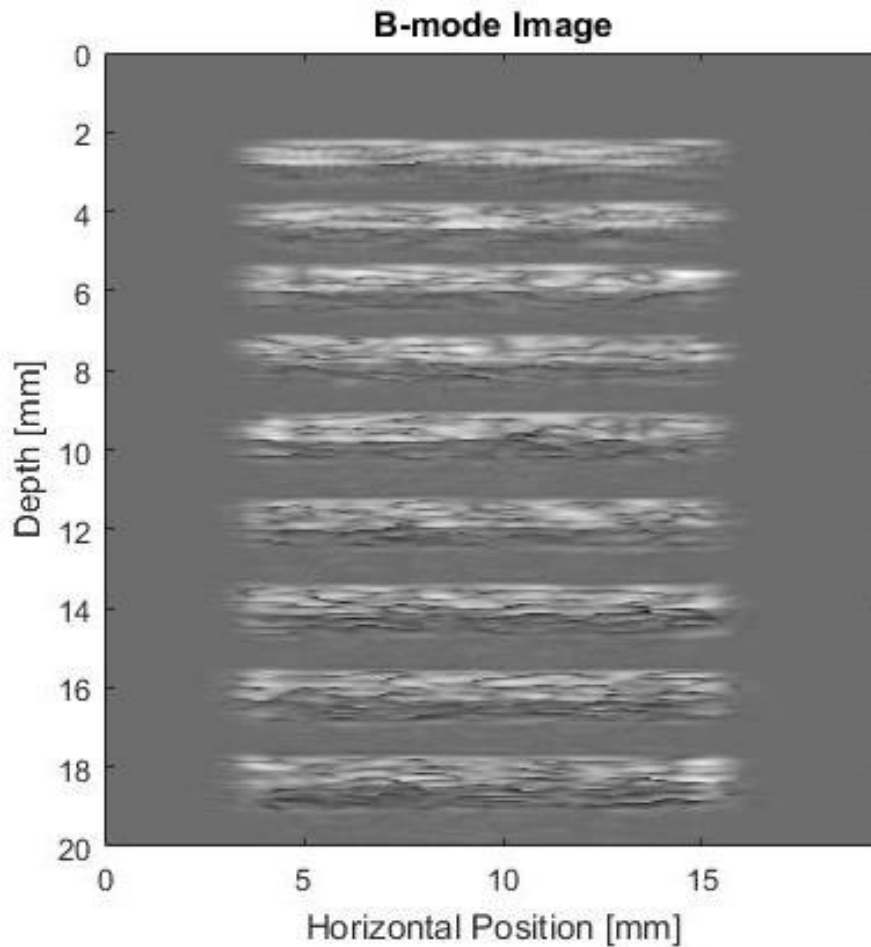


Figura 35. Imagem nova obtida após realizar o procedimento com CBE, descrito na metodologia (faixa de temperatura 37 ° a 40 °C).

IV.5 Caso 5 Simulação com k-Wave – *Phantoms* com círculos concêntricos com espalhadores lipídico e muscular com diferentes densidades de espalhadores.

Neste caso, foi desenvolvido um *phantom*, com estruturas circulares concêntricas. O círculo interno tem diâmetro de 1 mm e a coroa circular ao redor tem espessura de 1 mm, em outras palavras o corpo de prova total tem um diâmetro de 3 mm (Figura 36). A estrutura interna tem espalhadores do tipo muscular, enquanto a externa de tipo lipídico. A quantidade de espalhadores foi aumentando de 512, 1024, 2048 espalhadores/mm². O objetivo desta simulação é saber se o número de espalhadores influenciaria na distinção

das regiões utilizando o método com CBE proposto em áreas pequenas. Neste caso, a faixa de temperatura da simulação foi de 37 a 45 °C.

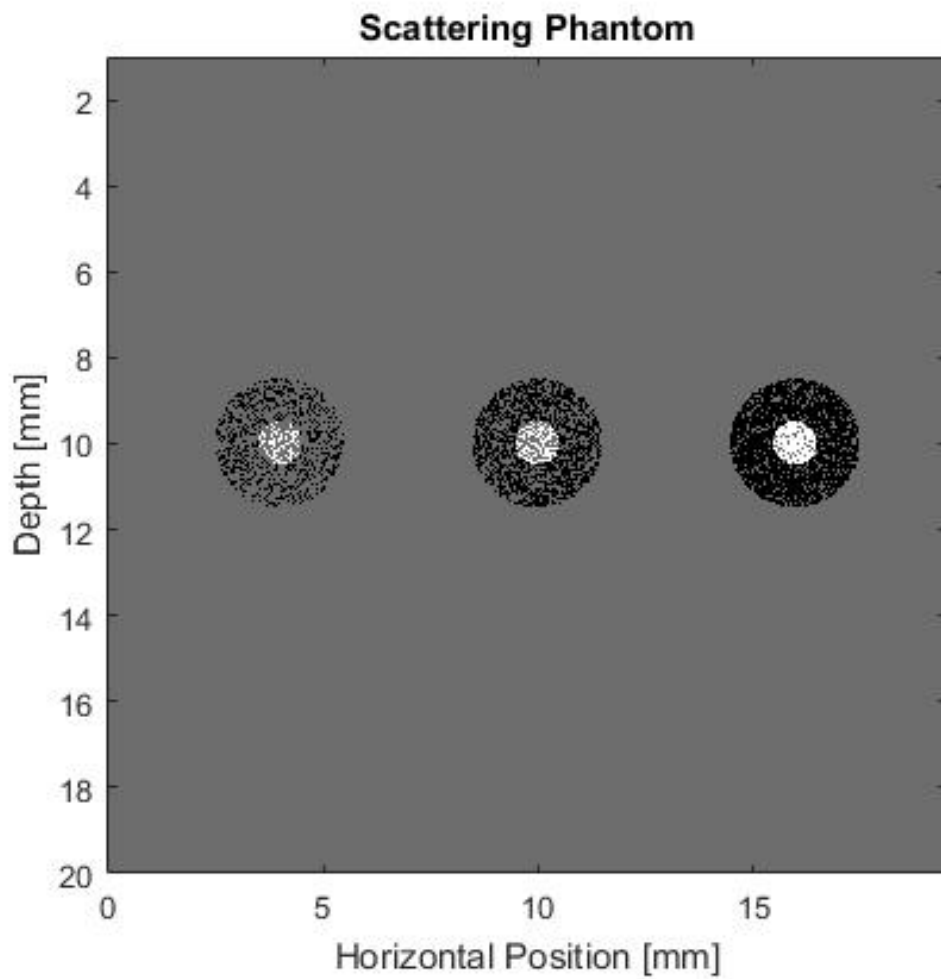
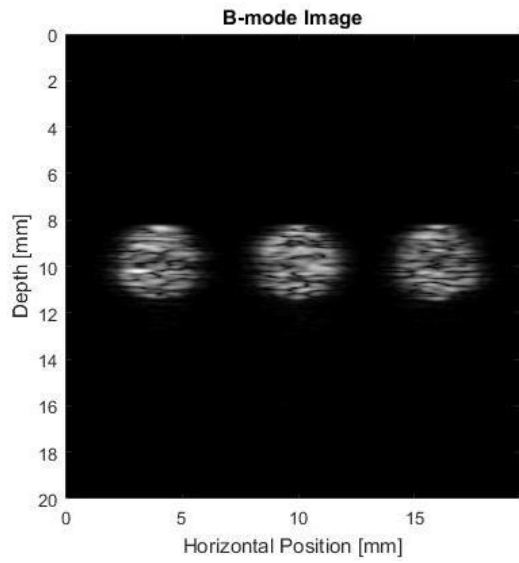
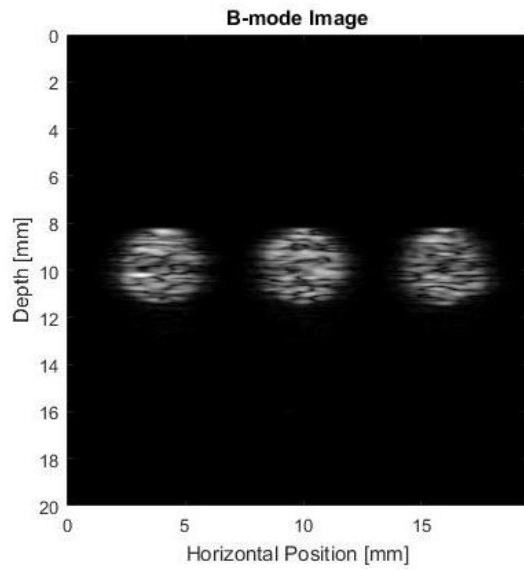


Figura 36. Corpo de prova de círculos concêntricos com quantidade de 512, 1024, 2048 espalhador/mm².

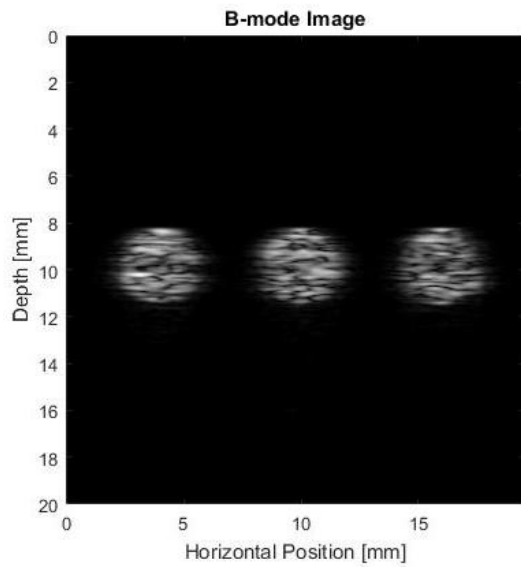
Após realizar a simulação deste corpo de prova foram obtidas as imagens apresentadas na Figura 37.



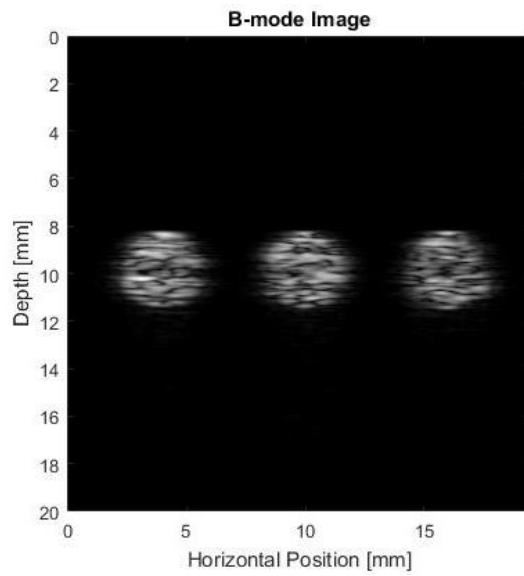
a) Imagem modo-B a 37 °C



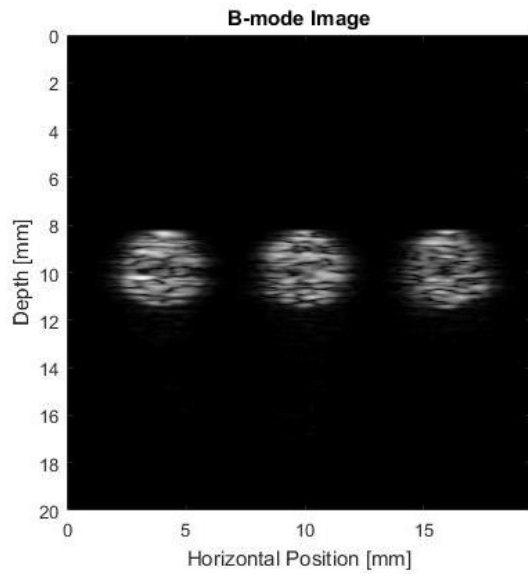
b) Imagem modo-B a 38 °C



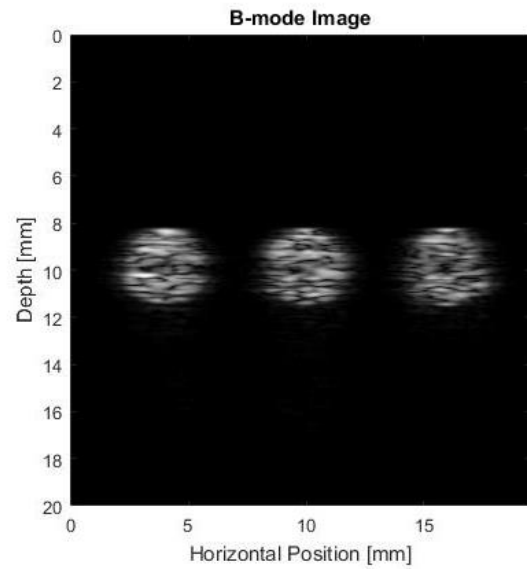
c) Imagem modo-B a 39 °C



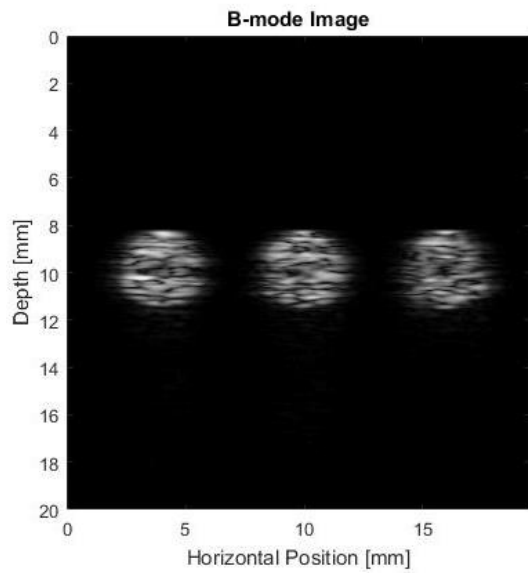
d) Imagem modo-B a 40 °C



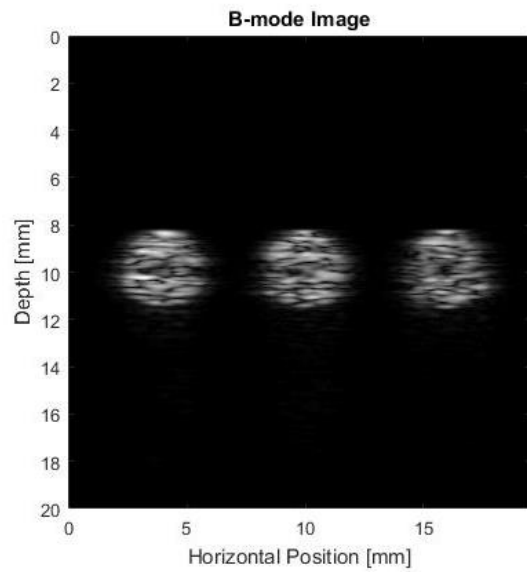
e) Imagem modo-B a 41 °C



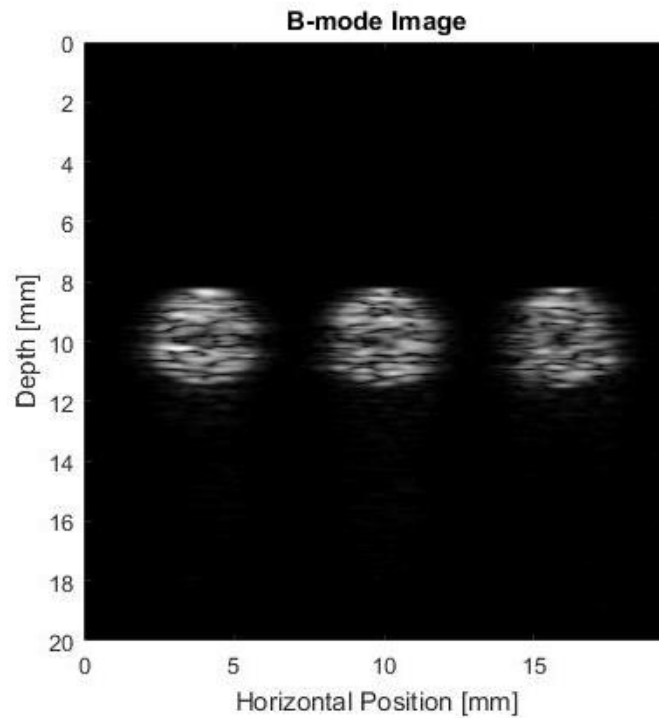
f) Imagem modo-B a 42 °C



g) Imagem modo-B a 43 °C



h) Imagem modo-B a 44 °C



i) Imagem modo-B a 45 °C

Figura 37. Imagens ultrassom em modo B do *phantom* da Figura 36 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C, d) imagem a 40 °C, e) imagem a 41 °C, f) imagem a 42 °C, g) imagem a 43 °C, h) imagem a 44 °C e i) imagem a 45 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 38):

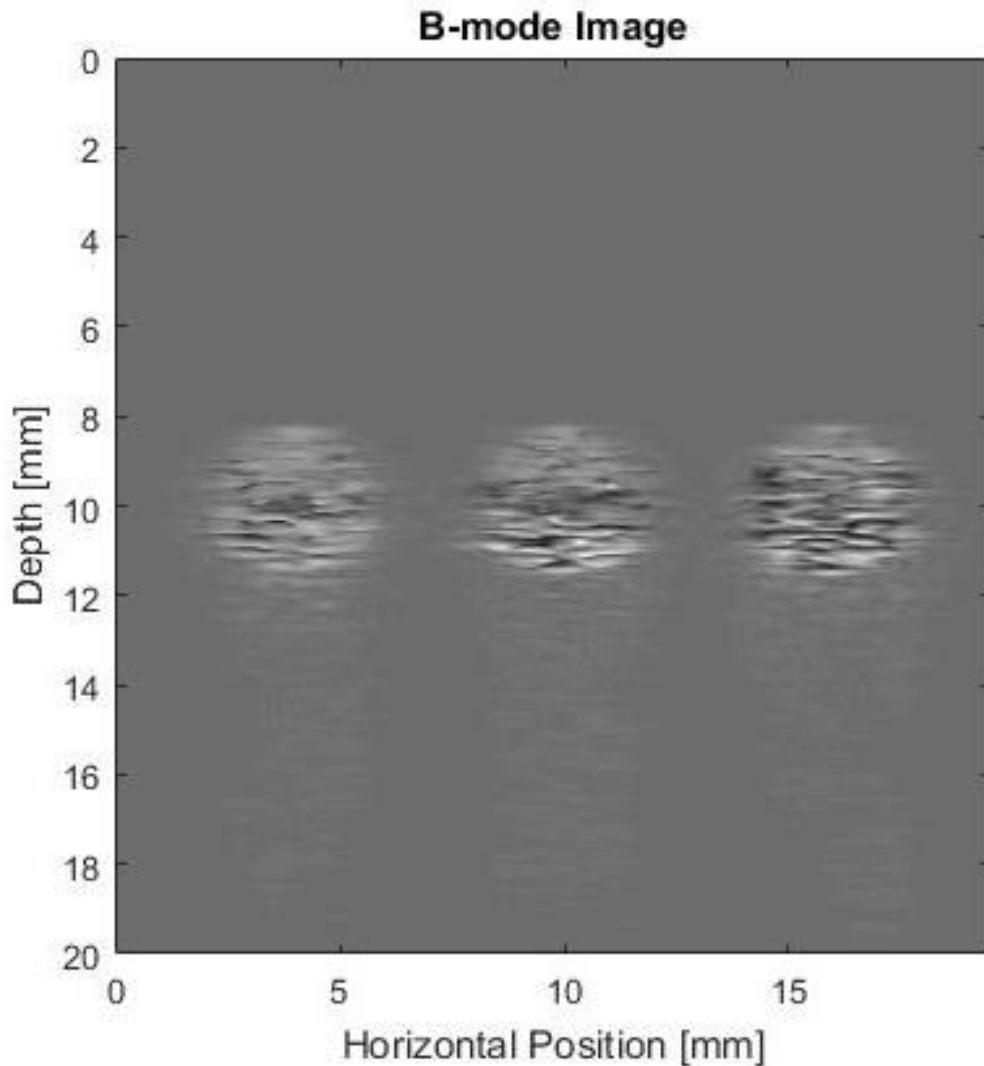
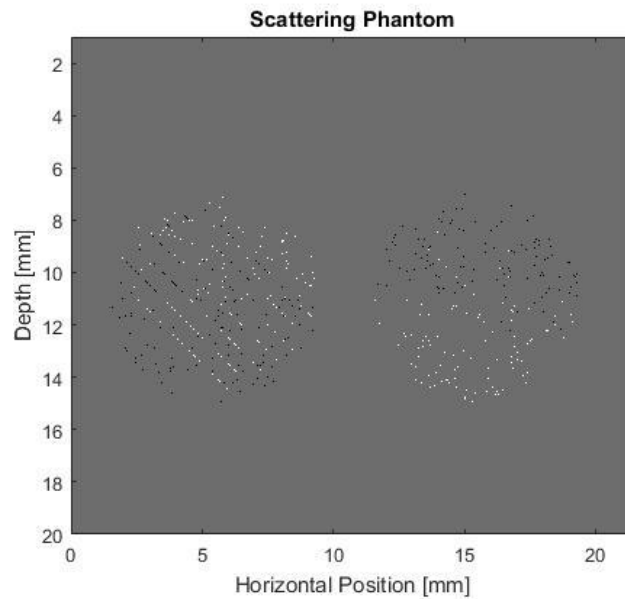


Figura 38. Imagem nova obtida após realizar o procedimento com CBE, descrito na metodologia (faixa de 37 a 45 °C).

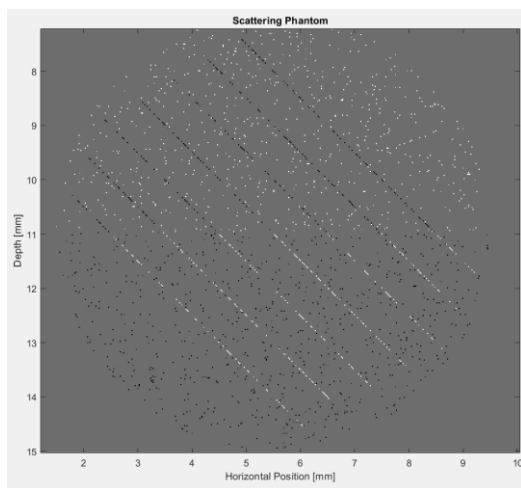
IV.6 Caso 6 Simulação com k-Wave – *Phantoms* com círculos bipartidos com espalhadores lipídico e muscular e com linhas do espalhador oposto.

Neste caso foi desenvolvido um *phantom*, com estruturas circulares. Cada círculo tem raio de 4 mm e está bipartido. Para o primeiro círculo, a parte superior contém espalhadores musculares maioritariamente e alguns lipídicos em formato de linhas paralelas entre si e a parte inferior contém maioritariamente espalhadores lipídicos e

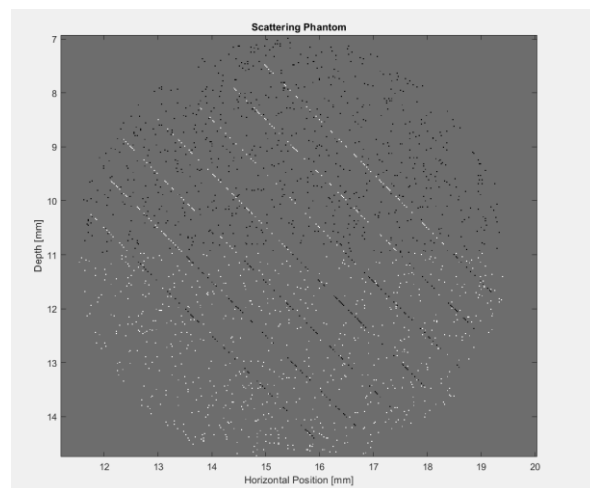
alguns musculares em formato de linhas paralelas entre si. O segundo círculo tem a distribuição de espalhadores antagônica à do primeiro (Figura 39). O objetivo desta simulação é saber como uma pequena quantidade de espalhadores distintos influenciaria na distinção das regiões utilizando o método proposto em áreas pequenas.



a) Corpo de prova completo com dois círculos.



b) Ampliação do primeiro círculo



c) Ampliação do segundo círculo

Figura 39. Corpo de prova de dois círculos com dois espalhadores numa mesma região.

a) Corpo de prova completo, b) ampliação do primeiro círculo e c) ampliação do segundo círculo.

Após realizar a simulação deste corpo de prova foram obtidas as imagens apresentadas na Figura 40.

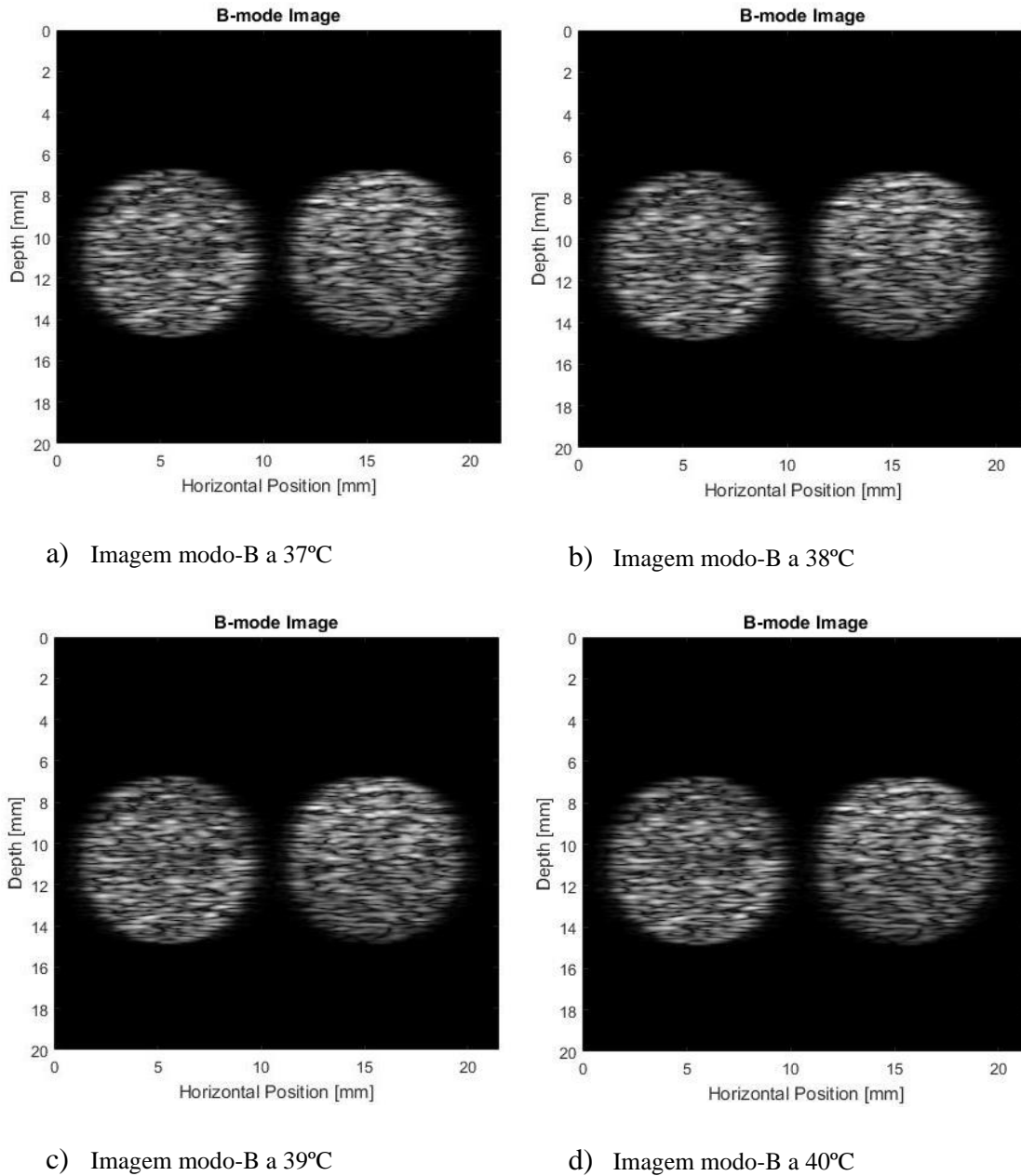


Figura 40. Imagens ultrassom em modo-B do *phantom* da figura 39 a diferentes temperaturas. a) imagem a 37 °C, b) imagem a 38 °C, c) imagem a 39 °C e d) imagem a 40 °C.

Após realizar o processo de formação da nova imagem, conforme descrito e

exemplificado na Figura 11, a imagem obtida foi a seguinte (Figura 41):

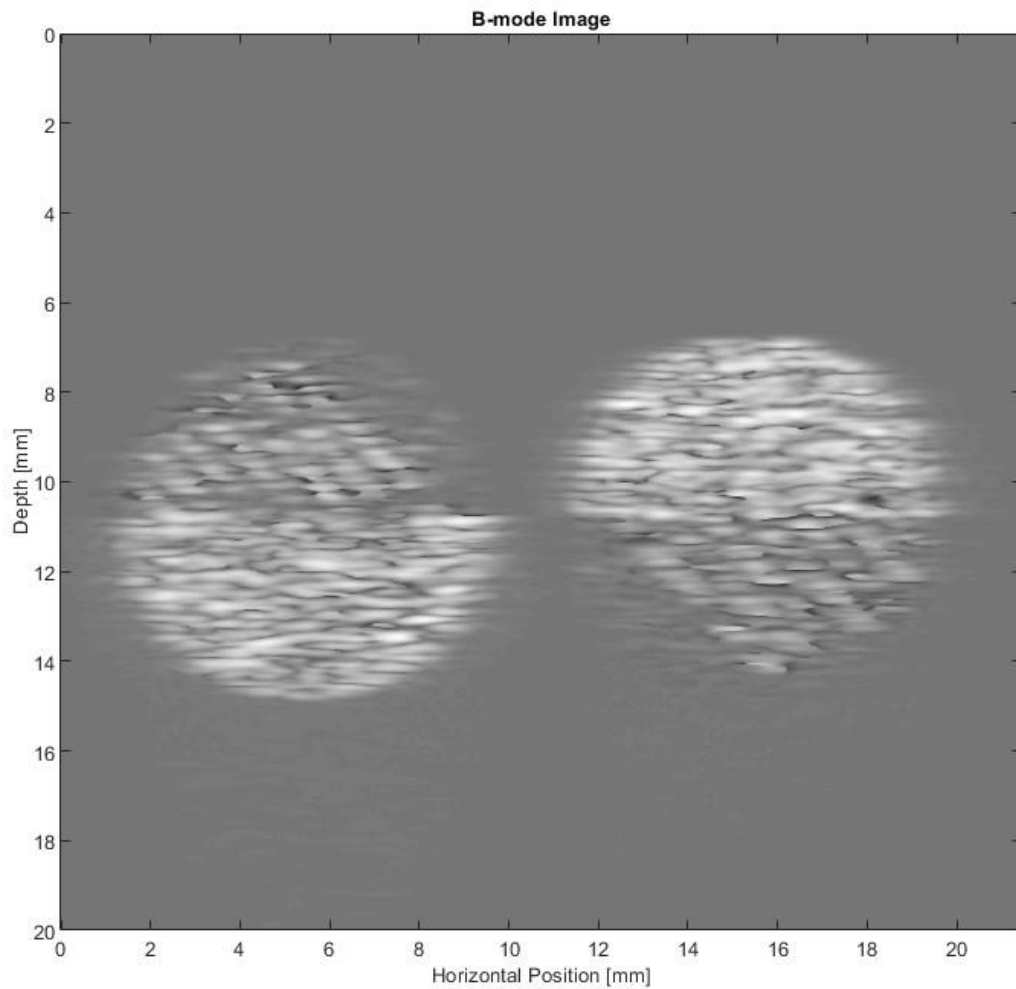
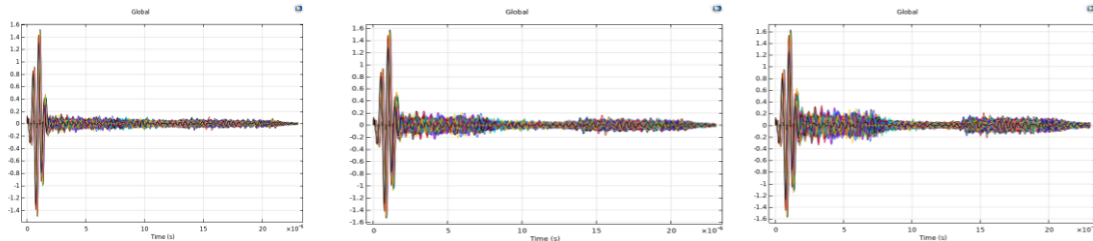


Figura 41. Imagem nova obtida após realizar o procedimento com CBE, descrito na metodologia (faixa de 37 a 40 °C).

IV.7 Simulação em COMSOL V5.5

A Figura 42 apresenta os sinais sobrepostos de RF das três camadas do *phantom* da figura 7. A obtenção destes sinais RF foi utilizando 5 elementos do transdutor como emissores e posteriormente avançando um elemento. Este processo foi desenvolvido até completar o total de elementos do transdutor (32). Neste caso, cada camada tem um tipo

de espalhador (superior lipídico, médio muscular e inferior lipídico). Já a Figura 43 apresenta a imagem modo-B para cada temperatura.

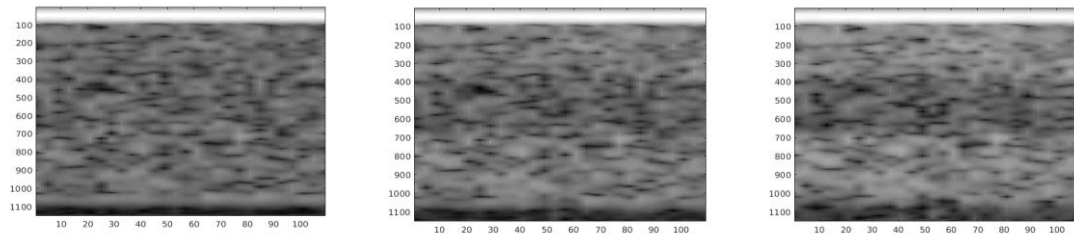


a) RF a 35 °C

b) RF a 45 °C

c) RF a 65 °C

Figura 42. Sinais de RF superpostas. No total são $28 * 32 = 896$ sinais.



a) Imagem modo-B a 35 °C

b) Imagem modo-B a 45 °C

c) Imagem modo-B a 65 °C

Figura 43. Imagens modo B nas temperaturas de 35, 45 e 65 °C.

Após aplicar o método descrito nas equações (12) e (13), na camada intermediária foram colocados dois espalhadores (lipídico e muscular) em quantidades conhecidas. O domínio foi submetido à variação de temperatura de 35 a 45°C. Para cada proporção distinta entre gordura e músculo foi obtida uma imagem (Figura 44), seguindo o método proposto, para identificar o impacto da porcentagem de gordura na imagem.

Na figura 45 apresenta-se uma regressão linear do valor médio dos pixels da região intermediária em 3 temperaturas (35, 40 e 45 °C). Como pode ser observado a inclinação da reta varia com o aumento do percentual de gordura na região.

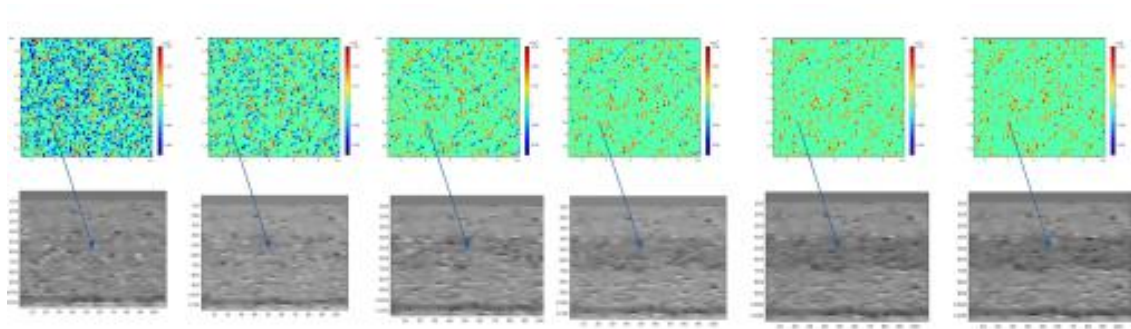


Figura 44. Imagens obtidas pelo método com CBE proposto, em função da variação da relação musculo/gordura na camada intermediaria. As camadas superior e inferior contêm espalhadores lipídico. Da esquerda para a direita a quantidade de gordura diminui.

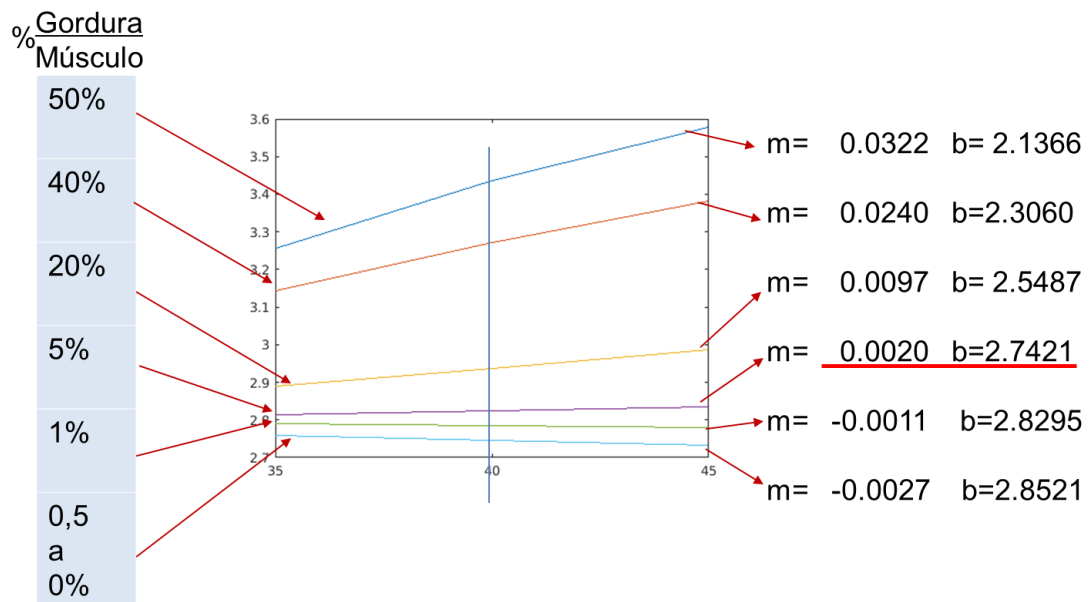


Figura 45. Valor médio do nível de cinza da camada intermediaria em função da temperatura. Observa-se a variação da inclinação da curva, em que m é o coeficiente angular e b o termo independente da regressão linear.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

Conforme visto na revisão da literatura, diversas técnicas para melhorar as características visuais nas imagens de ultrassom vêm sendo estudadas. Estas tentativas são realizadas com o intuito de aproveitar as vantagens dos sistemas de imagem ultrassônicos e torná-los mais utilizáveis. Na maioria dos casos, as técnicas propostas não utilizam alguma variação das características do tecido em avaliação, como por exemplo no caso da elastografia (RIGHETTI *et al*, 2002); (MANDUCA *et al*, 2001) que, utilizando uma onda ultrassônica de frequência específica permite criar uma onda de cisalhamento a qual tem relação com o tecido. As características desta onda estão associadas a rigidez dos tecidos, portanto, apresenta uma informação complementar que pode ser utilizada junto a imagem modo-B para melhorar a avaliação do tecido.

As imagens MAT-MI (*MagnetoAcoustic Tomography with Magnetic Induction*), por outro lado, utilizam transdutores ultrassônicos para detectar pequenas vibrações que ocorrem nos corpos, quando submetidos a um estímulo magnético dinâmico externo. As imagens de ultrassom adquiridas são utilizadas para melhorar o mapeamento da condutividade dos tecidos (LI *et al*, 2016). Neste caso a melhoria da imagem foi na tomografia por indução magnética não sobre a imagem de ultrassom. Poder-se-ia tentar realizar este tipo de estímulo externo e ver o impacto no nível de brilho das imagens em modo-B, mas para isso acontecer precisar-se-á de transdutores isolados magneticamente.

A imagem fotoacústica (XU *et al*, 2006) se baseia na característica física da absorção de eletromagnética dos tecidos e, especificamente, está mais associada à vascularização e níveis de SpO₂ da região, portanto, este método pode ser utilizado para

distinguir com maior clareza regiões com altos níveis de vascularização. Se comparamos esta metodologia com a proposta neste trabalho, utilizamos um estímulo externo (variação de temperatura) que, no tecido muscular e lipídico, tem comportamentos diferentes. Por outro lado, como as características acústicas dos tecidos moles (velocidade de propagação) e suas densidades têm valores próximos, na sua maioria (o mais diferente é a gordura), uma limitação da nossa proposta seria que poderemos realçar tecidos ou muscular ou lipídico unicamente.

Os resultados mostraram uma melhoria na distinção dos tecidos simulados, em comparação com as imagens ultrassônicas convencionais, o que fortalece a hipótese de realizar-se o mesmo procedimento em tecidos reais. Em alguns casos simulados, foi verificado que o número de espalhadores escolhido para regiões com diâmetro menor do que 3 mm poderia não permitir uma boa distinção das regiões, com o método proposto. Por esse motivo, se realizou uma avaliação da influência do número de espalhadores na análise de tecidos menores que a dimensão antes mencionada. A simulação do caso 5 mostrou que, mesmo que duplicando e quadruplicando o número de espalhadores nas regiões com diâmetro menor do que 3 mm, não há melhoria da distinção dos tecidos com o método proposto.

O primeiro caso simulado permitiu-nos visualizar uma melhoria na distinção dos tecidos e por ser um *phantom* de forma circular sugere que o ângulo de disparo do ultrassom não afeta nos resultados. Além disto, foi evidenciado o comportamento dos CBE seguirem as tendências do modelo teórico. Este comportamento foi mantido quando realizada a avaliação do *phantom* na faixa de 37 a 40 °C como na de 37 a 45 °C. Por outro lado, o corpo de prova com as estruturas circulares de tamanho diferente também obteve

melhoria na distinção dos seus tecidos, o que permite pensar que os ecos de reforço simétricos (reverberação) não são fatores preponderantes no estudo.

A simulação do caso 6 apresentou uma característica interessante, a região onde o meio tinha predominantemente espalhadores do tipo lipídico em comparação aos aquosos teve seu comportamento visual indiferente e, quando no caso contrário, houve um realce na área lipídica.

Este achado foi realizado em outro sistema de simulação mais refinado, visando ratificar o observado, dessa vez, tendo um controle maior da relação entre os espalhadores em um mesmo meio.

O método proposto por Bjorn (Bjorn, 2017) para desenvolver meios não homogêneos atendeu satisfatoriamente a necessidade e permitiu ter um controle maior da relação de espalhadores dentro de um mesmo meio.

A simulação em COMSOL com um meio com dois dispersores imersos em água, apresentou o mesmo comportamento. Em outras palavras, em uma região onde maioritariamente existem espalhadores musculares, basta uma pequena quantidade de dispersores lipídicos ser misturada que o comportamento médio da região se torna lipídico. Isso permite inferir que seria possível monitorar a quantidade de gordura em um meio, a partir do coeficiente linear da regressão realizada na área de interesse.

As simulações computacionais desenvolvidas em ambos os ambientes de programação mostraram que a metodologia proposta, com o uso do CBE, tem potencial

para melhorar a distinção (contraste) dos tecidos muscular e lipídico. Porém, em tecidos reais, não existem tecidos com um único tipo de espalhador, o que acontece é que uma região tem predominância entre um dos tipos de espalhadores. Como ambos têm comportamentos antagônicos com o aumento da temperatura e, como suposto por Straube (1994), a sua coexistência pode cancelar os efeitos e/ou uma pequena quantidade de um dos tipos (lipídico) pode mudar o comportamento do meio como um todo.

Como foi visto em corpos de provas com diâmetro menor do que 3 mm (caso 2 e 5), não foi evidenciada uma mudança visível ao formar a imagem com o modelo proposto. Por outro lado, foi visto no caso 6 que, nas regiões nas quais o meio era formado com maioria de espalhadores lipídicos, ainda que houvesse alguns espalhadores musculares, na imagem com base no CBE, ambas as regiões se apresentaram praticamente como se só tivessem dispersores lipídicos. Em outras palavras, os espalhadores musculares não influenciaram no comportamento médio da região. Em contrapartida, quando o meio era formado maioritariamente por espalhadores musculares e havia poucos espalhadores lipídicos, a imagem resultante diferenciou a presença deste tipo de espalhador. Portanto, uma pouca quantidade de espalhadores lipídicos num meio onde predominam espalhadores musculares fez com que o comportamento médio da região mudasse.

Por não se ter um controle da relação dos dispersores aquosos e lipídicos nos *phantoms* realizados em k-Wave, foi efetivada a simulação em COMSOL. O resultado da simulação foi consistente com o já suposto por (Straube,1994). Como visto na Figura 44, quando a relação entre espalhadores lipídicos e musculares num mesmo meio é a favor dos musculares, a imagem formada pela regressão linear com base no CBE torna-se mais opaca (menos brilho). Nesta imagem foi avaliado o coeficiente angular da regressão linear

do valor médio (m) dos pixels em toda a área em função da temperatura e, como apresentado na Figura 45, foi observado que basta ter aproximadamente 1% de gordura num tecido muscular que o comportamento médio da região terá coeficiente angular positivo, característica dos espalhadores lipídicos.

Durante o desenvolvimento deste trabalho, foram obtidas imagens com tecidos *ex-vivo* de porco. Esta amostra era composta de uma camada muscular e outra de gordura de aproximadamente 1 cm de espessura cada uma. Estes dados foram utilizados para avaliar o comportamento dos níveis de cinza ao incremento da temperatura. Este estudo foi alvo de uma dissertação de mestrado e, neste, foi concluído que os comportamentos dos níveis de cinza seguem, para ambos os tecidos, os padrões teóricos. Por outro lado, foi avaliada a menor região em ambos os tecidos que poderia ser usada para os representar. Para o caso da gordura, uma ROI retangular de 80 x 90 pixels (aprox. 1 cm²) pode ser considerada a menor região que mantém as características dos espalhadores lipídicos e que, para o caso do tecido muscular, uma ROI quadrada de 60 x 60 (aprox. 0,5 cm²) pode se considerar a menor região que mantém as características dos espalhadores aquosos. Nos estudos da simulação foi visto que em regiões menores a 3 mm de diâmetro (espessura de cada meio menor 1 mm) não há possibilidade de evidenciar mudança na imagem reconstruída utilizando o método proposto. A diferença de área deste com o caso *ex-vivo* pode ser pelo fato de que os tecidos reais não são formados por um único tipo de tecido, ou seja, numa região onde visualmente observamos gordura podemos encontrar a nível histológico outro tipo de tecido. Para podermos reafirmar este tamanho mínimo, em trabalhos futuros, se realizarão análises com diversas amostras de gordura e músculo os quais também serão vistos em nível histológico.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

Uma nova modalidade de imagem foi proposta a partir do mapeamento dos coeficientes angulares de uma reta de regressão linear. Tal regressão é feita a partir da variação de brilho dos pixels de imagens ultrassônicas convencionais, submetidas a aumento de temperatura. Pelos resultados das simulações, pode-se concluir que:

- Foi possível distinguir espalhadores lipídicos dos musculares com a nova modalidade, mesmo quando a imagem convencional já não consegue fazê-lo.
- O ângulo de incidência do feixe parece não ter influência na formação da nova imagem.
- Meios em que a espessura ocupada pelos espalhadores é menor que 1 mm comprometem a formação da nova imagem.
- A quantidade de espalhadores lipídicos tende a dominar o fenômeno e, a partir de 1%, o coeficiente angular obtido na região em questão passa a ser positivo e aumenta com o aumento dessa percentagem. Isso sugere uma aplicação potencial do método proposto para monitorar o percentual de gordura dos tecidos.

Em estudos futuros pretende-se avaliar o método em tecidos *in vitro*. Levanta-se também a hipótese de conectar essa nova imagem à monitoração da variação de temperatura nos meios.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALENCAR, I. "Efeito do ultrassom terapêutico: Uma abordagem geral no aparelho e nas principais contra indicações." Pós-graduação em traumatologia-ortopedia com ênfase em terapias manuais-Faculdade Ávila (2008).
- ALVARENGA, A. V.; TEIXEIRA, C. A.; RUANO, M. G.; PEREIRA, W. C. A. Evaluation of the influence of large temperature variations on the grey level content of B-mode images. *Physics Procedia*, 3(1), 2010. p. 415-419.
- ARTHUR RM, STRAUBE WL, STARMAN JD, MOROS EG. Non invasive temperature estimation based on the energy of backscattered ultrasound. *MedPhys*. 2003;30:1021-9.
- AZHARI H. Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers [Internet]. Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.; 2010. Disponível em: <<<http://doi.wiley.com/10.1002/9780470561478>>>; acessado em: 16/04/2021.
- BELOHLAVEK M, FOLEY DA, GERBER TC, KINTER TM, GREENLEAF JF, SEWARD JB. Three- and four-dimensional cardiovascular ultrasound imaging: a new era for echocardiography. *MayoClin Proc*. 1993;68(3):221-40.
- BJORN, SJODIN, How to Generate Randomized Inhomogeneous Material Data, 2017 Disponível em : << <https://www.comsol.com/blogs/how-to-generate-randomized-inhomogeneous-material-data/>>>, acessado em: 10/04/2023.
- CALLEN PW. Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology. Fifth. Philadelphia: Saunders; 2008
- CHRISTENSEN-JEFFRIES K, BROWNING RJ, TANG M-X, DUNSBY C, ECKERSLEY RJ. In vivo acoustic super-resolution and super-resolved velocity mapping using microbubbles. *IEEE TransMedImaging*. 2015;34(2):433-40.
- DESERNO T. M., Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering: Biomedical Image Processing, Alemanha, Springer, 2011.
- ELLENS, N.P.K., HYNYNEN, K., Chapter 25 - High-intensity focused ultrasound for medical therapy, In Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials, Power Ultrasonics (Second Edition), Woodhead Publishing, 2023, Pages 577-598

- EMBRAPA; Conceitos da Física do Ultrassom; ISSN 1518-7179; 2003; Disponível em: <<<https://www.infoteca.cnptia.embrapa.br/bitstream/doc/28799/1/DOC082003.pdf>>>, acessado em: 05/01/2023.
- ERRICO C, PIERRE J, PEZET S, DESAILLY Y, LENKEI Z, COUTURE O, ET AL. Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging. *Nature*. 2015; 527:499-502.
- FISH, P. *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*. Wiley 1990.
- FLEDELIUS HC. Ultrasound in ophthalmology. *Ultrasound Med Biol*. 1997;23(3):365-75.
- K-WAVE, A toolbox for the time-domain simulation of acoustic wave fields, disponível em: <<<http://www.k-wave.org/>>>, acessado em: 17/09/2018.
- LI X, YU K, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) for Imaging electrical conductivity of biological tissue: a tutorial review. *PhysMed Biol*. 2016;61(18):R249-70.
- MANDUCA A, OLIPHANT TE, DRESNER MA, MAHOWALD JL, KRUSE SA, AMROMIN E, ET AL. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *MedImage Anal*. 2001;5(4):237-54.
- MORSE, P. M.; INGARD, K. U. *Theoretical acoustics*. New York: McGraw-Hill; 1968. p.427
- RIGHETTI R, OPHIR J, KTONAS P. Axial resolution in elastography. *Ultrasound Med Biol*. 2002;28(1):101-13.
- SIGELMANN RA. Analysis and measurement of ultrasound backscattering from an ensemble of scatterers excited by sine-wave bursts. *J Acoust Soc Am*. 1973;53:1351-55.
- STRAUBE WL, MARTIN ARTHUR R. Theoretical estimation of the temperature dependence of backscattered ultrasonic power for non invasive thermometry. *Ultrasound Med Biol*. 1994;20:915-22.
- TEIXEIRA CA, FONTES A, VON KRUGER M, ALVARENGA AV, PEREIRA WCA. Expressiveness of temperature-induced changes in backscattered energy in conventional B-mode images. *ProcMeetAcoust*. 2013;19(1):75006.
- TEIXEIRA CA, ALVARENGA AV, CORTELA G, VON KRÜGER MA, PEREIRA WCA. Feasibility of non-invasive temperature estimation by the assessment of the average gray-level content of B-mode images. *Ultrasonics*. 2014;54(6):1692-702.

TEIXEIRA CA, PASTRANA-CHALCO M, SIMÕES RJ, PEDROSA A, VON KRÜGER MA, ALVARENGA AV, FONTES-PEREIRA AJ, PEREIRA WCA. On the Feasibility of Ultrasound Imaging Enrichment by Medium – Temperature Changes. Ultrasonic Imaging. 2019; Vol. 41(1):17-34.

WELLS, P. N. T. Ultrasonics in medicine and biology. Physics in Medicine & Biology. 22(4); 629-669; 1977.

XU M, WANG L V. Photoacoustic imaging in biomedicine. RevSciInstrum, 2006 Apr;77(4):041101. Disponível em <<<https://authors.library.caltech.edu/72157/1/1.2195024.pdf>>>, acessado em: 20/03/2023

ZHAOCHENG DONG, HUIFENG ZHENG, QINFENG ZHU, YUEBING WANG, Focus prediction of high-intensity focused ultrasound (HIFU) in biological tissues based on magnetic resonance images, Applied Acoustics, Volume 197, 2022.

EMBRAPA; Conceitos da Física do Ultrassom; ISSN 1518-7179; 2003; Disponível em: <<<https://www.infoteca.cnptia.embrapa.br/bitstream/doc/28799/1/DOC082003.pdf>>>