

Análise Quantitativa da Uniformidade de Imagens de Ultrassom: Uma Abordagem Embasada no Método de Horssen

Quantitative Analysis of the Uniformity of Ultrasound Images: An Approach Based on the Horssen Method

Lima, E. A. S.^{1,2} , Alva, T. A. P.¹ , Lykawka, R.² , Bacelar, A.², Botelho, V. R.¹ 

¹ Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), Porto Alegre, Brasil

² Serviço de Física Médica e Radioproteção/Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), Porto Alegre, Brasil

Resumo

O diagnóstico por imagem com ultrassom (US) é amplamente utilizado em procedimentos médicos. A Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) nº 611 de 2022 e a Instrução Normativa (IN) nº 96 de 2021 estabelecem critérios de Controle de Qualidade (CQ) para sistemas de US no Brasil, incluindo a avaliação da uniformidade da imagem, geralmente realizada de forma subjetiva. Este estudo avaliou uma análise computacional baseada no método desenvolvido por Horssen et al. (2017) para teste de uniformidade, considerando a influência da forma de aquisição e do ganho do equipamento. As imagens foram obtidas no Hospital de Clínicas de Porto Alegre e na Clínica Sidi utilizando um simulador *Konex* modelo UN-US. Variáveis associadas com a forma de manipulação do transdutor, como pressão e inclinação foram avaliadas, e as imagens analisadas segundo os critérios de Horssen e da IN 96. O método aplicou parâmetros estatísticos — covariância, assimetria e valor mínimo — com análise automatizada em *Python*. Os resultados mostraram que o método é eficaz para identificar e quantificar padrões de uniformidade: médias elevadas de covariância (22,48) e valores de Ulow (-0,43) indicaram menor uniformidade, enquanto valores médios de assimetria próximos de zero sugeriram maior simetria. Observou-se que ângulos extremos de inclinação comprometeram a uniformidade, recomendando-se o uso de 90 graus. A variação de pressão aplicada entre 219 Pa e 780 Pa resultou em diferenças quantitativas pequenas, sugerindo influência mínima desse fator nos parâmetros avaliados. Dessa forma, a metodologia de Horssen mostrou-se uma ferramenta eficiente para a avaliação objetiva da uniformidade em imagens de ultrassom.

Palavras-chave: Uniformidade de imagem; Controle de qualidade; Ultrassom.

1. Introdução

Ultrassonografia (US) é um método de diagnóstico por imagem que utiliza ondas sonoras de alta frequência para visualizar estruturas internas do corpo humano. Radiologia, ginecologia, cardiologia e urologia são alguns exemplos típicos de especialidades que usam rotineiramente US na prática clínica diária. (1) Somente no período de julho de 2024 foram realizados 2.315.478 exames de US no Brasil sendo 2.159.437 ambulatoriais e 156.041 hospitalares. (2,3)

Visando a melhoria da segurança e do desempenho dos equipamentos de ultrassom, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) aprovou a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) nº 611, de 9 de março de 2022, e a Instrução Normativa (IN) nº 96, de 27 de maio de 2021. A IN nº 96 estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança nos sistemas de ultrassom diagnóstico. (4,5) Dentre os testes de controle de qualidade (CQ) para US citados pela IN 96, a uniformidade da imagem é definida como a habilidade de uma máquina fornecer ecos da mesma magnitude e profundidade com mesmo brilho no monitor. (6) Este teste é útil para garantir que os cristais do transdutor e demais componentes de *hardware* estejam funcionando corretamente. (7)

A Figura 1a mostra um exemplo de imagem adquirida com um transdutor conforme, enquanto a Figura 1b mostra um exemplo de um transdutor com elementos dos cristais piezoelétricos danificados que produzem uma estria vertical escura na imagem.



Figura 1: Comparação entre transdutores. **1a:** Transdutor conforme (esquerda). **1b:** Transdutor não conforme (direita), apresentando artefatos de não uniformidade devido a danos nos cristais piezoelétricos. (8)

De acordo com *Hangiandreou, et al.* (9) em seu estudo que acompanhou sistemas de US por um período de 4 anos (2004-2007) em um Departamento de Radiologia nos Estados Unidos em *Mayo Clinic Radiology* em *Rochester* no estado de *Minnesota*, a avaliação da uniformidade da imagem foi responsável pelo maior número de defeitos detectados, totalizando 124 de 187 falhas, ou 66,3%, evidência de que o comprometimento da uniformidade da imagem foi a falha mais comum observada.

No teste de uniformidade da imagem, se a imagem obtida pelo equipamento de ultrassom apresentar

uma "listra" ou "mancha" inesperada, são realizados ajustes para avaliar e corrigir essa não uniformidade. Primeiramente, registram-se as configurações de ganho com o artefato. Em seguida, o ganho é ajustado até que a região adjacente ao artefato atinja o mesmo nível de cinza, com uma variação máxima de 4 dB em relação ao tom da mancha. Esse limite de 4 dB é estabelecido pela IN 96 da ANVISA, no Brasil, como critério de uniformidade aceitável. A diferença entre o novo ajuste e a configuração original representa o nível de não uniformidade da imagem, indicando o desvio em relação ao padrão de qualidade esperado. (5,7)

Atualmente a avaliação da uniformidade da imagem é frequentemente qualitativa (10). Assim, visando a minimização da subjetividade associada à análise visual da uniformidade da imagem e cumprimento da IN 96, este trabalho apresenta uma análise automatizada de CQ em imagens de ultrassom inspirada no trabalho de *Horssen et al. (2017)* (11). Nesse, imagens são analisadas, utilizando perfis de intensidade para identificar e classificar defeitos, e parâmetros específicos para avaliar uniformidade e perda de sinal em segmentos do transdutor. Originalmente, o método de *Horssen et al. (2017)* (11) foi desenvolvido para imagens adquiridas no ar. Entretanto, o autor relata a possibilidade de falhas na análise decorrentes da reverberação. Visando contornar este problema, o presente trabalho avaliou a viabilidade do método em imagens adquiridas com um objeto simulador (OS).

Foi utilizado o OS modelo US-UN, marca *Konex*, o qual é específico para o teste de uniformidade da imagem. Imagens foram adquiridas sob diferentes condições de pressão e inclinação do transdutor com o intuito de se avaliar a sensibilidade do método em relação a forma de manuseio do transdutor bem como aos critérios de uniformidade estabelecidos pela IN 96.

2. Materiais e Métodos

As imagens foram adquiridas em diferentes equipamentos e transdutores do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) e da clínica SIDI. O objeto simulador (OS) utilizado para a aquisição das imagens foi o modelo US-UN da marca *Konex* e não possui estruturas-alvo. Uma vez que no presente estudo, o foco foram os transdutores lineares, apenas um teste adicional foi realizado utilizando um transdutor convexo.

2.1 Aquisição das imagens

Foram utilizados transdutores lineares com frequências variando entre 4,8 MHz e 14 MHz, acoplados a equipamentos das marcas Philips (modelos Affiniti 70G, HD11XE e HD15), Toshiba (APLIO 300 – TUS-A300, e Xario) e Canon (CUS-AA000 e APLIO a – CUS-AA000). Os *presets* adotados foram aqueles usados rotineiramente para cada equipamento/transdutor (ex.: geral, acesso vascular, gineco-obstétrico), de modo a manter as configurações o mais próximas possível da prática clínica.

O procedimento de teste para aquisição das imagens inclui o posicionamento do transdutor com gel em uma região do OS, ajuste das configurações de ganho e do *Time Gain Compensation* (TGC) para obter um brilho moderado, comparável ao de uma imagem clínica típica. (6,7) Os controles de Time Gain Compensation (TGC) foram ajustados para a posição central em todas as aquisições, previamente verificada como ideal para melhor uniformidade em imagens de teste, pois, embora compense a atenuação do sinal em diferentes profundidades ao longo de diferentes regiões da imagem principalmente em regiões anatômicas do corpo, no estudo, não houve variação de profundidade na área de aquisição devido ao uso do OS.

A profundidade no painel de um ultrassom refere-se à distância máxima que o transdutor consegue capturar abaixo da superfície do corpo ou objeto que está sendo examinado. É a distância até a qual as ondas ultrassônicas são enviadas para dentro do tecido e retornam como ecos para formar a imagem. A profundidade pode ser ajustada no painel de controle do ultrassom para focar em regiões mais superficiais ou profundas. Aqui, esse parâmetro, disponibilizado no equipamento de ultrassom, foi configurado de modo a garantir que o fundo do OS não ficasse visível, evitando a reverberação do material na imagem obtida.

Sendo um dos objetivos deste trabalho avaliar a sensibilidade do método de *Horssen et al. (2017)* (11) em relação a forma de manuseio do transdutor, imagens foram capturadas com variações de pressão do transdutor sobre o OS bem como a sua inclinação. Para quantificar a inclinação foi utilizado um *smartphone* apoiado no transdutor, conforme ilustra a Figura 2. O ângulo do transdutor em relação ao OS foi medido utilizando o aplicativo *Simple Inclinator* (12). Foram coletadas imagens com ângulos de aproximadamente 60°, 90° e 120°. Cabe salientar que, uma vez que as medições foram feitas a mão livre (isto é, sem a presença de um sistema de fixação rígida do transdutor), os ângulos medidos podem apresentar variações em relação aos valores de referência. Entretanto, tais variações não impactam nas análises realizadas neste estudo, tendo em vista que os intervalos entre os ângulos de coleta são distantes entre si (cerca de 30 graus).

Para quantificar a pressão, uma balança digital marca SF-400 foi colocada abaixo do OS, conforme ilustra a Figura 3. A massa registrada no momento da aquisição foi convertida em pressão através do seguinte cálculo:

- determinação da força aplicada utilizando a segunda lei de Newton ($F = mg$), onde m é a massa medida em quilogramas na balança e g é a aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$).

- determinação da pressão pela fórmula $P = F/A$, onde A representa a área do phantom. O resultado é expresso em Pascal (Pa).

Considerando que as aquisições foram realizadas à mão livre, existem dificuldades na manutenção dos valores entre diferentes aquisições, Por isso as pressões foram classificadas em dois intervalos para

fins de aquisição: pressões consideradas baixas, variando de 219 Pa a 480 Pa, e pressões consideradas elevadas, variando de 620 Pa a 780 Pa. É importante destacar que, para todas as aquisições deste trabalho foi realizada a verificação da ausência de bolhas formadas pelo gel, limpeza da sonda, inspeção visual detalhada e posicionamento adequado do transdutor, garantindo a confiabilidade e representatividade das imagens analisadas. Destaca-se ainda que as aquisições foram realizadas nas salas padrão de realização dos exames de US, as quais possuem temperatura controlada. A variação de outros parâmetros que podem influenciar na qualidade da imagem, como potência do equipamento e TGC, não foi explorada neste trabalho, tendo em vista que estes são parâmetros configuráveis na máquina e o objetivo do trabalho foi avaliar como a forma de manuseio do transdutor impactam no teste.



Figura 2 - Exemplo do uso do inclinômetro para quantificar a inclinação, com o dispositivo apoiado diretamente sobre o transdutor para garantir a medição do ângulo.



Figura 3 - Coleta de imagens com a pressão quantificada utilizando uma balança digital modelo SF-400, posicionada abaixo do objeto simulador (OS).

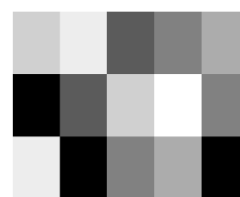
Segundo Goodsitt et al. (1998) (7) uma vez constatada a uniformidade em uma imagem se anota as configurações de ganho na qual a imagem foi adquirida. Em caso de listras presentes na imagem, o ganho é ajustado de forma a igualar os níveis de cinza das áreas adjacentes sem os artefatos de não uniformidade. E se registra a não uniformidade da imagem (nova configuração de ganho - configuração original). O autor sugere que cada usuário deve definir seu limiar para não uniformidade significativa e sugere que 4 dB pode ser razoável, mesmo valor

adotado pela IN 96. Ou seja, se mesmo com uma variação de até 4 dB as não uniformidades persistirem e ainda forem visíveis, o resultado seria de não conformidade.

Assim, a análise do efeito da variação do ganho neste trabalho foi realizada nos casos onde não-uniformidades foram visualmente constatadas nas condições padrão de aquisição (definidas neste trabalho como inclinação de 90° e pressão baixa). Nestes casos o ganho foi variado nos intervalos de ± 3 , ± 4 e ± 5 dB. O ajuste de ganho foi realizado diretamente no equipamento de ultrassom, por meio dos controles do painel físico, com monitoramento em tempo real do valor exibido no visor do aparelho (em dB). As variações seguiram incrementos e decréscimos de ± 3 , ± 4 e ± 5 dB em relação à configuração inicial. Em todas as imagens geradas a não uniformidade foi inicialmente avaliada visualmente por um acadêmico do curso de Física Médica acompanhada por física especialista que indicou o status dos transdutores fornecidos para pesquisa. Posteriormente, as imagens foram avaliadas quantitativamente através dos indicadores sugeridos por Horssen et al. (2017) (11) os quais serão apresentados a seguir.

2.2 O método de Horssen et al.(2017)(11)

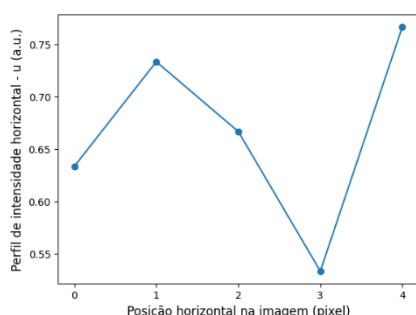
Este método propõe uma abordagem quantitativa para o controle de qualidade rotineiro em imagens de ultrassom, focado na uniformidade da imagem. Cabe salientar que, no trabalho original, imagens de reverberação adquiridas no ar foram analisadas. Entretanto, o autor menciona que alguns defeitos podem ser percebidos somente quando uma pressão é aplicada sobre a superfície do transdutor, o que não acontece no teste no ar. Um possível falso positivo na detecção de falhas também é citado, uma vez que o padrão de reverberação no ar pode ser perturbado sem que haja qualquer implicação na qualidade da imagem clínica. Assim como vestígios de gel na superfície do transdutor podem gerar artefatos na imagem. Por isso, no presente trabalho serão utilizadas imagens adquiridas através do OS. A Figura 4 ilustra a determinação dos perfis de intensidade horizontal (u) para análise. O perfil horizontal, é determinado através dos valores médios dos pixels contidos em cada coluna de uma região de interesse (ROI). Como esses valores correspondem à média da intensidade de pixel em escala de cinza, a variável u é adimensional e expressa em unidades arbitrárias (do inglês *arbitrary units* – a.u.).



(a)

		colunas				
		0	1	2	3	4
linhas	0	0.5	0.4	0.8	0.7	0.6
	1	1.0	0.8	0.5	0.3	0.7
	2	0.4	1.0	0.7	0.6	1.0

(b)



(c)

Figura 4: Ilustração da obtenção dos perfis de intensidade horizontal do campo de dados de ultrassom: (a) Exemplo hipotético de ROI, (b) matriz de pixels da ROI e (c) perfil horizontal (u) correspondente.

Os parâmetros de uniformidade podem ser avaliados em toda a largura do transdutor ou em segmentos específicos (isto é, em percentuais, conforme ilustrado na Figura 4b). A subdivisão do perfil de intensidade horizontal em segmentos facilita a detecção e localização de defeitos de imagem. A partir de u , parâmetros estatísticos são utilizados para detectar defeitos. Dentre os parâmetros de qualidade usados no estudo de Horssen et al. (2017)¹¹ destaca-se:

2.2.1 Covariância (U_{cov}):

Descreve a variabilidade positiva dos valores de intensidade em porcentagem como:

$$U_{cov} = 100 \times \frac{SD(u)}{\bar{u}} \quad (1)$$

SD é o desvio padrão; u é o perfil de intensidade horizontal e \bar{u} representa a média dos valores de u . O indicador U_{cov} reflete a variação geral na uniformidade devido ao ruído e à perda de sinal, bem como quaisquer mudanças que levam a um aumento em seu valor calculado como uma porcentagem. (11)

2.2.2 Assimetria (U_{skew}):

Esse parâmetro calcula o desvio de uma dada amostra (no caso, u) em relação a uma distribuição normal. Para dados normalmente distribuídos, a assimetria deve ser de aproximadamente zero. Para distribuições contínuas unimodais, um valor de assimetria maior que zero significa que há mais peso na cauda direita da distribuição. (12) Em Horssen et al. (2017)¹¹ a fórmula utilizada foi:

$$U_{skew} = \frac{m_3}{m_3^2} \text{ onde } m_r = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (u_i - \bar{u})^r \quad (2)$$

sendo n o número da amostra, ou seja, o tamanho do vetor u . Neste contexto, m_r representa o r -ésimo momento central da distribuição dos valores de intensidade horizontal u_i , em relação à média \bar{u} da região de interesse (ROI). O parâmetro U_{skew} quantifica a assimetria da distribuição, sendo sensível à presença de perdas de sinal ou degradações localizadas no perfil de uniformidade do transdutor.

O uso do momento de ordem 3 (m_3) permite identificar desvios assimétricos em relação à média, enquanto o momento de ordem 3/2 ($m_{3/2}$) atua como

fator de normalização, conferindo robustez estatística à métrica. Valores negativos de U_{skew} estão associados a distorções da uniformidade com predominância de intensidades mais baixas, indicando possível falha de elementos piezelétricos ou degradação localizada do transdutor.

2.2.3 Valor Mínimo (U_{low}):

Esse parâmetro representa o menor valor de u do segmento que está sendo analisado normalizado pela média e é dado pela equação 3, em que \bar{u} é a mediana de u . U_{low} é o valor mais baixo sobre os dados de uniformidade para cada subconjunto de perfis de intensidade.

$$U_{low} = 100 \times \min\left(\frac{u - \bar{u}}{\bar{u}}\right) \quad (3)$$

2.3 Análise das imagens

A metodologia foi implementada em linguagem de programação *Python*, executada na plataforma *Google Colab*, que permitiu a automatização e a padronização dos procedimentos de avaliação das imagens. Foram utilizadas as bibliotecas *Pydicom*, para manipulação dos arquivos DICOM e *OpenCV* para processamento das imagens, além das bibliotecas básicas para análise de dados (*Numpy*, *Scipy*, *Matplotlib* e *Pandas*). Todas as imagens foram submetidas a um recorte manual da Região de Interesse (ROI), onde as coordenadas são informadas pelo usuário. O comportamento do perfil horizontal (u) foi analisado com o objetivo de identificar padrões de comportamento característicos dos casos conforme e não-conforme. Em todas as análises foi realizada a remoção da média de u , conforme a equação $u_{média\ removida} = u - média(u)$, com o intuito de viabilizar a comparação entre os cenários avaliados.

As análises foram replicadas para todos os transdutores lineares, variando os parâmetros de ângulo e pressão, com o objetivo de investigar se as condições de aquisição influenciam os resultados gerados pelo método de Horssen et al. (11). Esta abordagem busca compreender a robustez do método frente a diferentes cenários de aquisição.

Embora o método de Horssen et al. (12) tenha sido desenvolvido especificamente para transdutores lineares, um transdutor convexo foi adicionalmente examinado para explorar o potencial de aplicação do método neste contexto, bem como avaliar a viabilidade do uso deste OS para tal finalidade.

3. Resultados e discussão

Ao total, os dados de amostra resultaram em 85 imagens obtidas, sendo 49 de imagens uniformes e 36 de imagens não uniformes. Ao total foram avaliados 12 transdutores e 9 equipamentos distintos. Nas seções a seguir, serão sumarizados e discutidos os resultados alcançados. A relação completa dos resultados é apresentada nos Apêndices 1 e 2. Salientamos que, para uma validação estatística mais robusta, seria desejável um número maior de imagens e transdutores. Por isso, os resultados que serão discutidos a seguir fornecem indícios sobre a eficiência do método proposto por Horssen et al.

(2017) (11) e não devem ser considerados como uma validação estatística definitiva.

3.1 Análise nas condições padrão de aquisição

Nesta análise, foi considerada a inclinação de 90 graus e a menor pressão aplicada, parâmetros que definimos como a condição padrão de aquisição para este estudo, conforme já descrito na seção 2.1. A Figura 5 apresenta as 9 imagens resultantes das Regiões de Interesse (ROIs) selecionadas dos transdutores lineares avaliados. A imagem não conforme (NC) é identificada na legenda, enquanto as demais imagens são conformes (C). Cabe salientar que cada uma das ROIs apresentadas corresponde a área total da imagem de US exibida no display. As diferenças de tamanho das imagens ocorrem porque as aquisições são provenientes de equipamentos e transdutores distintos.

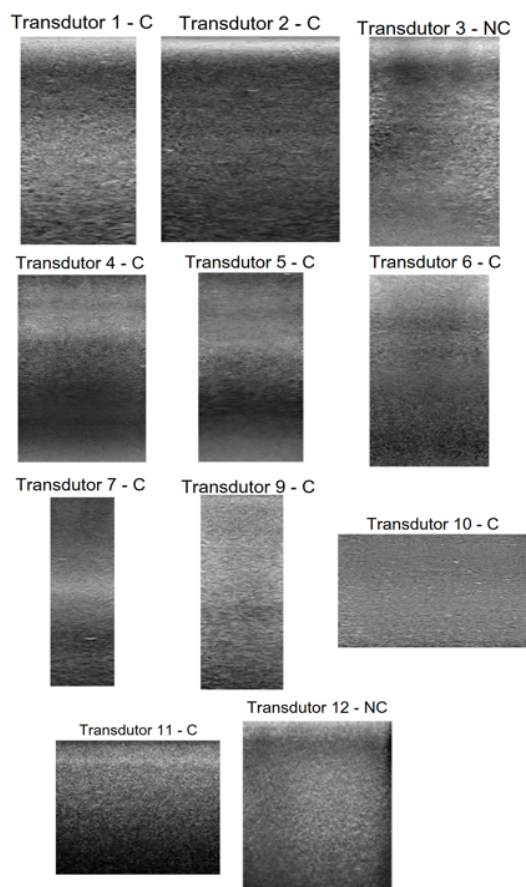


Figura 5: Regiões de Interesse (ROIs) nas condições padrão de aquisição para cada modelo de transdutor ordenados conforme apêndice I.

Para o perfil horizontal (u) das imagens, temos que o eixo X corresponde à posição lateral ao longo da largura da imagem — ou seja, cada ponto representa a média da intensidade de pixels em uma coluna da ROI. Essa abordagem permite avaliar a uniformidade da imagem de forma transversal, identificando padrões de perda de sinal ou variações de brilho típicas de falhas nos cristais piezoelétricos do transdutor. O perfil horizontal (u) das imagens conformes é mostrado na Figura 6a. Em contraste, o

perfil de u das imagens não conformes (NC) com o ganho padrão é apresentado na Figura 6b.

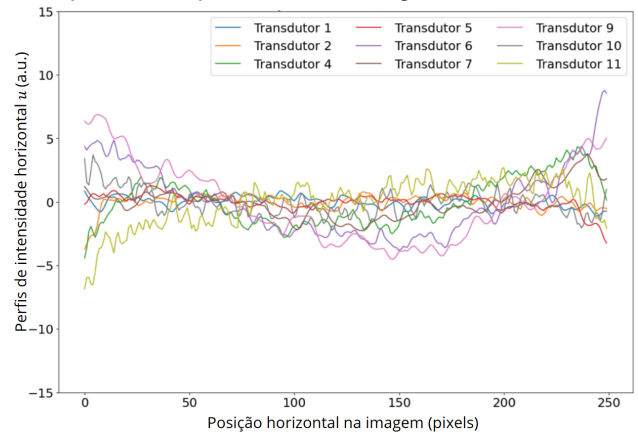


Figura 6a: Perfil horizontal (u) das imagens conformes nas condições padrão de aquisição.

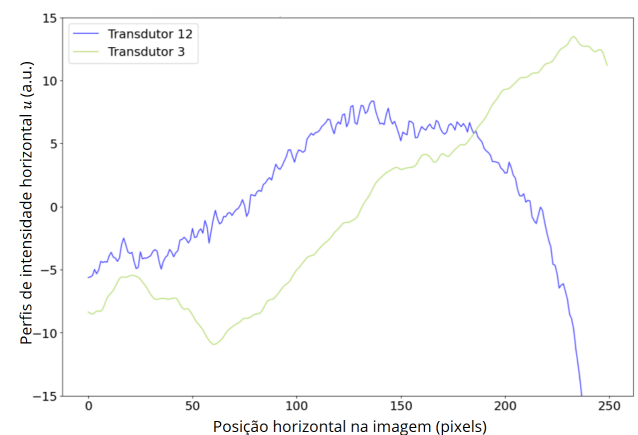


Figura 6b: Perfil horizontal (u) da imagem não conforme (NC) com ganho padrão nas condições padrão de aquisição.

Nota-se que as curvas de u para as imagens que estão em conformidade possuem uma faixa de variação significativamente menor, quando comparadas as imagens não conformes. Nas imagens não uniformes, as curvas apresentam maior amplitude, especialmente nas regiões de não uniformidades visuais encontradas.

Os indicadores calculados (U_{cov} , U_{low} , U_{skew}) para as imagens conformes e não conformes são apresentados na Tabela 1. As cores apresentadas nessa e demais tabelas foram aplicadas por meio de formatação condicional no Excel, utilizando uma escala de três tons para facilitar a visualização dos resultados (valores mais próximos a zero). Tons mais verdes indicam melhores desempenhos de uniformidade nas métricas analisadas; tons intermediários, entre verde e vermelho, representam resultados medianos; e tons mais avermelhados indicam pior desempenho em termos de uniformidade para o intervalo dos indicadores deste estudo. Essa codificação de cores foi utilizada exclusivamente como recurso visual para facilitar a interpretação dos dados, e está diretamente relacionada ao status final dos indicadores, auxiliando na identificação rápida de padrões de desempenho entre os transdutores avaliados.

Tabela 1. Indicadores calculados para status das imagens conformes e não conformes nas condições padrão de aquisição.

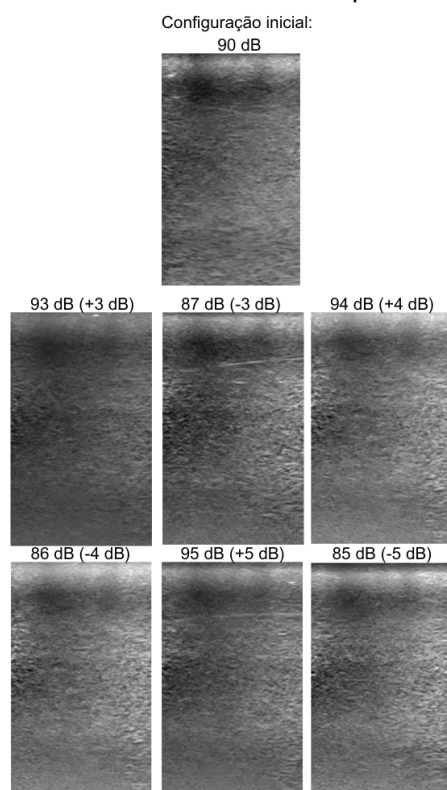
Transdutor – Status Imagem	U_{cov}	U_{low}	U_{skew}
1 - Uniforme	0,19751	-0,01513	-0,25668
2 - Uniforme	0,3805	-0,0623	-2,79099
3 - Não uniforme	59,88316	-0,14723	0,29628
4 - Uniforme	3,41059	-0,04547	0,42753
5 - Uniforme	0,40101	-0,05452	-1,74195
6 - Uniforme	7,6703	-0,06068	0,78199
7 - Uniforme	1,63480	-0,02571	0,62751
9 - Uniforme	9,58881	-0,04931	0,45
10 - Uniforme	0,95523	-0,01514	0,70342
11 - Uniforme	3,29393	-0,19109	-1,11372
12 - Não uniforme	62,41005	-2,26063	-0,69902

Fonte: O autor (2025).

Não se observou uma diferença significativa nos valores de U_{low} e U_{skew} nesta etapa em relação à uniformidade da imagem. O único parâmetro que efetivamente refletiu a não uniformidade foi o U_{cov} , que evidenciou variações consideráveis na distribuição dos valores de pixel, especialmente nos transdutores 3 e 12.

3.2 Análise do Efeito da Variação do Ganho nas Condições Padrão de Aquisição

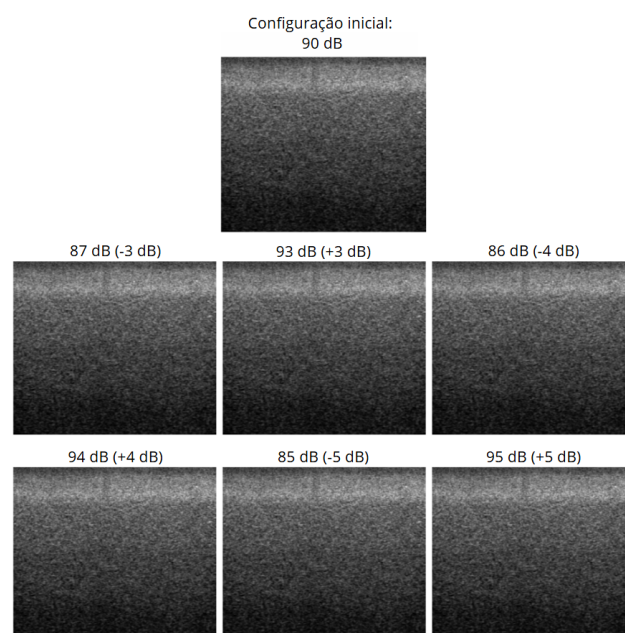
Nesta seção, analisamos o impacto da variação do ganho sobre a uniformidade da imagem sob as condições padrão de aquisição, considerando que este é um dos critérios estabelecidos pela IN 96.

**Figura 7:** Imagens com variações de ganho das ROIs mostrando os resultados visuais com ângulo de 90° e pressão leve do transdutor 3 com defeito.

Na Figura 7 constam as imagens com as variações de ganho do transdutor 3, e é perceptível que conforme o ganho varia, os artefatos da imagem com

ganho original acabam ficando mais atenuados, porém, ainda perceptíveis.

Na Figura 8, são mostradas as imagens com as variações de ganho do transdutor 11. Este transdutor apresenta uma perda aparente de sinal na região superior central, que não é corrigida mesmo com um aumento de ganho de até 5 decibéis, embora se observe uma redução do ruído relacionado ao artefato causado pelo dano nos cristais piezoelétricos. Na Seção 3.1, o transdutor não apresentou artefatos nas condições padrão de aquisição e foi classificado como uniforme. Embora ele não tenha apresentado artefatos com a pressão padrão, ao aumentar a pressão aplicada durante a aquisição, surgiram problemas de uniformidade, que serão discutidos em detalhes na Seção 3. 3.

**Figura 8:** Imagens com variações de ganho das ROIs mostrando os resultados visuais com ângulo de 90° e pressão forte do transdutor 11 com defeito.

Na figura 9, temos os achados da inspeção visual do transdutor 12, onde é notória a rachadura na extremidade da sonda. A mesma possui grande perda de sinal na extremidade direita que não é atenuada com variação de ganho em até 5 decibéis. Na figura 10, temos as imagens com as variações de ganho do transdutor 12.

**Figura 9:** Inspeção visual do transdutor 12 na qual foram detectadas rachaduras estruturais importantes na sonda lateral.

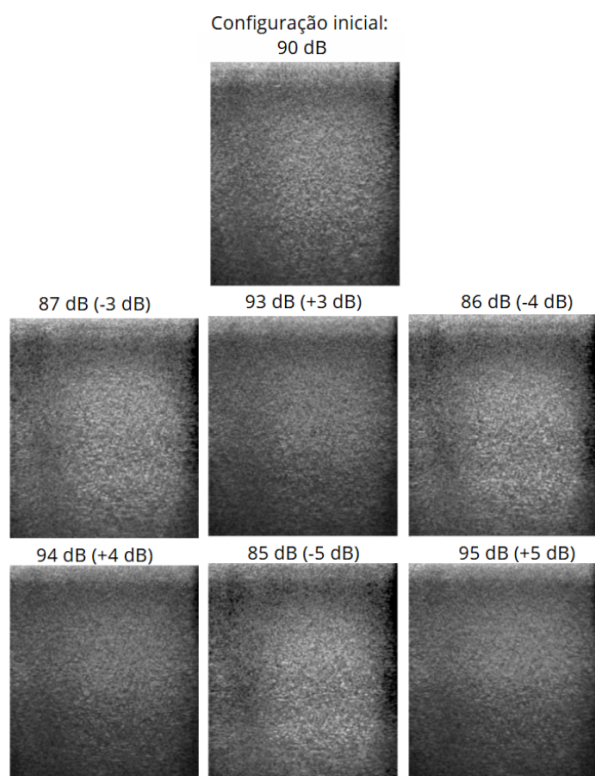


Figura 10: Imagens com variações de ganho das ROIs mostrando os resultados visuais com ângulo de 90° e pressão leve do transdutor 12 com defeito.

Visualmente, a variação do ganho demonstra uma influência perceptível na uniformidade da imagem. Alterações no ganho resultam em diferenças claras na distribuição de brilho e contraste, indicando que a variação desse parâmetro pode ter um impacto significativo na qualidade da imagem obtida.

Como os três transdutores, mesmo com variação de até 4 dB ainda apresentavam não uniformidades visíveis, são considerados não conformes pela IN 96 e pelos limiares obtidos na tabela 1.

As curvas de u correspondentes a todas as imagens mostradas na Figura 7, 8 e 10 são apresentadas nas Figura 11, 12 e 13. Essas curvas refletem as mudanças no perfil horizontal (u) em resposta às diferentes configurações de ganho, permitindo uma comparação detalhada entre as condições.

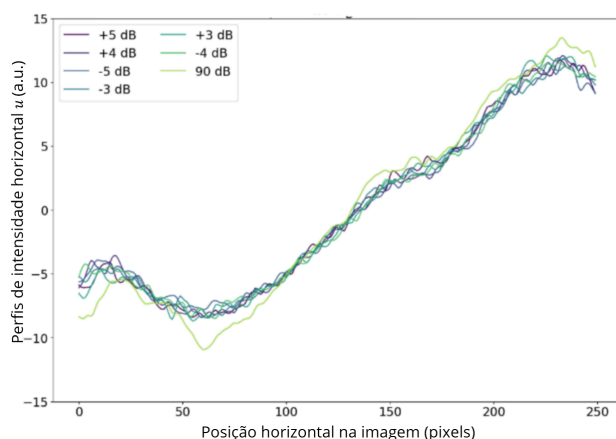


Figura 11: Curvas de u correspondentes a todas as imagens sob diferentes variações de ganho do transdutor 3.

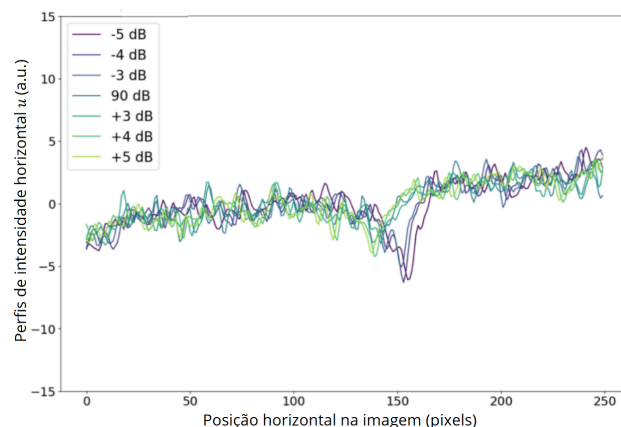


Figura 12: Curvas de u correspondentes a todas as imagens sob diferentes variações de ganho do transdutor 11.

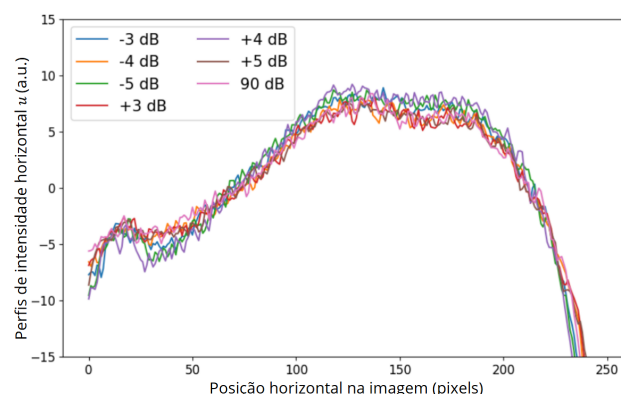


Figura 13: Curvas de u correspondentes a todas as imagens sob diferentes variações de ganho do transdutor 12.

A partir da análise das curvas de u , observou-se que o parâmetro foi pouco sensível à variação de ganho. As curvas permaneceram estáveis, sem alterações significativas, e os artefatos continuaram visíveis, indicando que, embora haja uma leve melhora com o aumento do ganho, a presença de artefatos não é completamente eliminada e continua comprometendo a qualidade da imagem. Além disso, todas as imagens seguem sendo classificadas como não conformes.

As Tabelas 2, 3 e 4 fornecem os indicadores calculados (U_{cov} , U_{low} , U_{skew}) para todas as imagens incluídas na Figura 7, 8 e 10 respectivamente.

A análise dos indicadores apresentados nas Tabelas 2, 3 e 4 permite uma avaliação mais detalhada dos efeitos da variação de ganho sobre a uniformidade das imagens adquiridas com os transdutores 3, 11 e 12.

Observa-se que o parâmetro U_{cov} apresenta uma redução progressiva à medida que o ganho é ajustado, indicando uma menor variabilidade na intensidade dos pixels. Assim, o indicador reflete resultado compatível com o esperado para a uniformidade da imagem em termos de variação do ganho, isto é, diminuição da percepção da região não uniforme em decorrência da sua alteração.

O indicador U_{low} , que representa o menor valor de intensidade normalizado, também mostrou uma tendência de se tornar menos negativo conforme o ganho aumenta. No entanto, em transdutores com defeitos mais evidentes.

Já o parâmetro U_{skew} apresentou variações menos expressivas entre as diferentes configurações de ganho. Seus valores permaneceram próximos de zero, o que indica estabilidade na simetria da imagem, mas também sugere que este indicador é menos sensível para capturar alterações provocadas apenas pelo ajuste de ganho.

Assim, confrontando os dados das tabelas com as observações visuais das Figuras 7, 8 e 10 e os perfis horizontais das Figuras 11, 12 e 13, conclui-se que, embora haja indícios de melhora nos parâmetros quantitativos, especialmente em U_{cov} , as alterações não são suficientes para reclassificar os transdutores como conformes. Os resultados dos indicadores são compatíveis com a análise visual das imagens, uma vez que a não uniformidade nas imagens continua sendo perceptível mesmo com as alterações de ganho, conforme demonstra a Figura 7.

Tabela 2. Indicadores calculados para todas as imagens incluídas na Figura 7.

Ganho	U_{cov}	U_{low}	U_{skew}
85 (-5 dB)	41,17283	-0,13755	0,44346
86 (-4 dB)	44,13499	-0,14044	0,44516
87 (-3 dB)	43,03657	-0,13277	0,37092
90 (Padrão)	59,88316	-0,14723	0,29628
93 (+3 dB)	48,15151	-0,10702	0,42767
94 (+4 dB)	44,79375	-0,10084	0,43351
95 (+5 dB)	46,04463	-0,09778	0,37967

Fonte: O autor (2025).

Tabela 3. Indicadores calculados para todas as imagens incluídas na Figura 8.

Ganho	U_{cov}	U_{low}	U_{skew}
85 (-5 dB)	5,30934	-0,23311	-0,54598
86 (-4 dB)	4,53106	-0,18677	-0,55855
87 (-3 dB)	4,21559	-0,16429	-0,50296
90 (Padrão)	3,93249	-0,18625	-0,26294
93 (+3 dB)	3,89396	-0,13020	-0,69792
94 (+4 dB)	3,94893	-0,11884	-0,52468
95 (+5 dB)	4,02171	-0,09979	-0,56954

Fonte: O autor (2025).

Tabela 4. Indicadores calculados para todas as imagens incluídas na Figura 10.

Ganho	U_{cov}	U_{low}	U_{skew}
85 (-5 dB)	82,77022	-1,61877	-0,82239
86 (-4 dB)	78,53595	-1,79383	-0,79458
87 (-3 dB)	76,14074	-1,98696	-0,76937
90 (Padrão)	62,41005	-2,26062	-0,69902
93 (+3 dB)	58,70568	-2,03656	-0,62853
94 (+4 dB)	56,67171	-2,09303	-0,60778
95 (+5 dB)	54,64243	-2,00695	-0,58793

Fonte: O autor (2025).

Assim, os resultados indicam que o método de Horssen *et al.* (2017) (11), se mostra uma ferramenta potencial para análise do teste da uniformidade da imagem na prática clínica, especialmente se for considerado como base o indicador U_{cov} , oferecendo uma medida objetiva das variações na imagem resultantes das alterações de ganho.

3.3 Efeito da Variação das Pressões e Ângulos

Nesta seção, analisamos o efeito da variação das pressões e ângulos sobre a uniformidade das imagens obtidas. O Apêndice I contém 10 imagens, cada uma representando os valores de u para cada transdutor em diferentes condições de aquisição. Ao analisar os dados do Apêndice II, que contém os resultados quantitativos das curvas do Apêndice I, observa-se que a variação de ângulo e pressão não afetou significativamente a distribuição do brilho nem o padrão de uniformidade das imagens. Com exceção do transdutor 11 que por apresentar fissuras que não estavam resultando em artefatos, escolheu-se aumentar a pressão na aquisição, o que evidenciou a presença de artefatos não observados previamente. Esse fenômeno sugere que a pressão aplicada durante a aquisição das imagens pode influenciar na qualidade do sinal captado e na presença de artefatos, como a perda de sinal na região superior central identificada na Figura 8. A discrepância entre as aquisições reforça a importância de manter condições padronizadas e controladas, como a pressão aplicada, para assegurar a uniformidade e a qualidade da imagem.

Outro caso é ilustrado na Figura 14, onde se observa uma discrepância significativa nos valores de U_{cov} quando comparado com o caso 90 graus para diferentes ângulos de aquisição. Especificamente, para o ângulo de 120°, foi registrado um valor de U_{cov} de 21,76 para o transdutor 2, enquanto para o ângulo de 60°, o valor de U_{cov} foi de 40,69 para o transdutor 7. Esses valores discrepantes em comparação com o restante da amostra de transdutores uniformes indicam uma ampla variabilidade na covariância associada a esses ângulos. Tal variabilidade sugere uma influência considerável na relação linear entre as variáveis, o que pode refletir uma possível inadequação do ângulo para a aquisição, ou ainda, um potencial problema relacionado ao procedimento de aquisição. Esses resultados destacam a necessidade de uma avaliação mais detalhada para determinar se o ângulo de aquisição pode estar contribuindo para inconsistências nos dados obtidos. A análise dos valores de U_{cov} evidencia um padrão consistente entre os transdutores não conformes, que apresentaram valores mais elevados, refletindo maior variação na intensidade da imagem. Por outro lado, os parâmetros U_{low} e U_{skew} mostraram-se menos sensíveis em certos casos. Essa observação sugere que U_{cov} pode ser o indicador mais robusto para a detecção de não uniformidades sutis.

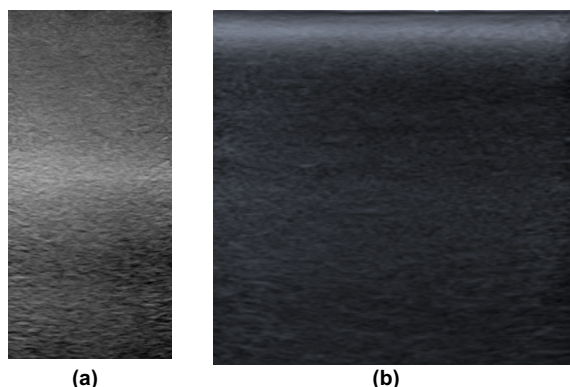


Figura 14: Imagem do transdutor 7 obtida com 60° de inclinação (a) e imagem do transdutor 2 com 120° de inclinação (b).

A pressão aplicada durante a aquisição das imagens pode influenciar na evidência de artefatos, como observado no caso do transdutor 11. Os dados indicam que pressões mais elevadas (620 a 780 Pa) foram capazes de revelar falhas não detectadas sob pressão leve (219 a 480 Pa), evidenciando que a pressão constitui um parâmetro relevante para a robustez do método.

3.4 Aplicação em um Transdutor Convexo

Foi realizado um teste adicional utilizando um transdutor convexo para avaliar a aplicabilidade do método de Horssen et al. (2017) (11) em diferentes tipos de transdutores. A análise visou determinar a viabilidade do método para transdutores convexos e explorar possíveis ajustes necessários para adequar a metodologia.



Figura 15: Imagem obtida com o transdutor convexo.

Os resultados mostraram que o transdutor convexo não foi adequado para a aplicação devido à estrutura do OS. Especificamente, o fundo do OS gerou ecos indesejados na imagem, comprometendo a qualidade e a precisão das medidas de uniformidade, evidenciando a limitação do transdutor convexo para esta aplicação específica.

4. Conclusão

Este estudo avaliou a metodologia de análise quantitativa da uniformidade em imagens de ultrassom proposta por Horssen et al. (2017), aplicada a imagens adquiridas com diferentes transdutores e condições de aquisição, utilizando um objeto simulador específico para esse fim. A análise dos parâmetros de uniformidade deu indícios de que

o método é eficaz na identificação e quantificação de padrões de não uniformidade, sendo compatível com os critérios estabelecidos pela Instrução Normativa nº 96 da ANVISA.

Os resultados demonstraram que o indicador U_{cov} foi o mais sensível e consistente entre os analisados, apresentando forte correlação com as observações visuais. Esse parâmetro refletiu com precisão a variabilidade da intensidade ao longo do perfil horizontal das imagens. Já os indicadores U_{low} e U_{skew} mostraram-se menos sensíveis em certos casos, indicando limitações na detecção de não uniformidades mais sutis.

A pressão aplicada durante a aquisição das imagens pode influenciar na evidência de artefatos, como observado no caso do transdutor 11. Os dados indicam que pressões mais elevadas (620 a 780 Pa) foram capazes de revelar falhas não detectadas sob pressão mais leve (219 a 480 Pa), evidenciando que a pressão constitui um parâmetro relevante para a robustez do método.

Portanto, recomenda-se que futuras aplicações e padronização do método considerem o uso de pressões moderadas a elevadas, acima de 620 Pa, como ponto de partida para a aquisição das imagens, especialmente em testes diagnósticos de uniformidade. Essa escolha favorece o aumento do contato entre transdutor e objeto simulador, reduz a interferência de bolhas de ar e pode potencializar a detecção de não uniformidades sutis, otimizando a sensibilidade do método.

A análise da variação dos ângulos de inclinação evidenciou que aquisições realizadas com ângulos extremos, como 60° e 120°, resultaram em aumentos significativos na covariância das imagens, comprometendo a avaliação da uniformidade. Dessa forma, recomenda-se a adoção do ângulo de 90° como padrão para exames de controle de qualidade, pois essa posição garante maior área de contato entre o transdutor e o OS, reduzindo a formação de bolhas de ar e promovendo uma imagem mais estável.

Ressalta-se que as análises relativas a ângulo e pressão realizadas neste trabalho fornecem indícios do efeito destas variáveis na qualidade das imagens, reforçando a necessidade de estudos adicionais para definição faixas ideais de operação, com medições mais precisas e uso de dispositivos de fixação para garantia da reprodutibilidade dos testes.

Além disso, a análise dos efeitos da variação do ganho evidenciou que, embora esse parâmetro influencie a percepção visual da uniformidade, os ajustes realizados durante a aquisição não foram suficientes para eliminar completamente os artefatos em transdutores não conformes. A detecção das alterações foi confirmada pelos parâmetros quantitativos, especialmente U_{cov} , reforçando sua utilidade na avaliação objetiva da qualidade da imagem.

Do ponto de vista prático, a metodologia proposta apresenta potencial para ser aplicada como ferramenta de triagem técnica em ambientes clínicos com grande número de equipamentos. A

automatização da análise por meio de algoritmos pode viabilizar inspeções iniciais rápidas e padronizadas, otimizando o trabalho de físicos médicos, especialmente em centros com restrição de tempo e recursos humanos. Essa abordagem está alinhada com as diretrizes da IN nº 96 da ANVISA, podendo contribuir para a detecção precoce de falhas e para a manutenção da qualidade das imagens diagnósticas.

Por fim, destaca-se que a utilização de uma amostra maior de transdutores, abrangendo diferentes modelos, marcas e condições de uso, seria fundamental para ampliar a robustez estatística dos resultados obtidos. Com uma base de dados mais ampla, seria possível estabelecer limiares de referência mais precisos para cada métrica avaliada, favorecendo a confiabilidade da análise automatizada e sua futura incorporação à rotina clínica como parte dos protocolos de controle de qualidade em ultrassonografia.

5. Agradecimentos

Agradecemos, em primeiro lugar, ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) e à dedicada equipe de Física Médica e Radioproteção, pelo constante apoio, disponibilidade e incentivo à pesquisa científica. Estendemos nossos agradecimentos à empresa Konex, pelo fornecimento do objeto simulador utilizado no estudo, e ao SIDI, pelo empréstimo de materiais.

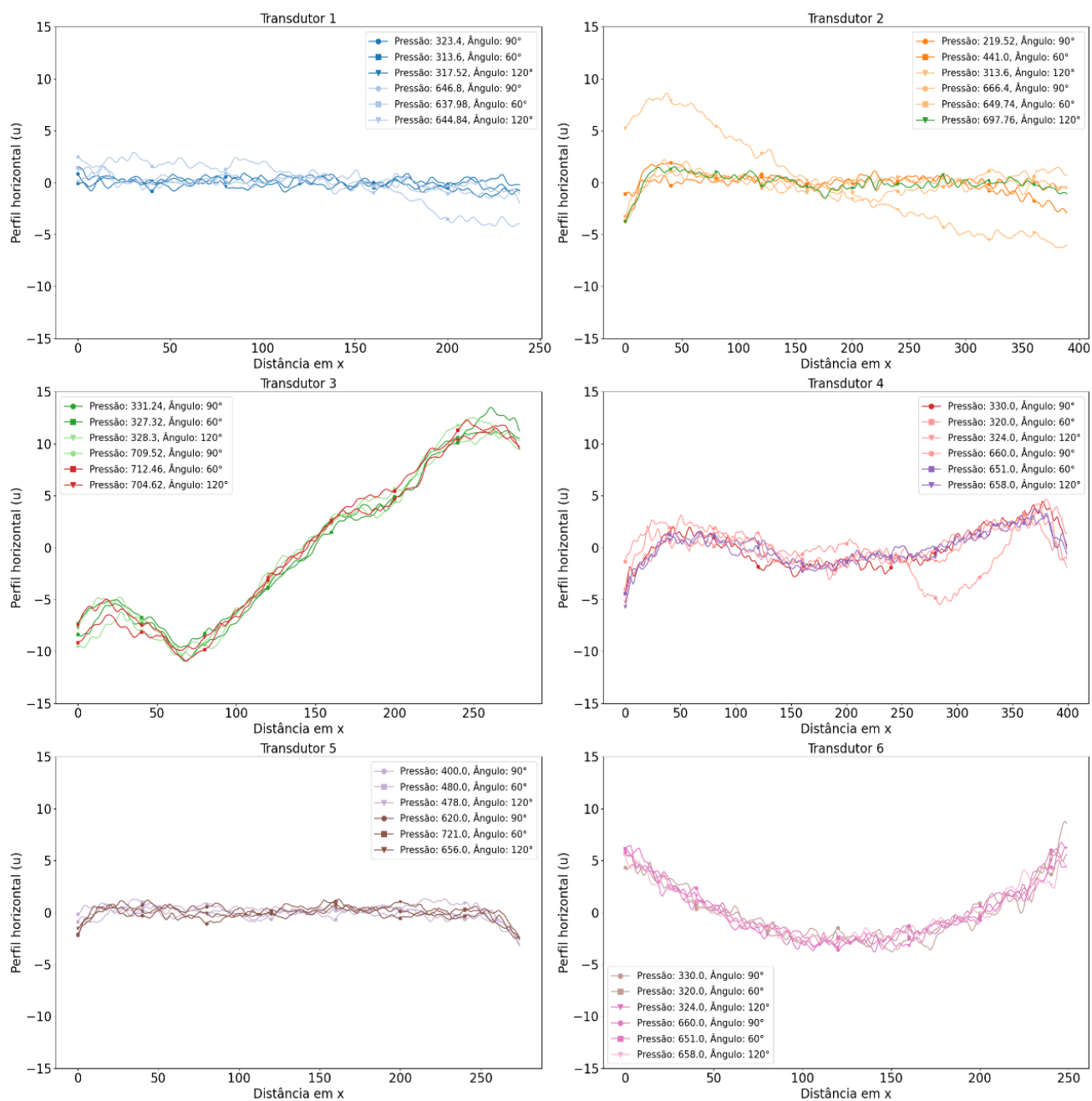
Referências

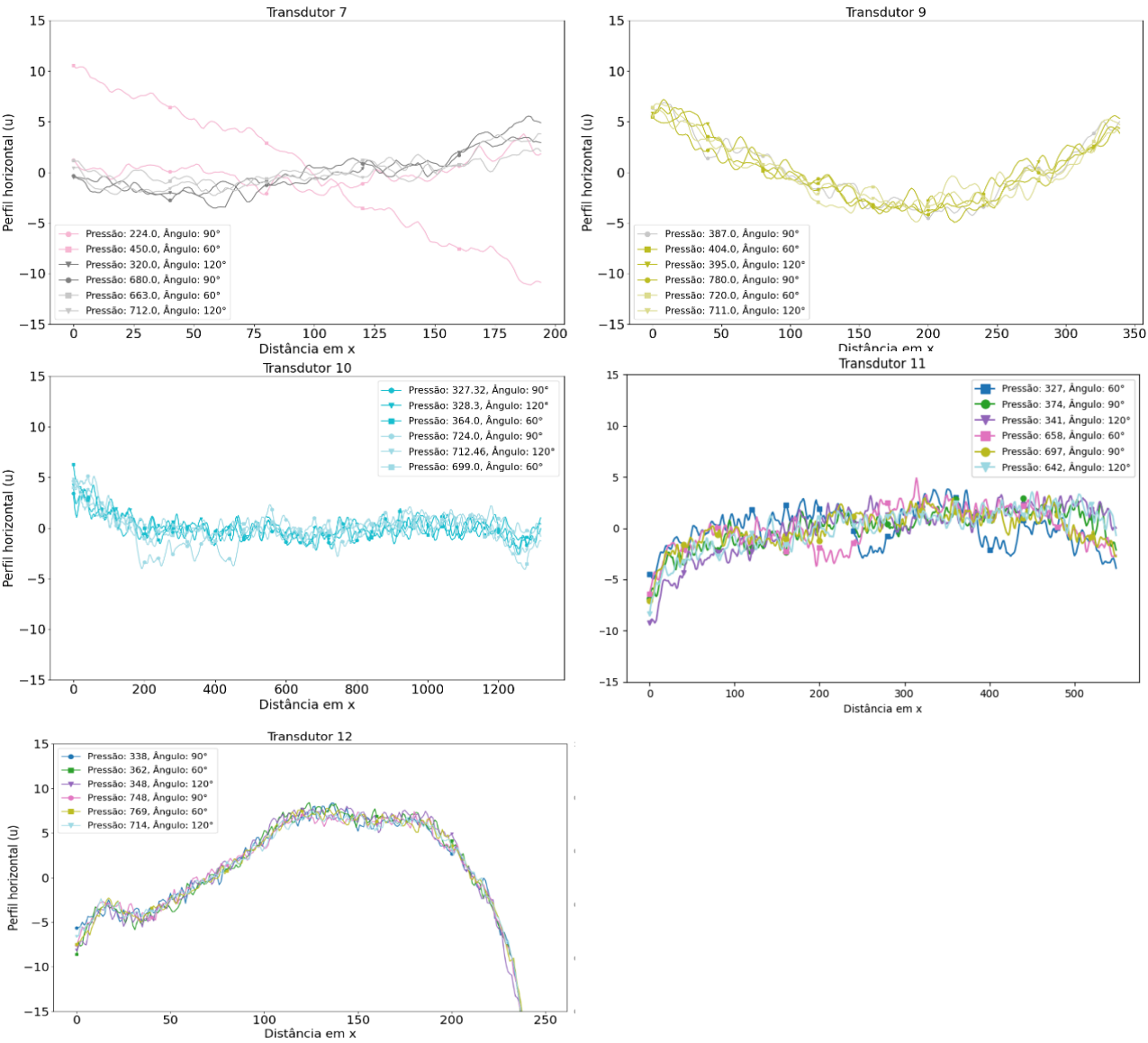
1. Tsapaki V, Tsalafoutas IA, Triantopoulou SS, Triantopoulou C. Development and implementation of a quality control protocol for B-mode ultrasound equipment. *J Ultrasound*. 2022;25(2):155-65. doi:10.1007/s40477-021-00579-7. Acesso em: 10 abr. 2024.
2. Ministério da Saúde (BR). TabNet Win32 3.2: Produção Ambulatorial do SUS - por gestor - Brasil [Internet]. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sia/cnv/qgbr.def>. Acesso em: 24 set. 2024.
3. Ministério da Saúde (BR). TabNet Win32 3.2: Procedimentos hospitalares do SUS - por gestor - Brasil [Internet]. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sih/cnv/qgbr.def>. Acesso em: 24 set. 2024.
4. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BR). Resolução RDC nº 611, de 9 de março de 2022 [Internet]. Imprensa Nacional. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em: 20 set. 2024.
5. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (BR). Instrução Normativa nº 96, de 27 de maio de 2021 [Internet]. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2020/in096_27_05_2021.pdf. Acesso em: 29 out. 2023.
6. Filho S, Carneiro O, Albino LD. Guia de Ultrassom para Controle de Qualidade [Internet]. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4963410/mod_resource/content/0/GuiaOSEBook.pdf. Acesso em: 23 nov. 2023.
7. Goodsitt MM, Carson PL, Witt S, Hykes DL, Kofler JM Jr. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. *Med Phys*. 1998;25(8):1385-406. doi:10.1118/1.598404. Acesso em: 23 out. 2023.
8. CIRS Inc. Ultrasound Image Uniformity Phantom [Internet]. Disponível em: <https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/accreditation-phantom-for-uniformity/>. Acesso em: 24 set. 2024.
9. Hangiandreou NJ, et al. Four-year experience with a clinical ultrasound quality control program. *Ultrasound Med Biol*. 2011;37(8):1350-7. Acesso em: 20 set. 2024.
10. Scorza A, Conforto S, Lupi G, Sciuto SA. A texture analysis approach for objective uniformity evaluation in diagnostic ultrasound imaging: A preliminary study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015;2015:6317-20. doi:10.1109/EMBC.2015.7319837. Acesso em: 14 out. 2024.
11. Horsen P, et al. Automated quality control of ultrasound based on in-air reverberation patterns. *Ultrasound*. 2017;24(4):229-38. Acesso em: 29 out. 2023.
12. Simple Inclinator [Internet]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.syleo.sapps.inclinometer>. Acesso em: 21 jul. 2024.

Contato:

Ester Azeredo da Silva Lima
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre
R. Sarmento Leite, 245 - Centro Histórico, Porto Alegre - RS, 90050-170
esterl@ufcspa.edu.br

APÊNDICE I





APÊNDICE II

Transdutor	Pressão (Pa)	Ângulo (°)	Ganho (dB)	U_{cov}	U_{low}	U_{skew}
1 - Uniforme	323	90	100	0,19751	-0,01513	-0,25668
	314	60	100	0,25877	-0,01867	-0,75516
	318	120	100	0,16733	-0,01334	0,5938
	647	90	100	0,36694	-0,02601	0,10675
	638	60	100	4,78021	-0,05721	-0,68513
	645	120	100	0,39803	-0,0203	-0,34208
2 - Uniforme	220	90	100	0,3805	-0,0623	-2,79099
	441	60	100	0,99449	-0,04892	-0,61853
	314	120	100	21,76833	-0,1283	0,42687
	666	90	100	1,05877	-0,05456	-0,17366
	650	60	100	0,42103	-0,05542	-2,23629
	698	120	100	0,60322	-0,06098	-1,0588
3 – Não uniforme	327	60	90	48,33244	-0,10166	0,3328
	328	120	90	61,87428	-0,13651	0,17368
	331	90	90	59,88316	-0,14723	0,29628
	339	90	87	43,03657	-0,13277	0,37092
	335	90	93	48,15151	-0,10702	0,42767
	332	90	86	44,13499	-0,14044	0,44516
	335	90	94	44,79375	-0,10084	0,43351
	332	90	85	41,17283	-0,13755	0,44346
	332	90	95	46,04463	-0,09778	0,37967
	705	120	90	49,81166	-0,10617	0,22259
	704	90	90	48,66919	-0,10404	0,19299
	704	60	90	60,79376	-0,14459	0,16277
4 – Uniforme	331	90	91	3,41059	-0,04547	0,42753
	320	60	91	5,37127	-0,05733	-0,53238
	324	120	91	2,46791	-0,05359	0,16784
	661	90	91	1,77071	-0,04091	0,15875
	651	60	91	1,95509	-0,04544	0,11578
	658	120	91	2,40776	-0,05845	-0,00341
5 – Uniforme	400	90	83	0,40101	-0,05452	-1,74195
	480	60	83	0,32604	-0,04409	-1,52607
	478	120	83	0,47577	-0,05097	-0,92644
	620	90	83	0,34845	-0,03963	-0,92794
	721	60	83	0,42947	-0,04378	-1,38002
	656	120	83	0,32925	-0,04059	-1,45491
6 – Uniforme	330	90	75	7,6703	-0,06068	0,78199
	320	60	75	6,07023	-0,04994	0,83178
	324	120	75	7,74719	-0,05931	0,67083
	660	90	75	7,45069	-0,0561	0,70437
	651	60	75	6,18787	-0,0515	0,71777
	658	120	75	5,27235	-0,0462	0,6984
7 – Uniforme	224	90	61	1,63480	-0,02571	0,62751
	450	60	61	40,69177	-0,12809	-0,08934
	320	120	61	4,77222	-0,03883	0,96646
	680	90	61	3,15885	-0,03246	0,34604
	663	60	61	1,00988	-0,0256	0,08001
	712	120	61	2,60026	-0,02419	0,88019
9 – Uniforme	387	90	78	9,58881	-0,04931	0,45
	404	60	78	8,81318	-0,04371	0,45417
	395	120	78	10,62176	-0,05429	0,41513
	780	90	78	6,90909	-0,04606	0,54475
	720	60	78	8,71851	-0,04404	0,72328
	711	120	78	7,68983	-0,05338	0,4765
10 – Uniforme	327	90	60	0,95523	-0,01514	0,70342
	328	120	60	1,06682	-0,01513	1,18844

	364	60	60	1,46583	-0,01872	1,63249
	724	90	60	3,30096	-0,02961	0,2101
	712	120	60	1,27377	-0,0196	1,12118
	699	60	60	1,60879	-0,03005	0,05731
11 – Não uniforme	329	90	90	3,29393	-0,19109	-1,11372
	374	120	90	6,15282	-0,26290	-1,48430
	341	60	90	3,42715	-0,15223	-0,18189
	658	90	90	2,77886	-0,20232	-0,96979
	697	120	90	4,01901	-0,23268	-1,10660
	642	60	90	3,93249	-0,18625	-0,26294
	798	90	85	5,30934	-0,23311	-0,54598
	756	90	86	4,53106	-0,18678	-0,55855
	724	90	87	4,21559	-0,16430	-0,50296
	651	90	93	3,89396	-0,13020	-0,69792
	612	90	94	3,94893	-0,11884	-0,52468
	696	90	95	4,02171	-0,09980	-0,56954
12 – Não uniforme	338	90	90	62,41005	-2,26063	-0,69902
	362	60	90	68,06967	-2,11356	-0,69714
	348	120	90	71,16560	-2,06629	-0,71813
	748	90	90	61,11195	-2,27616	-0,68086
	769	60	90	63,47893	-2,21842	-0,69959
	714	120	90	61,03458	-2,30089	-0,68337
	354	90	93	58,70568	-2,03656	-0,62853
	321	90	94	56,67171	-2,09304	-0,60778
	358	90	95	54,64243	-2,00696	-0,58793
	365	90	85	82,77022	-1,61877	-0,82239
	325	90	86	78,53595	-1,79384	-0,79458
	327	90	87	76,14074	-1,98697	-0,76937