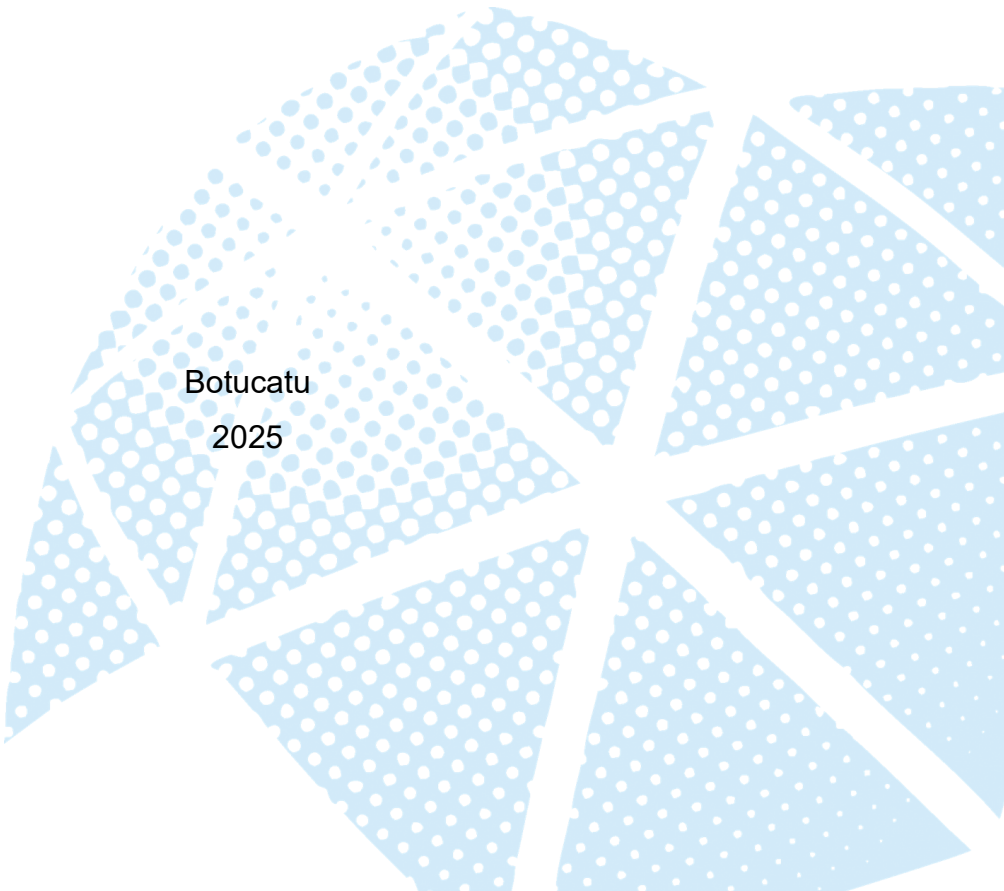


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
Faculdade de Medicina de Botucatu - Campus de Botucatu

VITÓRIA DUARTE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA
AVALIAR UNIFORMIDADE E INTEGRIDADE DE CANAIS EM
ULTRASSONOGRAFIA MÉDICA.**

Botucatu
2025



RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo deste
trabalho será disponibilizado
somente a partir de 17/12/2026.

VITÓRIA DUARTE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA
AVALIAR UNIFORMIDADE E INTEGRIDADE DE CANAIS EM
ULTRASSONOGRAFIA MÉDICA.**

Trabalho de Conclusão de Residência
apresentado à Universidade Estadual
Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina,
Botucatu, para obtenção do título de
Especialista em Física Médica do
Radiodiagnóstico.

Orientadora: Prof.^a. Titular Diana
Rodrigues de Pina.
Coorientador: Dr. Matheus Alvarez.

Botucatu

2025

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU – UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: **ANA CLARA GATTO – CRB 8/10577**

Almeida, Vitória Duarte

Desenvolvimento de uma ferramenta computacional para avaliar uniformidade e integridade de canais em ultrassonografia médica / Vitória Duarte Almeida. - Botucatu, 2025.

130 p.

Trabalho acadêmico (Residência em Radiodiagnóstico) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina, Botucatu.

Orientador(a): Diana Rodrigues de Pina

Coorientador: Matheus Alvarez

1. Ultrassonografia. 2. Software. 3. Controle de qualidade. 4. Confiabilidade dos dados. I. Título

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

O desenvolvimento de um *software* de avaliação de uniformidade para equipamentos de ultrassonografia apresenta grande relevância para a ampliação do conjunto de ferramentas destinadas ao controle de qualidade, especialmente diante da necessidade crescente de obter valores quantitativos confiáveis para a elaboração de laudos.

No Brasil, ainda não há protocolos padronizados e amplamente implementados para o controle de qualidade em ultrassonografia, o que evidencia uma lacuna importante nos processos de garantia de desempenho desses equipamentos. Assim, estudar e desenvolver ferramentas que apoiem a execução de testes conforme as orientações da Anvisa torna-se essencial para fortalecer a confiabilidade diagnóstica e a segurança dos serviços de imagem.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

The development of a uniformity assessment *software* for ultrasound equipment is highly relevant for expanding the set of tools available for quality control, especially given the growing need to obtain reliable quantitative values for diagnostic reporting.

In Brazil, there are still no standardized and widely implemented protocols for quality control in ultrasonography, which highlights an important gap in ensuring the performance of these devices. Therefore, studying and developing tools that support the execution of tests in accordance with Anvisa's guidelines is essential to strengthen diagnostic reliability and the safety of imaging services.

VITÓRIA DUARTE ALMEIDA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA COMPUTACIONAL PARA
AVALIAR UNIFORMIDADE E INTEGRIDADE DE CANAIS EM
ULTRASSONOGRAFIA MÉDICA**

Trabalho de Conclusão de Residência apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina de Botucatu, Botucatu, para obtenção do título de Especialista em Física Médica do Radiodiagnóstico.

Área de Concentração: Radiodiagnóstico

Data da defesa: 17/12/2025

Banca Examinadora:



Prof.ª Titular Diana Rodrigues de Pina.
Departamento de Infectologia, Dermatologia e Diagnóstico por imagem e
Radioterapia UNESP – Faculdade de Medicina de Botucatu



Me. Raissa Alexia Camargo Guassu

UNESP – Aluna de Doutorado do Programa de Pós Graduação em Ciências
Biomoleculares e Farmacológicas do Instituto de Biociências de Botucatu



Esp. Túlio Guilherme Soares Marques

Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu -UNESP

Dedico este trabalho à minha família, meu apoio desde o início e para sempre.

AGRADECIMENTOS

Ao Ministério da Educação, pelo suporte fundamental à minha formação. À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” e à Faculdade de Medicina de Botucatu, pela estrutura acadêmica e pelas oportunidades que marcaram toda a minha trajetória. Ao Núcleo de Física Médica e Radioproteção, pela infraestrutura, acolhimento e suporte oferecidos ao longo da residência.

À Prof.^a Titular Diana Rodrigues de Pina, minha coordenadora da residência e também professora na graduação, pela orientação contínua, pelo rigor acadêmico e pela influência decisiva na minha formação. À Matheus, pela dedicação, pelos ensinamentos e pela influência marcante na minha formação. À Raissa e ao Túlio, que acompanham minha jornada desde a graduação e compartilharam comigo aprendizados e desafios da pós-graduação. À Amanda, cuja generosidade ao compartilhar sua experiência no Radiodiagnóstico enriqueceu profundamente meu primeiro ano e fortaleceu minha trajetória na residência. À Ana Luiza, pela parceria diária e pela caminhada conjunta ao longo da residência. À Moara e ao Renan, pela convivência, troca e colaboração como R1 ao meu lado. Ao Seu Mário, pelo suporte, pela disponibilidade e pela ajuda constante em todas as etapas.

Aos meus amigos de faculdade: Ana Júlia, Leticia, Marceline e Paulo, pela amizade que se mantém forte, pelos momentos especiais e pelo apoio. Ao Yuji, meu namorado, por seu companheirismo, paciência e por estar presente em cada desafio e conquista desta jornada.

Ao meu pai, minha mãe e minha avó, pelo amor incondicional, incentivo permanente e por acreditarem na minha trajetória desde o início.

A todos os funcionários do HC de Botucatu, pela convivência, pelas trocas diárias e pela contribuição valiosa ao meu crescimento profissional e humano durante esses dois anos.

A cada pessoa que fez parte desta jornada, meu sincero agradecimento. Este trabalho é também fruto da dedicação, do apoio e da presença de cada um de vocês.

RESUMO

Introdução: A ultrassonografia médica é amplamente utilizada no diagnóstico por imagem devido à sua natureza não invasiva, ausência de radiação ionizante e baixo custo, mas sua qualidade de imagem depende diretamente do desempenho do transdutor, especialmente no que se refere à uniformidade da imagem e à integridade de seus canais. Embora a Instrução Normativa nº 96 estabeleça limites quantitativos para a uniformidade, grande parte das metodologias existentes permanece qualitativa ou depende de *softwares* de alto custo, restritos ou que fornecem apenas faixas de classificação. Além disso, as ferramentas atualmente disponíveis no mercado não são simples ou intuitivas, e muitas delas não realizam o cálculo da uniformidade de forma totalmente quantitativa, o que limita sua aplicação prática em rotinas padronizadas de controle de qualidade. **Objetivo:** Diante desse cenário, este estudo foi desenvolvido e validado com o ANÁLISE_US, uma ferramenta computacional em *MATLAB* destinada à avaliação quantitativa da uniformidade de imagens de ultrassonografia e à análise de homogeneidade de canais. **Materiais e métodos:** O *software* realiza linearização da escala de cinza, calibração com estruturas de atenuação conhecidas, ajuste linear entre intensidade de pixels e valores em decibéis, cálculo numérico da uniformidade e análise de perfis para identificação de artefatos e falhas de elementos. Foram avaliados 168 transdutores de diferentes modelos e fabricantes, adquiridos durante testes anuais de controle de qualidade realizados em 2024 e 2025. **Resultados:** A validação estatística demonstrou concordância significativa entre o *software* autoral e o QA4US, confirmando a confiabilidade da metodologia proposta, com valor de $p \approx 0,8187$ obtido nos testes estatísticos. Os resultados evidenciaram variabilidade entre transdutores, influência do posicionamento das regiões de interesse e capacidade do *software* em identificar falhas relevantes, como elementos defectivos, reverberações anômalas e erros de acoplamento. **Conclusão:** O ANÁLISE_US mostrou-se uma ferramenta objetiva, acessível e capaz de reduzir a subjetividade nas avaliações, contribuindo para a padronização e o aprimoramento das rotinas de controle de qualidade em ultrassonografia médica.

Palavras-chave: ultrassonografia, *software*, controle de qualidade, confiabilidade dos dados.

ABSTRACT

Introduction: Medical ultrasonography is widely used in diagnostic imaging due to its non-invasive nature, absence of ionizing radiation, and low cost; however, image quality depends directly on transducer performance, particularly regarding image uniformity and channel integrity. Although Normative Instruction No. 96 establishes quantitative limits for uniformity, most existing methodologies remain qualitative or rely on high-cost, restricted *software* that provides only classification ranges. In addition, currently available tools are neither simple nor intuitive, and many do not perform fully quantitative uniformity calculations, limiting their practical application in standardized quality control routines. **Objective:** In this context, this study was developed and validated using ANÁLISE_US, a *MATLAB*-based computational tool designed for the quantitative assessment of ultrasound image uniformity and the analysis of channel homogeneity. **Materials and Methods:** The *software* performs grayscale linearization, calibration using structures with known attenuation, linear fitting between pixel intensity and decibel values, numerical calculation of uniformity, and profile analysis to identify artifacts and element failures. A total of 168 transducers from different models and manufacturers were evaluated during annual quality control tests conducted in 2024 and 2025. **Results:** Statistical validation demonstrated significant agreement between the in-house *software* and QA4US, confirming the reliability of the proposed methodology, with a p-value of approximately 0.8187. The results revealed variability among transducers, the influence of region-of-interest positioning, and the *software*'s ability to identify relevant failures, such as defective elements, anomalous reverberations, and coupling errors. **Conclusion:** ANÁLISE_US proved to be an objective and accessible tool capable of reducing subjectivity in evaluations, contributing to the standardization and improvement of quality control routines in medical ultrasonography.

Keywords: ultrasonography; *software*; quality control; data reliability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Objetos simuladores que podem ser utilizados com o <i>software</i> disponíveis no mercado. Figura A o ATS 539 da <i>CIRS</i> e figura B o US-MP da Konex.....	20
Figura 2. A figura A representa o objeto simulador <i>Doppler Flow Phantom Model 1425B</i> . A figura B as especificações do manual do fantoma <i>Doppler Flow Phantom Model 1425B</i> da <i>Sun Nuclear</i> . Essas 3 estruturas se encontram a uma profundidade de 6 cm.....	21
Figura 3. A figura A representa o fantoma <i>General Purpose modelo 054GS</i> da <i>CIRS</i> . A figura B demonstra as especificações do manual do fantoma <i>General Purpose modelo 054GS</i> da <i>CIRS</i> . Essas 6 estruturas sem encontram a uma profundidade de 4 cm. 21	21
Figura 4. Posicionamento correto do transdutor para a aquisição das imagens.	22
Figura 5. Objetos simuladores disponíveis no mercado que podem ser utilizados no <i>software</i> . Na figura A o US-MP da Konex e figura B o da <i>CIRS</i> 551.....	22
Figura 6. Objeto simulador homogêneo.....	23
Figura 7. Modo de aquisição para imagens de análise de canais no ar (reverberação).	24
Figura 8. Captura de tela do layout do código autoral para análise de uniformidade de ultrassom.....	26
Figura 9. <i>Edit Field</i> para preencher com dados do ultrassom.	27
Figura 10. Interface do aplicativo tendo na <i>Axes</i> da esquerda a seleção da <i>ROI</i> na escala de cinza e na <i>Axes</i> da direita a imagem já linearizada.	29
Figura 11. Disposição das <i>ROIs</i> para cálculo da uniformidade e a mensagem pedindo para o usuário colocar o valor de referência de decibéis.	30
Figura 12. Gráfico de valor de referência em decibéis (eixo x) por intensidade média dos pixels (eixo y).....	31
Figura 13. Valores de uniformidade de um transdutor conforme (figura A) e não conforme (figura B).....	32
Figura 14. Interface do <i>software</i> para retificação do transdutor. Em vermelho o local onde recomenda-se clicar para retificar a imagem.....	33
Figura 15. Imagem de um transdutor convexo no ar retificada.....	33
Figura 16. Seleção de <i>ROI</i> retangular para análise de canais no ar.	34
Figura 17. Gráfico de reverberação ar no. A cada pico formado no gráfico de profundidade por intensidade, o gráfico sinaliza o pico formado.....	35

Figura 18. Gráfico de reverberação ar no. A cada pico formado no gráfico de profundidade por intensidade, o gráfico sinaliza o pico formado.....	36
Figura 19. Gráfico da intensidade em decibéis por região da <i>ROI</i>	36
Figura 20. Fluxograma da arquitetura do código autoral.	38
Figura 21. Interface do <i>software QA4US</i>	39
Figura 22. Imagem da curva do perfil horizontal e vertical (figura A) obtida a partir da imagem de visualização atual do transdutor convexo (figura B).	41
Figura 23. Curva do perfil horizontal (figura A) da imagem no objeto simulador homogêneo do transdutor linear (figura B).	42
Figura 24. Na figura A perfil horizontal e na figura B vertical da imagem no ar de um transdutor linear . A figura C representa a imagem que foi usada para a análise de canais.....	42
Figura 25. Perfil horizontal (figura A) e vertical (figura B) de uma imagem do ar de um transdutor convexo.A figura C representa a imagem utilizada para análise de canais.	43
Figura 26. A imagem A demonstra o gráfico de análise de canais de um mau acoplamento do transdutor durante o teste. Na figura B a imagem do posicionamento errôneo no objeto simulador homogêneo.	44
Figura 27. Perfil horizontal (figura A) e vertical (figura B) da imagem no ar do transdutor. Na figura C representa a imagem usada para realização da análise de canais.....	45
Figura 28. Perfil horizontal da imagem (figura A) com objeto simulador homogêneo do transdutor convexo (figura B).	46
Figura 29. Perfil horizontal (figura A) e vertical (figura B) da imagem no ar do transdutor endocavitário (figura C).	47
Figura 30. Perfil horizontal (figura A) da imagem no objeto simulador para o transdutor linear (figura B).	48
Figura 31. Perfil horizontal (figura A)e vertical(figura B) da imagem no ar para o transdutor linear (figura C).....	48
Figura 32. “Anexo II - Artefatos nos transdutor” do relatório do controle de qualidade do transdutor convexo. (Imagem no objeto simulador)	49
Figura 33. Anexo II - Artefatos nos transdutor” do relatório do controle de qualidade do transdutor convexo. (Imagem no ar).....	50

Figura 34. "Anexo II - Artefato no transdutor linear" do controle de qualidade do transdutor linear (imagem no meio).....	50
Figura 35. "Anexo II - Artefato no transdutor linear" do controle de qualidade do transdutor linear (imagem no ar)	51
Figura 36. Boxplot da comparação de valor de uniformidade (dB) para os diferentes transdutores.	51
Figura 37. Possibilidade de posicionamento das <i>ROIS</i> no objeto simulador da Sun Nuclear.....	57
Figura 38. Comparação das imagens analisadas para o transdutor linear de diferentes aquisições. Figura A imagem <i>DICOM</i> e figura B imagem <i>PNG</i>	65
Figura 39. Comparação das imagens analisadas para o transdutor convexo de diferentes aquisições. Figura A imagem <i>DICOM</i> e figura B imagem <i>PNG</i>	65
Figura 40. Comparação das imagens analisadas para o transdutor endocavitário de diferentes aquisições. Figura A imagem <i>DICOM</i> e figura B imagem <i>PNG</i>	65
Figura 41. Diferença na visualização de estruturas localizadas em profundidades distintas utilizando o mesmo transdutor. Na figura A, observam-se estruturas anecoicas a 4 cm, enquanto figura B observam-se A-as estruturas de alvos de escala de cinza a 6 cm.	69
Figura 42. Disposição comparativa dos resultados de uniformidade para diferentes transdutores, obtidos com o <i>software</i> autoral (figura A) e o QA4US (figura B).	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Distribuição dos tipos de transdutores durante os anos de 2024 e 2025. .24	24
Tabela 2. Distribuição dos transdutores em relação ao fabricante ao longo de 2024 e 2025.25	25
Tabela 3. Valores de uniformidade dos transdutores entre os anos de 2024 e 2025.53	53
Tabela 4. Valores de uniformidade em decibéis para os transdutores convexo, linear e endocavitário do equipamento <i>GE LOGIC P5</i>55	55
Tabela 5. Valores de uniformidade em decibéis para os transdutores endocavitário e convexos do equipamento <i>Siemens NX3 Elite</i>55	55
Tabela 6. Valores de uniformidade em decibéis para os transdutores convexos do equipamento <i>Siemens NX3 Elite</i>55	55
Tabela 7. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo 4C-RS do equipamento <i>Logiq C5 Premium</i>57	57
Tabela 8. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor endocavitário E7C-RS do equipamento <i>Logiq C5 Premium</i>58	58
Tabela 9. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo 4C-RS do equipamento <i>Vivid S6</i>58	58
Tabela 10. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo CA1-7S do equipamento <i>Samsung RS85</i>59	59
Tabela 11. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo CA1-7S do equipamento <i>Samsung V7</i>59	59
Tabela 12. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo C6-2 do equipamento <i>Siemens Acuson X300</i>59	59
Tabela 13. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo C5-1 do equipamento <i>Philips Epic Elite</i>60	60
Tabela 14. Diferença de posicionamento das <i>ROI</i> para o transdutor convexo CA2-8AD do equipamento <i>Samsung HM70EVO</i>60	60
Tabela 15. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo 4C-RS do equipamento <i>Logiq C5 Premium</i>61	61
Tabela 16. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor endocavitário E7C-RS do equipamento <i>Logiq C5 Premium</i>61	61

Tabela 17. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo 4C-RS do equipamento <i>Vivid S6</i> .	61
Tabela 18. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo CA1-7S do equipamento <i>Samsung RS85</i> .	62
Tabela 19. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo CA1-7S do equipamento <i>Samsung V7</i> .	62
Tabela 20. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo C6-2 do equipamento <i>Siemens Acuson X300</i> .	62
Tabela 21. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo C5-1 do equipamento <i>Philips Epic Elite</i> .	62
Tabela 22. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para o transdutor convexo CA2-8AD do equipamento <i>Samsung HM70EVO</i> .	62
Tabela 23. Valores obtidos no teste de Levene.	63
Tabela 24. Valores obtidos no teste de ANOVA .	63
Tabela 25. Valores de uniformidade obtidos a partir da imagem <i>DICOM</i> do ultrassom <i>GE Logiq C5 Premium</i> .	66
Tabela 26. Valores de uniformidade obtidos a partir da imagem <i>PNG</i> do ultrassom <i>GE Logiq C5 Premium</i> .	66
Tabela 27. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para imagens <i>DICOM</i> para os três transdutores testados.	67
Tabela 28. Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para imagens <i>PNG</i> para os três transdutores testados.	67
Tabela 29. Teste de Levene para os três transdutores entre as imagens <i>DICOM</i> e <i>PNG</i> .	67
Tabela 30. P-Valor dos transdutores para o teste T Pareado.	67
Tabela 31. Média e desvio padrão das medidas realizadas nas imagens anecoicas e de estruturas de baixo contraste.	69
Tabela 32. Diferenças entre os valores de uniformidade de diferentes estruturas ...	70
Tabela 33. Valores obtidos do teste de <i>Shapiro-Wilk</i> dos dois métodos.	71
Tabela 34. Valores obtidos do teste de Levene para os dois métodos.	71
Tabela 35. Valores obtidos no testes estatísticos.	72
Tabela 36. Comparação de medidas realizadas entre os dois <i>softwares</i> de uniformidade.	74
Tabela 37. Resultados separados em faixas para o teste <i>qui-quadrado</i> .	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SUS	Sistema Único de Saúde
MS/SVS	Ministério da Saúde – Secretaria da Vigilância em Saúde
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
RDC	Resolução Diretoria Colegiada
IN	Instrução Normativa
<i>AAPM</i>	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
<i>AUIM</i>	<i>American Institute of Ultrasound in Medicine</i>
<i>EFSUMB</i>	<i>European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine</i>
<i>QA4US</i>	<i>Quality Assurance for Ultrasound</i>
<i>MUSIC</i>	<i>Medical Ultrasound Imaging Center</i>
<i>MATLAB</i>	<i>Matrix Laboratory</i>
<i>LUT</i>	<i>Look up Table</i>
TCG	Tempo de compensação de ganho
VMP	Valor Médio de pixels
RGB	Red, green , blue
ROI	Region of interest
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
PNG	Portable Network Graphic
PVC	Policloreto de vinila

LISTA DE SÍMBOLOS

MHZ	Megahertz
dB	Decibéis
m/s	Metros por segundos
°	Graus

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	15
2.	DESENVOLVIMENTO.....	19
2.1	PROPOSIÇÃO	19
2.2	MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
2.2.1	AQUISIÇÃO DA IMAGENS.....	19
2.2.1.1	<i>IMAGENS PARA O CÁLCULO DA UNIFORMIDADE.....</i>	<i>19</i>
2.2.1.2	<i>IMAGEM PARA ANÁLISE DE CANAIS</i>	<i>22</i>
2.2.1.3	<i>IMAGEM PARA ANÁLISE DE CANAIS NO AR.....</i>	<i>23</i>
2.2.2	AMOSTRA DAS IMAGENS DE ULTRASSOM.....	24
2.2.3	CÓDIGO AUTORAL.....	25
2.2.3.1	<i>INICIAÇÃO DO CÓDIGO</i>	<i>26</i>
2.2.3.2	<i>MANUAL DO OPERADOR</i>	<i>26</i>
2.2.3.3	<i>INSERÇÃO DE DADOS DO ULTRASSOM</i>	<i>27</i>
2.2.3.4	<i>CARREGAR IMAGEM</i>	<i>27</i>
2.2.3.5	<i>LINEARIZAÇÃO.....</i>	<i>28</i>
2.2.3.6	<i>ANÁLISE DE UNIFORMIDADE</i>	<i>29</i>
2.2.3.7	<i>HOMOGENEIDADE</i>	<i>32</i>
2.2.3.7.1	<i>RETIFICAÇÃO DOS TRANSDUTORES CONVEXOS E ENDOCAVITÁRIOS.....</i>	<i>32</i>
2.2.3.7.2	<i>HOMOGENEIDADE NO AR: REVERBERAÇÃO NO AR.....</i>	<i>34</i>
2.2.3.7.3	<i>HOMOGENEIDADE NO MEIO: ANÁLISES DE CANAIS.....</i>	<i>35</i>
2.2.3.8	<i>GERAR RELATÓRIO.....</i>	<i>37</i>
2.2.3.9	<i>FLUXOGRAMA DO FUNCIONAMENTO DO CÓDIGO</i>	<i>37</i>
2.2.4	SOFTWARE DE REFERÊNCIA: QA4US	38
2.3	RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
2.3.1	AQUISIÇÕES DAS IMAGENS :ANÁLISE DE CANAIS NO AR E MEIO 40	
2.3.1.1	<i>CASO 1: ARTEFATOS NO TRANSDUTOR CONVEXO</i>	<i>41</i>
2.3.1.2	<i>CASO 2: HOMOGENEIDADE NO TRANSDUTOR LINEAR</i>	<i>41</i>
2.3.1.3	<i>CASO 3: REVERBERAÇÃO NO AR DE UM TRANSDUTOR LINEAR</i>	<i>42</i>
2.3.1.4	<i>CASO 4: REVERBERAÇÃO NO AR DE UM TRANSDUTOR CONVEXO</i> 43	

2.3.1.5	CASO 5: ACOPLAMENTO ERRÔNEO DO TRANSDUTOR CONVEXO 44	
2.3.1.6	CASO 6: REVERBERAÇÃO NO AR NO TRANSDUTOR CONVEXO SEM DISTINÇÃO DE RING DOWNS	45
2.3.1.7	CASO 7: PERFIL DE CURVA PARA ANÁLISE DE CANAIS PARA O OBJETO SIMULADOR HOMOGÊNEO.....	45
2.3.1.8	CASO 8: REVERNERAÇÃO NO AR NO TRANSDUTOR ENDOCAVITÁRIO	46
2.3.1.9	CASO 9: ARTEFATOS VISUALIZADOS NAS DUAS AQUISIÇÕES DE UM TRANSDUTOR LINEAR	47
2.3.1.10	CASO 10: APRESENTAÇÃO DOS GRÁFICOS DE ANÁLISE DE CANALIS NO RELATÓRIO DE CONTROLE DE QUALIDADE ANUAL.....	49
2.3.2	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DE UNIFORMIDADE: ANÁLISES DA UNIFORMIDADE DOS TRANSDUTORES TESTADOS.....	51
2.3.3	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DE UNIFORMIDADE: DEGRADAÇÃO DA UNIFORMIDADE AO LONGO DOS ANOS	52
2.3.4	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS DE UNIFORMIDADE: VALORES DE UNIFORMIDADE COM OBJETO SIMULADOR CIRS	54
2.3.5	CÓDIGO AUTORAL: POSICIONAMENTO DAS ROIS	56
2.3.6	CÓDIGO AUTORAL: DIFERENÇAS ENTRE VALORES DE UNIFORMIDADE OBTIDOS ENTRE IMAGENS DICOM E PNG	64
2.3.7	CÓDIGO AUTORAL: ESTUDO DO COMPORTAMENTO DOS TRANSDUTORES LINEAR (COMPARAÇÃO DE MÉTRICAS ENTRE IMAGENS ANECOICAS E DE DIFERENTES DECIBÉIS).....	68
2.3.8	SOFTWARE DE REFÊRENCIA: VALIDAÇÃO DAS MEDIDAS.....	73
3.	CONCLUSÃO.....	76
4.	REFERÊNCIAS.....	78
	APÊNDICE A– CÓDIGO AUTORAL DE UNIFORMIDADE (MATLAB)	81
	APÊNDICE B - MANUAL DO OPERADOR DO SOFTWARE.....	107
	APÊNDICE C – RELATÓRIO GERADO PELO APLICATIVO	114
	APÊNDICE D – TESTE SHAPIRO-WILK	116
	APÊNDICE E – TESTE DE LEVENE.....	118
	APÊNDICE F – TESTE ANOVA	120
	APÊNDICE G – TESTE T PAREADO (T STUDENT)	122

APÊNDICE H – TESTE DE WILCOXON	123
APÊNDICE I – TESTE QUI-QUADRADO	124

1. INTRODUÇÃO

Os primeiros indícios conceituais que mais tarde dariam origem à ultrassonografia médica começaram no século XVII, quando Lazzaro Spallanzani observou que os morcegos utilizavam a ecolocalização para orientação no escuro, emitindo ondas sonoras e interpretando o eco refletido pelos obstáculos. Embora ainda distante de qualquer aplicação clínica, tal fenômeno representou a base para compreender o uso do som como ferramenta de detecção, elemento que seria essencial para o desenvolvimento da ultrassonografia diagnóstica (Rajamani, 2024).

No final do século XIX, um marco decisivo para a origem da ultrassonografia ocorreu com a descoberta do efeito piezoelétrico por Pierre e Jacques Curie (1880), o qual descreve a capacidade de materiais cristalinos converterem energia elétrica em vibrações mecânicas e, inversamente, transformar vibração em sinal elétrico. Esse princípio tornou-se o elemento principal dos transdutores ultrassônicos modernos. Inicialmente, a descoberta foi aplicada a fins militares e navais, especialmente na criação do SONAR, destinado à localização subaquática de objetos, utilizado na Segunda Guerra Mundial. Contudo, foi apenas entre as décadas de 1940 e 1950 que surgiram as primeiras tentativas de imageamento médico, evoluindo para o modo B (*brightness mode*) e, posteriormente, para o *real-time scanning*, possibilitando a visualização dinâmica das estruturas internas do corpo humano e consolidando o ultrassom como ferramenta diagnóstica em ascensão (Rajamani, 2024). Essa transição tecnológica, baseada na conversão piezoelétrica para emissão e recepção de ecos com reconstrução da imagem em tempo real, representa o fundamento ao explicar a física dos transdutores e formação da imagem ultrassonográfica (Bushberg et al., 2020). Na década de 1970, os primeiros equipamentos de ultrassonografia médica chegaram ao Brasil, marco que iniciou a difusão do método no cenário clínico nacional (Ferreira, 2023).

Já na década de 1980, o avanço tecnológico incorporou o Doppler, permitindo avaliar fluxo sanguíneo. Nos anos seguintes, recursos como ultrassom 3D/4D, elastografia e integração com inteligência artificial ampliaram ainda mais as aplicações, tornando o método atualmente portátil, econômico, versátil e amplamente utilizado em diversas áreas médicas e de pesquisa (Rajamani, 2024).

Nesse contexto evolutivo, destaca-se também a diversificação dos transdutores utilizados em ultrassonografia. Os transdutores lineares geralmente

possuem entre 256 e 512 elementos e operam em frequências mais altas, proporcionando excelente resolução para estruturas superficiais. Por esse motivo, são amplamente empregados em exames vasculares, musculoesqueléticos e avaliação de tecidos próximos à pele, embora apresentem como limitação o campo reduzido de visão lateral (Thapaliya,2024). Os transdutores convexos (ou curvilíneos) possuem arquitetura semelhante aos lineares, porém com base curva que amplia o setor examinado, sendo ideais para exames abdominais e obstétricos (Thapaliya,2024). Já os transdutores setoriais utilizam tipicamente cerca de 128 cristais e permitem direcionamento eletrônico do feixe, característica que os torna adequados para janelas acústicas estreitas, como entre as costelas, sendo por isso amplamente aplicados em ecocardiografia (Thapaliya,2024).

Para a formação da imagem ultrassonográfica, alguns pressupostos físicos são assumidos: os ecos retornam após reflexão única, provêm do feixe principal, viajam em linha reta, a profundidade é proporcional ao tempo de retorno do pulso, a atenuação é uniforme e a velocidade de propagação nos tecidos é constante em 1540 m/s. Quando qualquer um desses pressupostos é violado, surgem artefatos (Grogan, 2023). Os artefatos podem resultar de múltiplas reflexões, variações na velocidade do som, refração, diferenças de atenuação ou limitações físicas do feixe, manifestando-se como duplicação de estruturas, ecos espúrios, sombras acústicas, ganho posterior ou deslocamento aparente de profundidade. Além disso, o desgaste de cristais e cabos do transdutor pode gerar artefatos adicionais, reforçando a necessidade de monitoramento contínuo da uniformidade de imagem nos equipamentos (Grogan, 2023).

Paralelamente ao desenvolvimento tecnológico, o marco regulatório brasileiro evoluiu de forma gradativa. Em 1998 foi publicada a Portaria MS/SVS nº 453 (Brasil, 1998), primeiro documento nacional voltado ao controle de qualidade em diagnóstico por imagem, embora ainda direcionado a equipamentos de radiação ionizante. No ano seguinte, em 1999, foi criada a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), centralizando a regulamentação em âmbito nacional.

Após duas décadas de hiato na regulamentação dos equipamentos de radiologia, foi estabelecida a Resolução Diretoria Colegiada (RDC) nº 330 (Brasil, 2019), acompanhada pelas Instruções Normativas (IN) (Brasil, 2019). Especificamente para ultrassonografia, a IN nº 58 (2020) determinou tolerância

máxima para variação de uniformidade inferior a 4 dB, parâmetro destinado a indicar degradação sensível do transdutor e risco de perda diagnóstica (Brasil, 2020).

Em 2020, o conjunto de normas brasileiras passou por mais uma atualização em quesitos de proteção radiológica, com a RDC nº 440/2020 (Brasil, 2020). Complementando, no ano seguinte, as Instruções Normativas ganharam mais uma atualização. Para a ultrassonografia médica, a IN nº 96/2021 ganhou mais um teste, totalizando 12 testes, dando foco à uniformidade, com periodicidade de aceitação, pós-reparos e anual, e tendo uma tolerância de “< 4 dB do valor de referência” (Brasil, 2021). Por último, a RDC nº 611/2022 modernizou e consolidou diversas normas, atualizando diretrizes anteriores e ajustando competências técnicas e operacionais relacionadas aos serviços de diagnóstico por imagem (Brasil, 2022)

Mesmo diante desse avanço normativo, no cenário brasileiro ainda não existe um protocolo consolidado por autoridades e detalhado para testes de controle de qualidade em ultrassonografia. A ANVISA define os testes obrigatórios, sua periodicidade e tolerância, mas não especifica o método de execução, o que resulta em heterogeneidade nas metodologias adotadas em diferentes serviços. Por isso, torna-se necessário recorrer a protocolos internacionais para padronização e confiabilidade das avaliações.

Nesse contexto, destacam-se documentos importantes para o controle de qualidade. O Report nº 01 da *American Association of Physicists in Medicine* (Goodsitt, 1998) apresenta o primeiro método formal de teste de uniformidade, baseado em varredura de um objeto simulador homogêneo e avaliação visual de artefatos. Em seguida, o *American Institute of Ultrasound in Medicine* (Zaggebski, 2008) publicou um manual com orientações para desligamento de pós-processamentos e padronização de parâmetros, mantendo a análise essencialmente qualitativa. Já a *European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology* (Kolman, 2012) organizou metodologias em quatro níveis de complexidade, sendo que, para o nível I, é recomendada a análise qualitativa, enquanto para o nível II é recomendada a utilização de um *software* para realização das análises.

Nos anos seguintes, surgiram *softwares* para automação do controle de qualidade. O *QA4US* introduziu análise semiquantitativa de uniformidade em faixas, permitindo mensuração de resolução, contraste e profundidade, embora ainda sem valor numérico exato para comparação direta com normas regulatórias (Vuorenmaa et al., 2025).

Em continuidade ao avanço tecnológico, o *Nottingham Hospitals NHS Trust* desenvolveu uma ferramenta capaz de avaliar parâmetros de inspeção visual, como resolução lateral, espessura de corte, penetração de baixo contraste, contraste em tons de cinza e visibilidade de alvos anecoicos, reduzindo a subjetividade dessa análise. Apesar de não calcular uniformidade diretamente, o *software* possibilitava detectar variações discretas no desempenho do equipamento, como escurecimento regional, perda de sensibilidade e artefatos decorrentes de falhas de transdutor a partir da razão entre os valores médios de pixels dentro e fora das estruturas, expressos em dB (Dudley, 2014).

Posteriormente, o *ULTRAIQ* automatizou testes com gráficos de intensidade, porém depende do objeto simulador (*software* pago) e não retorna uniformidade em dB (Long, 2018). Logo após, o método de van Horssen descreveu a análise de reverberação em ar, gerando métricas objetivas, como Ucov (variabilidade do sinal), Uskew (perda do feixe) e Ulow (menor intensidade registrada), o que representa um marco para a quantificação direta da uniformidade, embora ainda sem expressá-la em decibéis (Lima, 2025).

Diante desse cenário, verifica-se que, apesar dos avanços tecnológicos e normativos, a avaliação da uniformidade em ultrassonografia ainda carece de métodos objetivos, padronizados e acessíveis, em função da heterogeneidade das metodologias atualmente adotadas para o controle de qualidade em ultrassonografia. Muitos dos protocolos e ferramentas atualmente disponíveis permanecem baseados em análises qualitativas, dependem de objetos simuladores específicos ou *softwares* proprietários, ou ainda não fornecem métricas diretas em decibéis compatíveis com as exigências regulatórias vigentes. Dessa forma, evidencia-se a necessidade do desenvolvimento de uma ferramenta computacional que possibilite a avaliação quantitativa da uniformidade da imagem e da integridade dos canais dos transdutores, visando contribuir para o aprimoramento e a padronização das métricas utilizadas no controle de qualidade da ultrassonografia médica com menor dependência do operador e aplicabilidade à rotina prática. É possível desenvolver e validar uma ferramenta computacional quantitativa, objetiva e acessível, capaz de avaliar a uniformidade da imagem e a integridade dos canais de transdutores de ultrassonografia médica, fornecendo métricas em decibéis compatíveis com as exigências regulatórias vigentes e aplicáveis à rotina de controle de qualidade?

3. CONCLUSÃO

Com base nos resultados apresentados, o presente estudo desenvolveu, implementou e validou uma ferramenta computacional em *MATLAB* destinada à avaliação quantitativa da uniformidade e da integridade da imagem de transdutores de ultrassonografia.

O *software* autoral apresentou desempenho consistente quando comparado ao QA4US, ferramenta amplamente utilizada e consolidada na literatura, não sendo observadas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos, conforme evidenciado pelo teste do qui-quadrado.

A análise dos transdutores realizada com o objeto simulador da Sun Nuclear e o *software* associado indicou que, de forma predominante, os valores obtidos estiveram em conformidade com os limites estabelecidos pela legislação nacional, embora tenham sido identificadas algumas não conformidades pontuais. Por sua vez, a utilização do objeto simulador da CIRS demonstrou conformidade com a Instrução Normativa nº 96, além de valores próximos entre as diferentes estruturas de decibéis de referência. Em contrapartida, para a estrutura hiperecogênica, os valores de uniformidade apresentaram desvios, caracterizando situações de não conformidade.

Ainda assim, as análises realizadas demonstraram que o impacto do posicionamento das regiões de interesse (*ROIs*) foi, em geral, reduzido, indicando que o *software* desenvolvido apresentou boa robustez frente às diferentes possibilidades de seleção pelo operador.

Além disso, o aplicativo demonstrou capacidade efetiva de identificar artefatos e alterações nos perfis de reverberação, evidenciando sua utilidade prática

no monitoramento da integridade dos canais dos transdutores. A comparação entre imagens nos formatos *DICOM* e *PNG* indicou que diferentes métodos de aquisição não comprometeram significativamente a métrica de uniformidade, ampliando as possibilidades de utilização de diferentes tipos de imagens na rotina de controle de qualidade.

Por fim, a análise temporal entre os anos de 2024 e 2025 evidenciou pequenas variações nos valores de uniformidade, compatíveis com o desgaste esperado dos transdutores ao longo do tempo de uso, o que reforçou a importância da implementação de rotinas periódicas de controle de qualidade.

Dessa forma, concluiu-se que o *software* desenvolvido constituiu uma alternativa acessível, objetiva e eficaz para a avaliação quantitativa da uniformidade em ultrassonografia, representando uma contribuição relevante para as ferramentas empregadas no controle de qualidade de equipamentos de ultrassonografia médica.

4. REFERÊNCIAS

- [1] RAJAMANI, Arvind et al. *A historical timeline of the development and evolution of medical diagnostic ultrasonography*. Journal of Clinical Ultrasound, Hoboken, 2024.
- [2] FERREIRA, R. G.; AMARAL, W. N.; CHA, S. C. *A história da SBUS: 30 anos*. 1. ed. Goiânia: Conexão Propaganda e Editora, 2023. ISBN 978-85-68764-47-3.
- [3] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. Jr.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2020. ISBN 978-1-975103-25-5.
- [4] THAPALIYA, Arbin et al. *Ultrasound physics and its application in medicine*. [S.l.]: PalSave, 2024.
- [5] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *IEC TS 62736:2023 – Ultrasonics – Pulse-echo scanners – Simple methods for periodic testing to verify stability of an imaging system's elementary performance*. 2. ed. Geneva: IEC, 2023. ISBN 978-2-8322-6345-7.
- [6] BASTOS, Andréa de Lima; NOGUEIRA, Maria do Socorro. Qualidade da imagem na radiologia diagnóstica: um levantamento de metodologias para radiologistas. *Radiologia Brasileira*, São Paulo, v. 58, e20240088, 2025. DOI: 10.1590/0100-3984.2024.0088.
- [7] GROGAN, M.; MOUNT, C. *Ultrasound physics and instrumentation*. In: StatPearls. Treasure Island: StatPearls Publishing, 2023.
- [8] HYLDGAARD, Niels et al. Investigation of the impact of defective ultrasound transducers on clinical image quality in grayscale 2-D still images. *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 49, n. 9, p. 2126–2133, 2023. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2023.06.004.
- [9] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. *Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998*. Aprova o regulamento técnico que estabelece as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.
- [10] BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Resolução RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019*. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista.
- [11] BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Instrução Normativa nº 58, de 22 de dezembro de 2020*. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de ultrassom diagnóstico ou intervencionista.
- [12] BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Resolução RDC nº 440, de 18 de novembro de 2020*. Diário Oficial da União: seção 1, Brasília, DF, 23 nov. 2020.

- [13] BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Instrução Normativa nº 96, de 3 de maio de 2021*. Dispõe sobre requisitos sanitários para sistemas de ultrassom diagnóstico ou terapêutico.
- [14] BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Resolução RDC nº 611, de 9 de fevereiro de 2022*. Requisitos sanitários para serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista.
- [15] GOODSITT, Mitchell M. et al. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures: report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. Medical Physics, 1998.
- [16] ZAGZEBSKI, James A. et al. *AIUM routine quality assurance of clinical ultrasound equipment*. [S.l.]: American Institute of Ultrasound in Medicine, 2008.
- [17] KOLLMANN, C. et al. Guideline for technical quality assurance (TQA) of ultrasound devices (B-Mode). *Ultraschall in der Medizin*, v. 33, n. 6, p. 544–549, 2012.
- [18] VUORENMAA, A. et al. Comparison of three quality assurance methods for clinical ultrasound devices. *Journal of Medical and Biological Engineering*, v. 45, p. 147–155, 2025. DOI: 10.1007/s40846-025-00932-9.
- [19] HYLDGAARD, Niels; MALVANG, Lise Bolander; BRIX, Lau. Five-year evaluation of a low-cost quality assurance protocol for clinical ultrasound transducers. *Ultrasound*, v. 31, n. 1, p. 71–78, 2023. DOI: 10.1177/1742271X221091721.
- [20] MATHWORKS. *MATLAB R2024b [software]*. Natick: The MathWorks Inc., 2024.
- [21] QA4US. *QA4US – Quality Assurance for Ultrasound*. Disponível em: <https://www.qa4us.eu>. Acesso em: 3 out. 2025.
- [22] DUDLEY, N. J.; GIBSON, N. M. Early experience with automated B-mode quality assurance tests. *Ultrasound*, v. 22, n. 1, p. 15–20, 2014.
- [23] LONG, Zaiyang et al. Evaluations of *UltraiQ software* for objective ultrasound image quality assessment. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 19, n. 2, p. 298–304, 2018.
- [24] ULTRAIQ Online. *Ultra simple QA for ultrasound*. Disponível em: <https://ultraiqonline.com>. Acesso em: 20 out. 2025.
- [25] LIMA, E. A. S. et al. Análise quantitativa da uniformidade de imagens de ultrassom: uma abordagem embasada no método de Horssen. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 19, e834, 2025. DOI: 10.29384/rbfm.2025.v19.19849001834.
- [26] COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS (CIRS). *General Purpose Ultrasound Phantom: Model 054GS*. Norfolk, VA. Disponível em: <https://www.cirsinc.com>. Acesso em: 12 ago. 2025.
- [27] COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS (CIRS). *Model 551: Accreditation Phantom for Uniformity*. Norfolk, VA. Disponível em: <https://www.cirsinc.com>. Acesso em: 27 ago. 2025.

- [28] KONEX INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA. *Fantoma de uniformidade para ultrassonografia: modelo US-UN*. São Paulo: Konex, 2023.
- [29] GAMMEX INC. *Doppler Flow Phantom: Model 1425B*. Middleton, WI, 2021.
- [30] COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS (CIRS). *Model ATS539: Multi-Purpose Phantom*. Norfolk, VA, 2020.
- [31] PINA, Diana Rodrigues de. *Controle de qualidade em equipamentos de radiologia médica*. 1. ed. Bauru: Mireveja, 2025.
- [32] SOUZA, F. M. C. (Org.). *Probabilidade, estatística e processos estocásticos*. 1. ed. [S.l.: s.n.], 2025.
- [33] MARTINEZ, E.; ZANGIACOMI, E. *Bioestatística para os cursos de graduação da área da saúde*. 2. ed. São Paulo: Blucher, 2023