



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

ELAINE CRISTINA GODOY ARTUZO

**ESTUDO DE UM MÉTODO AUTOMATIZADO PARA O CÁLCULO DA
PROFUNDIDADE DE VISUALIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE
ULTRASSONOGRAFIA**

Botucatu

2011

ELAINE CRISTINA GODOY ARTUZO

**ESTUDO DE UM MÉTODO AUTOMATIZADO PARA O CÁLCULO DA
PROFUNDIDADE DE VISUALIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS DE
ULTRASSONOGRAFIA**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Leandro Donizeti Ribeiro

Supervisor: Marcos Roberto de Mattos Fontes

Botucatu

2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *SULAMITA SELMA CLEMENTE COLNAGO*

Artuzo, Elaine Cristina Godoy.

Estudo de um método automatizado para o cálculo da profundidade de visualização dos equipamentos de ultrassonografia / Elaine Cristina Godoy
Artuzo. - Botucatu, 2011

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado – Física Médica) – Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2011

Orientador: Leandro Donizeti Ribeiro

Capes: 10501002

1. Ultrassonografia.

Palavras-chave: Controle de qualidade; Método computadorizado; Profundidade de visualização; Ultrassom.

AGRADECIMENTOS

À Deus, pelo Dom da vida e por me abençoar com uma família muito amorosa.

Aos meus pais, Adalgisa e Henrique, por todo amor, carinho, dedicação e incansável paciência comigo. Por me ensinarem tudo o que sei e torcerem sempre por mim. E a minha irmã Aninha, por ser uma companheira e amiga para todas as horas.

Aos minhas avós, por todo amor e todas as orações que fazem por mim. Vocês são meus segundos pais.

À todos meus tios e tias, por toda a torcida pelo meu sucesso e por toda a ajuda que sempre me proporcionaram. Vocês são todos muito especiais para mim.

Ao meu namorado Paulo, por estar sempre ao meu lado nos momentos difíceis e sempre me dando muito apoio e carinho.

A equipe do IEE (Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP), Tânia, Denise, Ricardo, Leandro, Givaldo, Allan, Camila, Mariana, Felipe e Anna, por todo aprendizado que me proporcionaram ao longo deste período de estágio, o que com toda certeza me fez crescer tanto pessoalmente quanto profissionalmente. Em especial, a Dra. Tânia Furquim, por me proporcionar a oportunidade de realizar esse estágio e, juntamente com Leandro Donizeti, me ajudar na realização deste trabalho. E também à minha companheira de estágio Mariana Castriota.

A V Turma de Física Médica da UNESP-Botucatu, pelo árduo caminho trilhado juntos ao longo desses quatro anos. Em especial à minha amiga Marília Lisboa, por me dar o presente da sua amizade e por todas as tardes e noites em que ficamos estudando juntas e dando muitas risadas. E por me proporcionar um segundo lar em Botucatu.

Às minhas companheiras de casa, Ana Carolina, Daniela e Paula por me proporcionarem um lar acolhedor em São Paulo e por fazerem da minha estada o mais agradável e divertido possível.

Ao meu amigo Paulo Fonseca, por sua enorme paciência comigo e por disponibilizar seu tempo para me ajudar na minha luta com meu algoritmo.

Que os nossos esforços desafiem as impossibilidades. Lembraivos que as grandes proezas da historia foram conquistadas daquilo que parecia impossível'.

(Charles Chaplin)

RESUMO

Ultrassom é o termo que descreve as ondas sonoras com frequência superior a faixa de audição humana. O ultrassom utilizado em diagnóstico médico é uma modalidade baseada na utilização da energia sonora e nas propriedades acústicas das diversas partes do corpo para a produção de imagens de tecidos estacionários e em movimento. No entanto, apesar da facilidade de uso e segurança que esta modalidade oferece por não utilizar radiação ionizante, deve-se garantir a acurácia e o bom desempenho do equipamento, o que resulta em diagnósticos mais precisos. Para isso, testes periódicos de controle de qualidade devem ser realizados, os quais incluem: inspeção física e mecânica do equipamento, uniformidade da imagem, profundidade de penetração e visualização, exatidão das distâncias, resolução axial e lateral, zona morta e sensibilidade doppler. Este trabalho tem por objetivo estudar um método computadorizado para o cálculo da profundidade de visualização do ultrassom, comparando-o ao método dependente do observador atualmente utilizado. As imagens foram coletadas durante o controle de qualidade dos equipamentos de ultrassonografia. Os resultados da comparação entre os métodos automatizado e visual não foram conclusivos para seleção da metodologia mais segura para obtenção da profundidade de visualização.

Palavras-chave: controle de qualidade, método computadorizado, profundidade de visualização, ultrassom.

ABSTRACT

Ultrasound is the term that describes the sound waves with higher frequencies than human hearing. Ultrasound used in medical diagnosis is a modality based on the use of sound energy and the acoustic properties of the various parts of the body to produce images of stationary and moving tissues. However, despite the ease of use and security that this modality offers for not using ionizing radiation, one should ensure the accuracy and optimum performance of the equipment, which results in precise diagnoses. To accomplish that, periodic quality control tests must be performed, which include: physical and mechanical inspection of the equipment, image uniformity, depth of penetration/visualization, accuracy of distances, axial and lateral resolution, dead zone and doppler sensitivity. This work intends to study a computerized method for calculating the depth of penetration of ultrasound, comparing it to the observer-dependent method currently used. The images were collected during the quality control tests of ultrasound equipment. The results of the comparison between the visual and computerized methods were not conclusive for selecting the safest methodology for obtaining the depth of visualization.

Keywords: quality control, computerized method, depth of visualization, ultrasound.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	OBJETIVOS	10
3	FUNDAMENTOS FÍSICOS	10
3.1	O equipamento de ultrassonografia	10
3.2	Características do som	11
3.4	Os transdutores	15
3.5	Formação da imagem de ultrassom	16
3.6	Qualidade da imagem de ultrassom	17
3.7	Profundidade de Visualização do Equipamento de Ultrassom	18
4	MATERIAIS E MÉTODOS	19
4.1	O Algoritmo	20
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	22
6	CONCLUSÃO	28
7	APÊNDICE	29
8	REFERÊNCIAS	37

1 INTRODUÇÃO

Historicamente, a aplicação do ultrassom (US) na aquisição de imagens médicas data de mais de 50 anos, pouco depois do final da Segunda Guerra Mundial. A partir de então, o ultrassom passou a ser um dos sistemas de imagens médicas com finalidades de diagnóstico mais utilizado em virtude da sua segurança e facilidade de uso^{1,2}. Avanços nos métodos de aquisição e processamento dos dados, e no projeto do equipamento também fizeram com que o uso do ultrassom na radiologia diagnóstica e em outras áreas da medicina crescesse².

A Ultrassonografia é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais versátil e com excelente relação custo benefício. Além disso, possui extrema importância por ser um método não invasivo ou minimamente invasivo, que não utiliza radiação ionizante e no qual a aquisição das imagens é realizada praticamente em tempo real, permitindo o estudo do movimento de estruturas corporais.

No entanto, para que essa tecnologia possa oferecer um diagnóstico seguro, é necessária a implementação de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ). Um PGQ efetivo visa o alcance e a manutenção da informação com qualidade adequada para finalidades de diagnóstico médico, além da máxima contenção de gastos através da minimização de recursos e tempo. O PGQ envolve a contínua avaliação da efetividade e da adequação dos métodos de controle de qualidade, devendo ser frequentemente revisados e reajustados³. Além disso, envolve manutenção preventiva, calibração de equipamentos, testes de aceitação de novos equipamentos, educação permanente dos usuários⁴.

As técnicas de controle de qualidade envolvem testes físicos e a monitoração do desempenho funcional do equipamento de forma a determinar se ações corretivas são necessárias. Muitos protocolos contendo métodos de testes para ultrassom foram publicados, incluindo averiguações de variadas complexidades, desde inspeção física e mecânica do equipamento até testes mais avançados como avaliação da profundidade de visualização e resolução axial e lateral⁵.

Contudo, esses testes são limitados devido à tendência à subjetividade. Em alguns dos testes realizam-se medições visuais, as quais na maioria das vezes são

tendenciosas, o que confere aos resultados das análises pouca precisão⁶. Este é o caso do teste de profundidade de visualização, o qual é realizado através de análise visual, conferindo pouca precisão aos resultados obtidos. Uma avaliação automatizada garantiria maior confiabilidade, o que por sua vez confere maior segurança ao diagnóstico médico.

2 OBJETIVOS

Este trabalho tem por objetivo o estudo e desenvolvimento de um método computadorizado para o cálculo da profundidade de visualização, o qual se dá através da análise, por um algoritmo, das imagens obtidas durante os testes de controle de qualidade de equipamentos de ultrassom. A partir deste sistema automatizado, espera-se que a análise da sensibilidade destes equipamentos seja menos subjetiva em comparação com a análise realizada visualmente. Dessa maneira, pode-se garantir maior qualidade e precisão aos sistemas de ultrassom avaliados e, conseqüentemente, maior confiabilidade no diagnóstico médico.

3 FUNDAMENTOS FÍSICOS

3.1 O equipamento de ultrassonografia

O primeiro sistema de ultrassom com finalidades médicas foi construído entre 1948 e 1949 por Douglas Howry e W. Roderic Bliss. Este sistema produzia imagens em preto e branco e sem graduações. Apenas no ano de 1971 houve a introdução da escala de cinza nas imagens, nas quais diferentes níveis de intensidade de ecos eram representados por variadas tonalidades de cinza na tela. A partir de então a tecnologia do ultrassom sofreu um grande impulso, tornando-se uma das principais ferramentas de diagnóstico⁷.

A unidade básica de ultrassom, representada na Figura 1, possui os seguintes componentes:

- Transdutor: sonda através da qual ondas sonoras são enviadas e os ecos recebidos;

- Unidade de processamento central (CPU): computador que realiza todos os cálculos e contém as fontes de energia elétrica para si e para o transdutor;
- Mostrador: exibe a imagem dos dados do ultrassom processados pela CPU;
- Teclado/cursor: introduz os dados e faz medições a partir do mostrador;
- Dispositivo de armazenamento (rígido, flexível, CD): armazena as imagens obtidas durante o exame;
- Controles de pulsos do transdutor: controles que alteram a amplitude, a frequência e a duração dos pulsos emitidos pelo transdutor;



Figura 1: Ilustração de um equipamento de ultrassom⁸.

3.2 Características do som

As ondas sonoras são criadas através da propagação de energia mecânica através de um meio elástico, pela compressão e rarefação das partículas que o compõem^{2,9}. E a velocidade do som depende da natureza do meio, que consiste dos diferentes tipos de tecidos pelo qual a onda sonora estará atravessando¹⁰.

Pulsos de ultrassom são transmitidos através de líquidos como ondas longitudinais, o que significa que as partículas do meio que são perturbadas se movem paralelamente à direção de propagação da onda. As moléculas do líquido condutor se movem para frente e para trás, produzindo bandas de compressão e rarefação. Um ciclo é a repetição desse movimento para frente e para trás, como mostrado na Figura 2¹⁰.

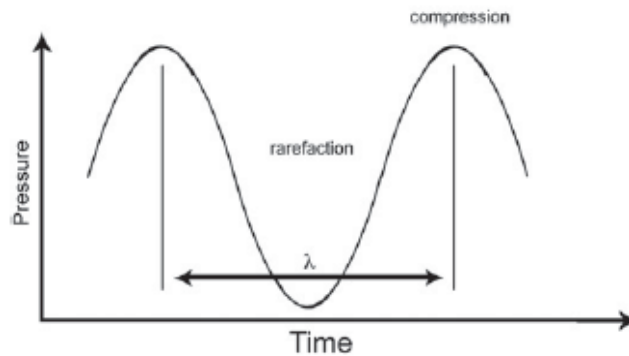


Figura 2: A energia do ultrassom é gerada pelo deslocamento mecânico em um meio compressível. A propagação da energia é mostrada como uma função do tempo, resultando em áreas de compressão e rarefação com variações correspondentes na pressão de amplitude⁹.

O comprimento de onda (λ) e a frequência (f) são duas propriedades fundamentais usadas na descrição de uma onda. O comprimento de onda do ultrassom é a distância entre compressões e rarefações. Já a frequência, expressa em ciclos/segundo ou Hertz (Hz), é o número de vezes que a onda oscila em um ciclo a cada segundo⁹. Frequências compreendidas no intervalo de 20 Hz a 20 KHz correspondem aos sons audíveis, enquanto as frequências superiores a 20 KHz são os ultrassons, os quais são ondas com a mesma natureza das sonoras, embora não audíveis¹¹.

A velocidade de transmissão do som para os tecidos é independente da frequência, dependendo principalmente das propriedades físicas do meio transmissor. O som é transmitido mais rapidamente nos sólidos, mais lentamente nos gases e com velocidade intermediária nos líquidos. Nos tecidos corpóreos, o som se transmite com aproximadamente a mesma velocidade, 1540 m/s, pois todos os tecidos, com exceção dos ossos, se comportam como líquidos¹⁰. A relação entre velocidade do som e comprimento de onda é dada pela Equação 1:

$$v = \lambda f \quad \text{Equação 1}$$

em que v é a velocidade do som em metros/segundo, λ é o comprimento de onda em metros e f é a frequência em Hertz (Hz).

3.3 Interações do ultrassom com a matéria

Conforme um pulso de ultrassom viaja através do tecido humano, ele interage de várias maneiras diferentes. Algumas dessas interações são necessárias para formar uma imagem de ultrassom, enquanto outras absorvem grande parte da energia ou produzem artefatos e são geralmente indesejáveis nos exames diagnósticos. A capacidade de realizar e interpretar os resultados de um exame de ultrassom depende de uma compreensão profunda destas interações.

As interações do ultrassom são determinadas pelas propriedades acústicas da matéria. Entre as interações estão: reflexão, refração, espalhamento e absorção.

A imagem de ultrassom é produzida pela parte refletida do feixe de ultrassom, enquanto que a porção transmitida não contribui em nada para a formação da imagem. No entanto, a transmissão deve ser forte o suficiente para a produção de ecos em tecidos mais profundos¹⁰.

Quando um feixe incidente de ultrassom é perpendicular ao contorno do tecido, a porção refletida do feixe (um eco) retorna diretamente na direção da fonte e a parte transmitida do feixe continua na direção inicial. A reflexão ocorre na interface entre dois tecidos distintos onde existe diferença de impedância acústica de materiais adjacentes².

A impedância acústica, cuja unidade no SI é $\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$, está relacionada com a densidade e propriedades elásticas do material e pode ser expressa como o produto da velocidade, v , e a densidade, ρ , dadas pela Equação 2:

$$Z = \rho \cdot v$$

Equação 2

O brilho de uma estrutura em uma imagem de ultrassom depende da força da reflexão, ou eco. Este, por sua vez, depende de quanto os dois materiais diferem em termos de impedância acústica. Na maioria das interfaces dos tecidos moles, apenas uma pequena fração do pulso é refletida. Portanto, o processo de reflexão produz ecos relativamente fracos. Em interfaces entre tecidos moles e materiais como ossos e gás, reflexos fortes são produzidos.

A porcentagem de feixe refletido também é determinada pelo ângulo de incidência entre o feixe e a superfície refletora. Quanto maior o ângulo de incidência, menor a quantidade de som refletido. No ultrassom médico, o mesmo transdutor é tanto transmissor quanto receptor e quase nenhum som será detectado se o ultrassom atingir a superfície do paciente com um ângulo maior de 3° da perpendicular.

A refração descreve a mudança na direção da energia de ultrassom transmitida na interface de dois tecidos quando o feixe não é perpendicular ao contorno. A frequência do ultrassom não é alterada quando o feixe se propaga no próximo tecido, no entanto, o comprimento de onda é alterado para se adaptar à nova velocidade do segundo meio^{2,10}. A Lei de Snell define essa mudança de direção:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{V_1}{V_2} \quad \text{Equação 3}$$

em que θ_1 é o ângulo de incidência, θ_2 é o ângulo de transmissão, V_1 é a velocidade do som para o meio incidente e V_2 é a velocidade do som para o meio transmissor.

O espalhamento ocorre através da reflexão e da refração. Isso se dá geralmente através de pequenas partículas do tecido, causando a difusão do feixe em várias direções, e dando início à textura característica e à escala de cinza na imagem acústica.

A absorção é o processo no qual a energia acústica é convertida em energia térmica, sendo o resultado de forças de fricção que se opõem ao movimento das partículas no meio^{2,10}

A atenuação que o feixe de ultrassom sofre conforme se propaga pelo meio é causada pela absorção e pelo espalhamento (reflexão e dispersão) do som, uma vez que o meio de propagação não é um condutor perfeito e então há perda de energia. Dessa forma, em meios reais a intensidade média do feixe é reduzida de forma exponencial como função da distância de propagação^{2,10}.

3.4 Os transdutores

O interesse principal do ultrassom é a detecção dos ecos refletidos das interfaces distintas do corpo. O transdutor é o dispositivo responsável pela geração do feixe de ultrassom e pela detecção do eco através da conversão de sinal elétrico em energia ultrassônica transmissível aos tecidos corpóreos e na conversão de energia ultrassônica refletida dos tecidos em sinal elétrico^{10,12}. Essa conversão é realizada através dos materiais piezoelétricos, os quais se localizam próximo à parte frontal do transdutor.

A geração do ultrassom se dá através de vibrações de um cristal de quartzo provocadas pelo chamado *efeito piezoelétrico*: um campo elétrico, aplicado a determinados cristais causa uma deformação mecânica. Deste modo, ao se aplicar um campo elétrico alternado de alta frequência produz-se uma vibração nessa frequência¹¹.

A escolha do tipo de transdutor durante a realização do exame de US está diretamente vinculada ao tipo de imagem que se deseja obter. Existem diferentes tipos e formas de transdutores, sendo que os mais utilizados atualmente são o convexo e o linear (Figura 3).



Figura 3: Ilustração de modelos de transdutores. A) transdutor linear¹³ e B) transdutor convexo¹⁴.

Nos transdutores convexos, o elemento piezoelétrico fica disposto em forma de arco, o que possibilita um grande campo de visão a partir de uma pequena área de contato. Já nos transdutores lineares, o elemento piezoelétrico fica disposto em uma linha reta, sendo este tipo de transdutor mais comumente utilizado para imagens do

tecido mamário superficial, tireóide, testículos, e as artérias e veias periféricas. Eles normalmente usam frequências na faixa 3-16 MHz, dependendo da aplicação.

3.5 Formação da imagem de ultrassom

A imagem de ultrassom baseia-se na técnica de pulso-eco, sendo uma representação eletrônica de dados, os quais são exibidos em um monitor de televisão. Estes são gerados a partir de informações sobre as posições das interfaces dentro do corpo, que atuam como espalhadores ou refletores.

Nos equipamentos de ultrassom, um transmissor produz um trem de pulsos elétricos de alta frequência. O transdutor, por sua vez, transforma o sinal elétrico em breves pulsos de vibrações mecânicas de aproximadamente mesma forma de onda e, quando acusticamente acoplado ao corpo do paciente, permite que os pulsos de ultrassom entrem e se propaguem através do mesmo. Deve-se ressaltar que a aplicação do gel sobre o transdutor durante os exames de ultrassonografia ocorre devido à grande diferença de impedância acústica entre o ar, no qual está o transdutor, e a superfície do tecido. Desse modo, é necessário o “casamento” destas impedâncias para que haja uma maior penetração das ondas no tecido, ou seja, para que não ocorra reflexão do pulso na superfície do tecido, evitando desta forma um comprometimento da imagem.

Parte dos pulsos, conhecidos como ecos, são refletidos pelas interfaces do corpo e retornam ao transdutor, onde são transformados em sinais elétricos. Estes sinais são processados em um receptor e enviados a um computador, onde é feita a análise e as amplitudes dos vários ecos. Assim, a imagem é formada pelo mapeamento espacial da intensidade dos ecos produzidos em uma fatia do corpo.

As imagens digitais formadas possuem diversos tipos de ruído, tais como ruído aleatório, ruído gaussiano, ruído multiplicativo, ruído quântico e ruído de frequência. Existe também um artefato intrínseco chamado "speckle", o qual é o resultado da soma coerente construtiva e destrutiva de ecos de ultrassom. O ruído é a textura granulada aleatória que obscurece a anatomia nas imagens, sendo criado por meio de uma interferência complexa nos ecos do ultrassom, feito por refletos espaçados próximos ao

limite de resolução do sistema. Este tipo de artefato degrada a resolução espacial e o contraste, bem como obscurece a anatomia subjacente.

O ruído aleatório pode aparecer quando o sensor que capta a imagem está saturado e o valor do pixel se mostra alto ou quando o sinal é perdido e o pixel apresenta um valor baixo. Neste caso, a imagem possui os valores dos pixels muito alto ou muito baixo. Por outro lado, o ruído Gaussiano apresenta pouca variação na imagem por razões tais como o ganho diferentes de sensores, erros de quantização em digitalização, etc. Ruído multiplicativo é o resultado da multiplicação de dois sinais. Já o ruído quântico é o resultado da interação do fluxo de fótons do feixe com o material sensível dos detectores. Por fim, o ruído de frequência é caracterizado pela interferência de um sinal o qual se junta à imagem em uma determinada frequência. Em todos os casos, o ruído sempre implica uma mudança brusca no nível de intensidade de uma imagem; assim, o ruído é considerado um componente de alta frequência de uma imagem¹⁵.

3.6 Qualidade da imagem de ultrassom

A boa qualidade da imagem do ultrassom é imprescindível para a garantia de um diagnóstico preciso. Dessa forma, relaciona-se com a capacidade que o equipamento possui de representar o mais verdadeiramente possível a anatomia das estruturas a serem examinadas¹⁶.

A qualidade da imagem depende de alguns fatores tais como: características de projeto do equipamento de ultrassom, habilidade do operador em posicionar o transdutor e seleção das inúmeras variáveis do equipamento (frequência do transdutor, intensidade, ganho, entre outros). Medições da qualidade da imagem incluem resolução espacial, uniformidade da imagem e características de ruído².

A resolução espacial do ultrassom possui componentes nas direções axial, lateral e elevacional. A resolução espacial axial de um sistema de ultrassom é a sua capacidade de representar separadamente objetos que estão arranjados em série ao longo do eixo do feixe. Isso ocorre se o comprimento espacial do feixe de ultrassom é menor que o dobro da distância que separa os dois objetos.

A resolução lateral descreve a capacidade do sistema de ultrassom de discriminar claramente estruturas pouco espaçadas que estão posicionadas na mesma profundidade ao longo de uma linha perpendicular ao eixo do feixe. Esse parâmetro é melhorado utilizando-se feixes mais estreito, sendo ótimo somente na zona focal^{5,16}.

Além disso, outro fator importante na qualidade da imagem é a razão sinal-ruído (RSR), a qual representa a relação entre o sinal e o ruído em uma imagem. A intensidade do sinal e do ruído na imagem são importantes sozinhos, no entanto a relação entre eles representa o maior indicador de qualidade da imagem uma vez que com o decréscimo do ruído e conseqüentemente o aumento da RSR, a detecção de objetos aumenta rapidamente. A RSR é dada pela equação 4:

$$RSR = \frac{Sinal}{Ruído} \quad \text{Equação 4}$$

em que *Sinal* é a média dos valores dos pixels de uma região de interesse e o *Ruído* é o desvio padrão do sinal.

3.7 Profundidade de Visualização do Equipamento de Ultrassom

A profundidade de visualização, também conhecida como profundidade de penetração, é um parâmetro de extrema importância que caracteriza a sensibilidade, sendo convencionalmente definida como a máxima profundidade na qual a textura de fundo do objeto analisado quase não pode ser definida com segurança. A sensibilidade do equipamento refere-se ao mais fraco eco de sinal que pode ser detectado e exibido com clareza suficiente para ser discernível na imagem¹⁷.

Para propósitos práticos, a profundidade de penetração pode ser avaliada como a profundidade para além da qual os pontos de ultrassom obtidos nas imagens do objeto simulador de tecido não podem mais ser visualizadas e diferenciadas do ruído de fundo. Contudo, tipicamente, a avaliação da profundidade é feita visualmente, o que confere pouca precisão às medições e, conseqüentemente, grandes erros aos resultados devido à subjetividade.

A profundidade máxima de penetração é limitada por diversos fatores tais como frequência do transdutor, ganho, profundidade focal, ruído entre outros. Variações na mesma ao longo do tempo podem ser indicadores de degradação no desempenho do sistema, o que realça a importância do rigoroso e frequente controle de qualidade destes equipamentos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O método automatizado proposto visa o cálculo da profundidade de visualização dos equipamentos de ultrassonografia. A profundidade de visualização é o parâmetro de que caracteriza a sensibilidade e, para propósitos práticos, pode ser avaliada como a profundidade para além da qual os pontos de ultrassom obtidos nas imagens do objeto simulador de tecido não podem mais ser visualizadas e diferenciadas do ruído de fundo.

Para a medição deste parâmetro, foi elaborado um algoritmo que, a partir da introdução de um par de imagens I_1 e I_2 , calcula a máxima profundidade que o equipamento em teste consegue visualizar. Este algoritmo foi desenvolvido utilizando-se o software MATLAB (MATrix LABoratory)^{18, 19}.

As imagens analisadas no algoritmo quanto à profundidade de visualização foram obtidas durante o controle de qualidade realizado em diversos equipamentos de ultrassonografia de diferentes marcas. Para a determinação deste parâmetro, duas imagens de uma área homogênea do objeto simulador eram coletadas em seqüência o mais rapidamente possível com ambos transdutores linear e convexo.

O objeto simulador é um dispositivo que permite a avaliação dos indicadores e parâmetros relevantes para a obtenção de uma imagem de ultrassom de boa qualidade. Para a coleta das imagens utilizadas neste trabalho utilizou-se o objeto simulador equivalente a tecido mostrado na Figura 4.



Figura 4: Objeto simulador para ultrassom Multipurpose Tissue/ Cyst Ultrasound Phantoms 84-317 and 84-317-7000 fabricado pela Nuclear Associates.

4.1 O Algoritmo

Para que o algoritmo possa ser executado deve-se adquirir, durante os testes de controle de qualidade, duas imagens I_1 e I_2 do objeto simulador rapidamente uma seguida da outra. Adota-se que a soma das imagens, I_1+I_2 , seja igual ao ruído eletrônico mais sinal, enquanto que a subtração das imagens, I_1-I_2 , resulte somente em ruído. Desse modo temos que:

$$Sinal(d) = \frac{1}{2} \sqrt{\sigma^2_{I_1+I_2}(d) - \sigma^2_{I_1-I_2}(d)} \quad \text{Equação 5}$$

$$Ruído(d) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sigma_{I_1-I_2}(d) \quad \text{Equação 6}^5$$

Inicialmente, o algoritmo realiza a leitura das duas imagens, as quais foram adquiridas com o menor intervalo de tempo possível, e pede que se selecione se as imagens são do tipo linear ou convexo. Isso ocorre uma vez que cada tipo de imagem está vinculada a um valor de profundidade de visualização ideal. Por sua vez, essa profundidade está vinculada a um valor de limite de razão sinal-ruído. As imagens lineares possuem limite de RSR de seis, enquanto que as imagens convexas possuem limite de sete.

Então, a partir da escala mostrada na imagem, seleciona-se o primeiro e o último ponto da mesma para o cálculo do tamanho do pixel. Em seguida, as imagens são cortadas para eliminar a diminuição do sinal nas bordas, como mostra as Figuras 5 e 6.

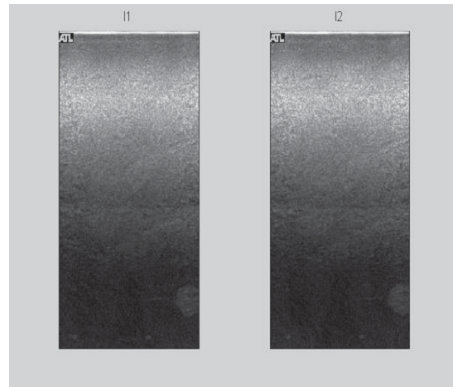


Figura 5: Imagens I_1 e I_2 obtidas com um transdutor linear exibidas pelo algoritmo após o corte das bordas.

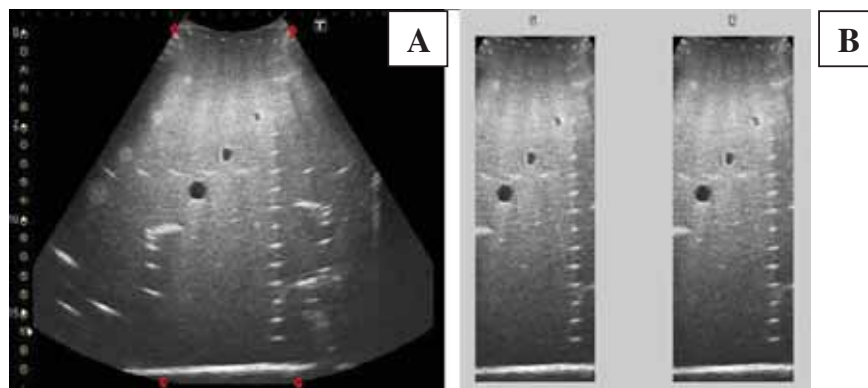


Figura 6: A) Imagem original do transdutor convexo. B) Par de imagens após corte retangular.

Posteriormente, os valores dos pixels na escala de cinza das partes restantes da imagem são estocados em matriz bi-dimensional para cálculos e um filtro é aplicado à imagem para tirar um pouco do excesso de ruído.

O sinal (Equação 5) e o ruído (Equação 6) são calculados e os resultados da razão sinal-ruído são guardados em uma matriz conjuntamente com suas respectivas profundidades. A curva da razão sinal-ruído versus profundidade é dividida em

pequenas seções de aproximadamente um centímetro e ajustada com um polinômio de grau 2. Assim, pode-se encontrar a profundidade de penetração no ponto em que a curva da razão sinal-ruído intercepta um limite para essa razão.

As imagens de cada equipamento foram inseridas três vezes no algoritmo para verificar a reprodutibilidade do mesmo. Além disso, três profissionais treinados para análise do teste de profundidade de visualização foram escalados para determinar a profundidade de cada equipamento para posterior comparação entre a análise visual e automatizada.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo da profundidade de visualização utilizando o método computadorizado baseado no algoritmo foi dividido entre os dois tipos de transdutores: linear e convexo.

Em ambos os formatos de transdutores, para o cálculo da profundidade de visualização, foi necessário estabelecer um valor de limite de razão sinal-ruído. Essa escolha demandou cuidado uma vez que um valor limite inadequado poderia resultar em insensibilidade do algoritmo. Desse modo, foram adotados valores limites que coincidiam com o nível médio de RSR correspondentes às avaliações visuais da máxima profundidade de visualização. Para os transdutores lineares, esse valor foi de seis enquanto que para os transdutores convexos esse valor foi de sete.

A fim de analisar a reprodutibilidade das medidas, estas foram realizadas três vezes para cada equipamento e a média e o desvio padrão estão representados nas Tabelas 1 e 2. E, para fins comparativos, os resultados das profundidades calculados com o algoritmo foram comparados com profundidades encontradas visualmente por três profissionais capacitados. Essa comparação está demonstrada nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 1: Valores das medidas de profundidade obtidas com o algoritmo e a média das mesmas com desvio padrão para o transdutor linear.

Equipamento	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média ± DP
US 1	4,87	4,87	4,87	4,87 ± 0,00
US 2	2,29	2,29	2,38	2,32 ± 0,04
US 3	4,23	4,50	4,23	4,32 ± 0,13
US 4	9,69	9,82	9,69	9,73 ± 0,06
US 5	9,59	9,70	9,61	9,63 ± 0,05
US 6	9,77	9,82	9,78	9,79 ± 0,02
US 7	10,26	10,31	10,33	10,30 ± 0,03
US 8	10,19	10,48	10,35	10,34 ± 0,12
US 9	10,31	10,56	10,47	10,45 ± 0,10
US 10	-	-	-	-
US 11	10,52	10,90	10,52	10,65 ± 0,18
US 12	-	-	-	-
US 13	-	-	-	-
US 14	4,84	4,82	4,68	4,78 ± 0,07
US 15	5,20	5,05	5,20	5,15 ± 0,07
US 16	5,35	4,60	4,58	4,84 ± 0,36
US 17	3,96	3,12	3,12	3,40 ± 0,39

Na Tabela 1 observou-se que os valores das três medidas de profundidade de cada equipamento analisado se mantiveram bem próximos e os desvios padrão entre as mesmas foram bem baixos, o que demonstrou que, para esse tipo de transdutor, o algoritmo é reproduzível.

Entretanto, para alguns equipamentos, não foi possível encontrar valores de profundidade. Isso ocorre pois, por algum motivo, toda curva do ajuste da razão sinal-ruído em uma curva polinomial de grau 2 fica acima ou abaixo do valor limite estabelecido. Essa é uma falha do algoritmo e, nos casos em que isso acontece, o programa sempre atribui à profundidade o valor de um milímetro. A Figura 6 ilustra o gráfico da razão sinal-ruído versus profundidade no qual não foi possível encontrar a máxima profundidade de visualização do equipamento de ultrassom analisado.

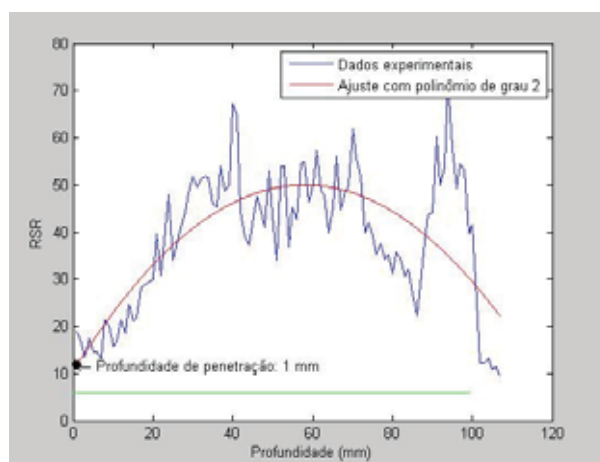


Figura 7: Gráfico da *RSR x Profundidade* no qual não houve o encontro do limite com a curva de ajuste da *RSR* com o polinômio de grau 2.

Tabela 2: Valores das medidas de profundidade obtidas com o algoritmo e a média das mesmas com desvio padrão para transdutor convexo.

Equipamento	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Média ± DP
US 1	14,60	14,13	14,02	14,25 ± 0,25
US 2	16,00	15,90	15,90	15,93 ± 0,05
US 3	13,35	14,17	14,22	13,91 ± 0,40
US 4	18,39	18,76	18,51	18,55 ± 0,15
US 5	18,27	18,60	18,72	18,53 ± 0,19
US 6	18,27	18,53	18,70	18,50 ± 0,18
US 7	18,56	18,62	19,09	18,76 ± 0,24
US 8	17,98	18,18	18,44	18,20 ± 0,19
US 9	18,30	18,26	18,81	18,46 ± 0,25
US 10	18,39	18,35	17,88	18,21 ± 0,23

Na Tabela 2 também se observou que as medidas de profundidade encontradas com o algoritmo foram próximas, o que garantiu pequenos desvios padrão e, por sua vez, comprovou a reprodutibilidade do algoritmo para medições de profundidade com transdutores convexos.

Tabela 3: Resultados das medidas de profundidade obtidas através de análise visual por três examinadores com erro relativo entre a média das mesmas e o valor obtido com o algoritmo para transdutores lineares.

Equipamento	Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Média	Desvio Padrão	Algoritmo	Erro relativo	Erro Relativo (%)
US 1	5,41	5,09	5,46	5,32	0,20	4,87	-0,45	-9,24
US 2	5,59	4,43	4,83	4,95	0,59	2,32	-2,63	-113,36
US 3	5,51	5,08	5,47	5,35	0,24	4,32	-1,03	-23,92
US 4	6,51	5,32	6,29	6,04	0,63	9,73	3,69	37,92
US 5	6,6	5,54	6,76	6,30	0,66	9,63	3,33	34,58
US 6	5,76	5,01	6,55	5,77	0,77	9,79	4,02	41,03
US 7	6,69	5,3	6,56	6,18	0,77	10,3	4,12	39,97
US 8	4,89	4,56	4,33	4,59	0,28	10,34	5,75	55,58
US 9	5,66	4,41	6,96	5,04	0,88	10,45	5,42	51,82
US 10	5,36	4,89	6,98	5,74	1,10	-	-	-
US 11	5,51	5,01	7,56	6,03	1,35	10,65	4,62	43,41
US 12	5,66	4,6	6,92	5,73	1,16	-	-	-
US 13	5,38	4,63	7,07	5,69	1,25	-	-	-
US 14	4,69	4,43	4,51	4,54	0,13	4,78	0,24	4,95
US 15	5,31	3,7	4,52	4,51	0,81	5,15	0,64	12,43
US 16	4,73	3,51	3,98	4,07	0,62	4,84	0,77	15,84
US 17	4,46	5,27	3,98	4,57	0,65	3,4	-1,17	-34,41

Através da análise dos dados apresentados acima foi possível observar que os valores de profundidade de visualização obtidos visualmente pelos examinadores não apresentaram grande variação entre si, o que resultou em desvios padrão baixos. Por outro lado, quando as profundidades foram comparadas com as encontradas pelo método automatizado, houve grande discrepância entre os resultados, gerando erros percentuais altos.

Em três dos equipamentos descritos acima não foi possível alcançar um valor de profundidade, em virtude do não encontro entre a curva de ajuste com o limite. Desse modo não foi possível a comparação com os valores de análise visual.

Tabela 4: Resultados das medidas de profundidade obtidas através de análise visual por três examinadores com erro relativo entre a média das mesmas e o valor obtido com o algoritmo para transdutores convexos.

Equipamento	Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Média	Desvio Padrão	Algoritmo	Erro Absoluto	Erro Relativo (%)
US 1	14,31	14,36	11,97	13,55	1,37	14,25	0,70	4,94
US 2	15,89	14,29	10,96	13,71	2,52	15,93	2,22	13,92
US 3	14,20	14,75	15,93	14,96	0,88	13,91	-1,05	-7,55
US 4	15,58	14,68	14,38	14,88	0,62	18,55	3,67	19,78
US 5	15,88	15,37	14,03	15,09	0,96	18,53	3,44	18,55
US 6	13,60	13,58	15,45	14,21	1,07	18,5	4,29	23,19
US 7	14,35	13,65	15,00	14,33	0,68	18,76	4,43	23,60
US 8	13,82	14,89	13,66	14,12	0,67	18,20	4,08	22,40
US 9	14,42	14,68	14,65	14,58	0,14	18,46	3,88	21,00
US 10	14,05	15,03	14,33	14,47	0,50	18,21	3,74	20,54

Na Tabela 4, observou-se que os valores de profundidade para transdutores convexos encontrados através de observação visual também apresentou pequeno desvio padrão entre as medidas dos três examinadores. Já quando comparadas com os valores obtidos pelo método automatizado, os erros foram menores que os encontrados com os transdutores lineares.

A análise visual realizada pelos profissionais foi feita com imagens estáticas e não com imagens reais visualizadas durante o procedimento dos testes de controle de qualidade dos equipamentos. Desse modo, esta avaliação fica prejudicada uma vez que na imagem real, através do movimento do transdutor, é possível distinguir mais facilmente as áreas com sinal e ruído das áreas onde há somente ruído eletrônico.

Um fator importante que deve ser levado em consideração é que as imagens a ser analisadas deveriam ser de áreas do objeto simulador o mais uniforme possível. Isso significa que seria preferível que as imagens não possuíssem estruturas ou possuíssem o menor número possível, uma vez que essas contribuem com sinal, e isso, por sua vez, interfere no cálculo da razão sinal-ruído. Entretanto, a obtenção de imagens totalmente uniformes nem sempre foi possível de ser alcançado, principalmente no transdutor convexo, já que sua amplitude de visualização é muito grande.

Para o cálculo da profundidade de penetração nos transdutores convexas, o algoritmo não consegue realizar o corte das imagens adequando-se formato das mesmas. A ferramenta de corte do programa age somente na vertical e horizontal, de forma que para as imagens lineares não houve problemas, enquanto que para as convexas tiveram que ser cortadas em formato retangular também.

Para as imagens dos transdutores lineares, a máxima profundidade de visualização deveria ficar por volta de seis centímetros, enquanto que nas imagens dos transdutores convexas esse valor deveria ser de aproximadamente dezesseis. Ao analisar as Tabelas 3 e 4, observou-se que em alguns equipamentos as profundidades foram relativamente maiores que esse valores. Uma possível causa para essa diferença pode estar relacionada com o valor de razão sinal-ruído escolhida para cada tipo de transdutor. Talvez o valor escolhido para cada tipo de transdutor ainda não seja o ideal para aplicação do método na rotina de controle de qualidade.

O método estudado de medição da profundidade de visualização assume que a soma das imagens I_1 e I_2 resulte em sinal mais ruído e que a subtração das mesmas resulte somente em ruído. No entanto, o intervalo de tempo existente entre a aquisição das imagens, por menor que seja, faz com que I_1 e I_2 sejam imagens diferentes, com características intrínsecas de sinal e ruído totalmente distintas. Assim, a afirmação de que $I_1 - I_2$ resulta somente em ruído não é de todo verdadeira, fazendo com que o método estudado talvez não seja o melhor para a análise dessa característica dos equipamentos de ultrassom.

É importante destacar que, além dos vários tipos de ruído das imagens digitais citados anteriormente, ruídos de outros equipamentos podem ser captados pelo aparelho

de ultrassom. Isso gera faixas lineares ou pontos na imagem, criando certas deformações e irregularidades capazes de dificultar a análise do exame.

Por existir diversos tipos de ruído, os quais são gerados de formas diversas, duas imagens adquiridas em instantes diferentes podem possuir ruídos distintos e em intensidades distintas. Desse modo, a subtração de imagens não é recomendada, sendo essa uma desvantagem do método estudado.

6 CONCLUSÃO

No âmbito das ciências médicas, o ultrassom tem ocupado posição de importância entre os mais eficazes métodos modernos de exames diagnósticos por ser não invasivo e não utilizar radiação ionizante. Além disso, o ultrassom tem grande destaque já que a aquisição das imagens é realizada em tempo praticamente real, permitindo a análise do movimento de estruturas corporais e possibilitando o diagnóstico imediato. Desse modo, deve-se garantir que a mais alta qualidade de imagem para assegurar um diagnóstico correto.

A profundidade de visualização relaciona-se intimamente com a eficiência do sistema de ultrassom, sendo um importante fator a ser analisado durante o controle de qualidade desta modalidade. O método automatizado de análise desse parâmetro estudado nesse trabalho apresentou grande diferença em relação ao método visual de análise, sendo a discrepância entre os resultados maior para os transdutores lineares.

Através deste trabalho não foi possível concluir qual das metodologias é mais segura para obtenção da máxima profundidade de visualização dos equipamentos de ultrassom, uma vez que os resultados encontrados foram muito discrepantes e ambos os métodos apresentaram vantagens e desvantagens em relação ao outro.

É possível a implementação deste método de cálculo para a profundidade de visualização na rotina de testes de controle de qualidade dos equipamentos de ultrassonografia. Entretanto ainda é necessário o aperfeiçoamento do algoritmo para obtenção de resultados mais seguros.

7 APÊNDICE

Abaixo segue os comandos do algoritmo desenvolvido.

```
%% Lendo imagens
switch nargin
case 0 % caso usuário tenha chamado somente a rotina
    [filename, pathname] = uigetfile('*. *',...
        'Selecione duas imagens','multiselect','on',cd);
    if isequal(filename,0)
        mensagens('usrcanc');return
    elseif length(filename)~=2;
        mensagens('2img');return
    end
    I1=im2double(dicomread(fullfile(pathname,char(filename(1)))));
    I2=im2double(dicomread(fullfile(pathname,char(filename(2)))));

case 1 % caso usuário tenha fornecido um diretório
    pathname=varargin{ 1 };
    if ischar(pathname)
        if exist(pathname,'dir')
            [filename, pathname] = uigetfile('*. *',...
                'Selecione duas imagens','multiselect','on',pathname);
            if isequal(filename,0)
                mensagens('usrcanc');return
            elseif length(filename)~=2;
                mensagens('2img');return
            end
            else mensagens('diretoriaoex');return;
        end
        else mensagens('diretorio');return;
    end
    I1=im2double(dicomread(fullfile(pathname,char(filename(1)))));
    I2=im2double(dicomread(fullfile(pathname,char(filename(2)))));

case 2 % caso usuário tenha fornecido duas imagens
```

```

I1=im2double(varargin{1});
I2=im2double(varargin{2});

otherwise
    mensagens('naodesenv');return;
end

%% Coleta info
tipotrans=input('Qual é o tipo de transdutor? \n L -> linear \n C -> convexo \n \n use aspas
simples \n');
if strcmp(tipotrans,'L')||strcmp(tipotrans,'l')
    tipotrans=0;
    limite=6;
elseif strcmp(tipotrans,'C')||strcmp(tipotrans,'c')
    tipotrans=1;
    limite=7;
end

%% corta e calcula tamanho do pixel para profundidade
[resolucao,cortax,cortay]=PRFescala(I1);
I1=I1(cortay(1):cortay(2),cortax(1):cortax(2)); % corta
I2=I2(cortay(1):cortay(2),cortax(1):cortax(2)); % corta
clear cortax cortay

figure(2); % exibe imagem
subplot(121);imshow(I1,[]);title('I1')
subplot(122);imshow(I2,[]);title('I2')

%% Filtrando
h = fspecial('average',8); % filtro de média
Im1 = imfilter(I1,h); Im2 = imfilter(I2,h); % aplicando filtro em ambas imagens

%% Dimensões das imagens
% [m,n]=size(I1);

```

```

%% Calculando
% Sinal e Ruído
C = Im1+Im2; % Soma das imagens contém distribuição de sinal e ruído eletrônico
D = Im1-Im2; % Subtração das imagens contém somente de ruído

% Desvios Padrão
desvC = std(C,1,2);
desvD = std(D,1,2);

% Cálculos Equações
Sinald = (1/2)*sqrt(abs((desvC.^2)-(desvD.^2)));
Ruidod = (desvD)/(sqrt(2));

% Razão Sinal-ruído
RSR = Sinald./Ruidod;

%% Divide a curva da razão sinal-ruído em pequenas seções de aproximadamente 1cm e a
ajusta com um polinômio de grau 2
umcent=round(1/resolucao); % quantos pixels são necessários para 1 cm
ccounta=0;
for conta=1:umcent:length(RSR)
    cconta=cconta+1;
    nRSR(cconta)=RSR(counta); %#ok<AGROW>
end
clear cconta conta
prof=1:length(nRSR); % profundidade (em cm)
nprof = linspace(prof(1),prof(end),1e5);
grau=2;
p = polyfit(prof,nRSR,grau);
q = polyval(p,nprof);

local=find(q==limite,1);
if isempty(local)
    temp=abs(q-limite);
    local=find(temp==min(temp),1);

```

```

end
vlocal=q(local);
poslocal=nprof(local);

%% Exibindo
profundidade=(1:length(RSR))*resolucao;
figure(3), plot(prof,nRSR,'b')
hold on
plot(nprof,q,'r')
plot(poslocal,vlocal,'*k','linewidth',3);
plot(profundidade,limite*ones(size(RSR)),'g');
hold off
xlabel('Profundidade (mm)')
ylabel('RSR')
legend({'Dados experimentais','Ajuste com polinômio de grau 2',num2str(grau)})
text(poslocal,vlocal,['\leftarrow Profundidade de penetração: ',num2str(poslocal),'
mm'],'Color',[0 0 0],'FontSize',10)

end
function [resolucao,cortax,cortay]=PRFescala(img)

% -----
% Função para detectar pontos de escala em imagens de ultrassom
%
% Desenvolvido por Paulo R. Fonseca prfonseca[at]gmail.com em 06-jun-2010 e adaptado
para este propósito em 07-Maio-2011.
%
% Uso autorizado para fins acadêmicos e não-comerciais desde que citada a % fonte.
% -----
% ----- PARAMETROS DA FUNÇÃO -----
jx=-3:3;jy=-3:3; % janelas para zoom
%jxdist=-35:35;jydist=-35:35; % janelas para zoom quando medindo distância
%fatorpix=97; %pixels/cm
%distx=1;
%disty=1;

```



```

simg=size(img);

% ----- MENSAGEM -----
msg=warndlg(['Na imagem a seguir marque o PRIMEIRO e o ÚLTIMO pontos de escala
no eixo Y que você tem interesse',...
10,10,'-> Primeiro, selecione um ponto "grossoiro",...
10,10,'-> Depois, indique o ponto com precisão'], 'Marcando a escala');

% -----SELECIONA PONTOS EM Y E CALCULA TAMANHO DO PIXEL -----
figure(1), imshow(img,[])% exibe imagem
axis([1 simg(2) 1 simg(1)]) % zoom 100%
hold on
xy = []; n = 0; % declara variáveis e zera contador
while n<2
    [xi,yi] = ginput(1); % coleta ponto "grossoiro"
    axis([xi+min(jx) xi+max(jx) yi+min(jy) yi+max(jy)])% zoom na janela
    [xi,yi] = ginput(1); % coleta ponto "fino"
    axis([1 simg(2) 1 simg(1)]) % zoom 100%
    plot(xi,yi,'yo') % plota o ponto
    n = n+1; % incrementa contador
    xy(:,n) = [xi,yi]; %#ok<AGROW>
end
clear n xi yi % apaga variáveis temporárias
xy=round(xy); % arredonda pontos coletados
close(msg)
hold off

% figure, imshow(img(xy(2,1):xy(2,2),:),[])

colonde=round(mean(xy(1,:)));% coluna da escala
onde=img(xy(2,1):xy(2,2),colonde); % seleciona uma coluna para buscar escala
posonde=find(onde==max(onde(:))); % busca pontos onde estão os marcadores da escala

cconde=0; novonde=[]; % descarta pontos repetidos
for conde=2:length(posonde)

```

```

    if posonde(conde)-posonde(conde-1)>1
        cconde=cconde+1;
        novonde(cconde)=posonde(conde-1); %#ok<AGROW>
    end
end
posonde=novonde; clear novonde conde cconde % apaga variáveis temporárias
cconde=0; distp=[]; % calcula distancia media entre os marcadores da escala
for conde=2:length(posonde)
    cconde=cconde+1;
    distp(cconde)=posonde(conde)-posonde(conde-1); %#ok<AGROW>
end
distp=mean(distp(:)); % distancia em pixels
clear cconde conde % apaga variáveis temporárias

figure(1), imshow(img,[])% exibe imagem
axis([1 simg(2) 1 simg(1)]) % zoom 100%
hold on
plot(colonde.*(ones(size(posonde))),xy(2,1)+posonde-1,'yo')
hold off
clear posonde % apaga variáveis temporárias
dist = inputdlg('Qual é a distância entre cada ponto marcado em amarelo na imagem?
(mm)',...
    'Distâncias',1,{ '5' });

dist=str2double(char(dist));
resolucao=dist/distp; clear dist distp % apaga variáveis temporárias

helpdlg(['O tamanho do pixel, em Y, em ',num2str(resolucao),' mm'],'Resolução');

% ----- MENSAGEM -----
msg=warndlg(['Na imagem a seguir marque 4 pontos para cortar a região da imagem que
você tem interesse',...
    10,10,'-> Primeiro, selecione um ponto "grosseiro"',...
    10,10,'-> Depois, indique o ponto com precisão'],'Marcando 4 pontos para cortar');

```

```

% ----- SELECIONA PONTOS EM X E Y PARA CORTAR A IMAGEM-----
figure(1)% , imshow(img,[])% exibe imagem
axis([1 simg(2) 1 simg(1)]) % zoom 100%
hold on
xy = []; n = 0; % declara variáveis e zera contador
while n<4
    [xi,yi] = ginput(1); % coleta ponto "grosseiro"
    axis([xi+min(jx) xi+max(jx) yi+min(jy) yi+max(jy)])% zoom na janela
    [xi,yi] = ginput(1); % coleta ponto "fino"
    axis([1 simg(2) 1 simg(1)]) % zoom 100%
    plot(xi,yi,'dr','linewidth',2.5) % plota o ponto
    n = n+1; % incrementa contador
    xy(:,n) = [xi,yi]; %#ok<AGROW>
end
xy=round(xy); % arredonda pontos coletados
cortax=[min(xy(1,:)) max(xy(1,:))];
cortay=[min(xy(2,:)) max(xy(2,:))];
clear n xi yi % apaga variáveis temporárias
close(msg)
hold off
end

function [tipotrans,limite]=tipo
% Caixa de diálogo para o tipo de transdutor
tipotrans=questdlg('Qual é o tipo do transdutor avaliado?',...
    'Transdutor',...
    'Linear','Convexo','Linear');
if isempty(tipotrans);
    errordlg('É necessário escolher um tipo de transdutor','Erro');
    clc; disp('Usuário não selecionou tipo de transdutor'); return;
end

% Decisões iniciais
switch tipotrans
    case 'Linear'

```

```

    disp([tipotrans ' selecionado.'])
    tipotrans=0;
    limite=6;
case 'Convexo'
    disp([tipotrans ' selecionado.'])
    tipotrans=1;
    limite=7;
end
end

```

```

function mensagens(tipo)
switch tipo
case 'usrcanc'
    errorDlg('Cancelado pelo usuário','Erro');
    clc;disp('Cancelado pelo usuário')
case '2img'
    errorDlg('Este recurso trabalha exclusivamente com duas imagens','Erro');
    clc;disp('Usuário não selecionou duas imagens')
case 'diretório'
    errorDlg('Quando entrando uma variável somente, é necessário que ela seja um
diretório','Erro');
    clc;disp('Usuário não informou um diretório ')
case 'diretoriaoex'
    errorDlg('Diretório informado não existe','erro');
case 'naodesenv'
    errorDlg('Sintaxe inválida','Erro');
    clc; disp('Esse tipo de entrada é inválido ou não foi desenvolvido');
otherwise
    mensagens('naodesenv');
end
end

```

8 REFERÊNCIAS

¹ JENSEN, J.A. Medical Ultrasound Imaging. **Progress in Biophysics and Molecular Imaging**. 153-165, 2007.

² BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, A.; LEIDHOLDT, E.M.; BOONE, J.M.. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

³ INTERNATIONAL ELECTRONICAL COMMISSION. **Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 1: General aspects**. Jul. 1993. (CEI/IEC 1223-1).

⁴ GOODSITT, M.M; CARSON, P.L; WITT, S.; HYKES, D.L.; JR., J.M.K. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. **Med. Phys.** v. 25, n. 8, p. 1385-1406, 1998.

⁵ GIBSON, N. M.; DUDLEY, N. J.; GRIFFITH, K. A computadorised quality control testing system for B-mode ultrasound. **Ultrasound in Med. & Biol.**, vol.27, n. 12, p. 1697-1711, 2001.

⁶ GORNY, K. R.; TRADUP, D. J.; HANGIANDREOU, N. J. Implementation and validation of three automated methods for measuring ultrasound maximum depth of penetration: Application to ultrasound quality control. **Med. Phys.**, vol. 32, n. 8, p. 2615-2628, 2005.

⁷ FÍSICA DA ULTRA-SONOGRAFIA. Disponível em: <<http://www.hcnet.usp.br/inrad/departamento/graduacao/aula/apostilafisicaug.pdf>>. Acesso em: 30 mar. 2011.

⁸ HOME – ROYAL PHILIPS. Disponível em: <<http://www.healthcare.philips.com/main/products/ultrasound/systems/iu22/index.wpd>>. Acesso em: 30 mar. 2011.

⁹ COLTRERA, M. D. Ultrasound physics in a nutshell. **Otolaryngologic Clinics of North America**, vol. 43, n. 6, p. 1149-1159, 2010.

¹⁰ CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**, 4 Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

- ¹¹ NUSSENZVEIG, H. M. **Curso de Física Básica 2**, 4 Ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2002.
- ¹² RIZZATTO, G. Ultrasound transducers. **European Journal of Radiology**, vol. 27, n. 2, p. S188-S195, 1998.
- ¹³ PHILIPS – SENSE AND SIMPLICITY. Disponível em: <http://www.healthcare.philips.com/br_pt/products/ultrasound/Transducers/L17_5.wpd>. Acesso em: 04 abril 2011.
- ¹⁴ PHILIPS – SENSE AND SIMPLICITY. Disponível em: <http://www.healthcare.philips.com/br_pt/products/ultrasound/Transducers/C8_5.wpd>. Acesso em: 04 abril 2011.
- ¹⁵ MATEO, J. L.; CABALLERO, A. F. Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images. **Expert Systems with Applications**, n. 36, p. 7786-7797, 2009.
- ¹⁶ LAGALLA, R.; MIDIRI, M. Image quality control in breast ultrasound. **European Journal of Radiology**, vol. 27, n. 2, S229-S233, 1998.
- ¹⁷ ZAGZEBSKI, J. A. **Essentials of Ultrasound Physics**, St. Louis: Mosby, 1996.
- ¹⁸ Mathworks Inc. Student Edition of MATLAB Version 5 for Windows. Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey, 1997.
- ¹⁹ HUNT, B. R.; LIPSMAN, R. L.; ROSENBERG, J. M.; COOMBES, K. R.; OSBORN, J. E.; STUCK, G. J. **A Guide to MATLAB for Beginners and Experienced Users**, Cambridge: Cambridge University Press, 2001.