

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS
CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO**

PAULO GUSTAVO GONÇALVES DE AGUIAR

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE FILTRAGEM DISCRETA PARA REDUÇÃO DE
RUÍDO SPECKLE EM IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA**

**São Luís - MA
2016**

PAULO GUSTAVO GONÇALVES DE AGUIAR

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE FILTRAGEM DISCRETA PARA REDUÇÃO DE
RUÍDO SPECKLE EM IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Estadual do Maranhão, como registro para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Dr. Lúcio Flávio de Albuquerque Campos

**São Luís - MA
2016**

Aguiar, Paulo Gustavo Gonçalves de.

Estudo de técnicas de filtragem discreta para redução de ruído speckle em imagens de ultrassonografia / Paulo Gustavo Gonçalves de Aguiar. – São Luís, 2016.

75 f

Monografia (Graduação) – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Estadual do Maranhão, 2016.

Orientador: Prof. Dr. Lúcio Flávio de Albuquerque Campos.

1.Ultrassonografia. 2.Filtragem. 3.Speckle. I.Título

CDU: 004.932.4

PAULO GUSTAVO GONÇALVES DE AGUIAR

**ESTUDO DE TÉCNICAS DE FILTRAGEM DISCRETA PARA REDUÇÃO DE
RÚIDO SPECKLE EM IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Estadual do Maranhão, como registro para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Trabalho aprovado. São Luís - MA, 08 de julho de 2016:

**Dr. Lúcio Flávio de Albuquerque
Campos**
Orientador

**MSc. Cláudio Manoel Pereira
Aroucha**
Primeiro membro

MSc. Francisco da Conceição Silva
Segundo membro

Dedicatória

Ao meu pai, João, por ter me ensinado o verdadeiro significado da palavra pai.

Agradecimentos

Meu primeiro agradecimento dedico exclusivamente a Deus por suas bênçãos na minha vida.

Meu muito obrigado ao meu pai, João, enquanto esteve comigo.

Muitíssimo obrigado à minha mãe Zenaide, às minhas irmãs Andréia e Hamanda e ao meu sobrinho João Felipe, por todo o apoio à minha vida pessoal e profissional.

Agradeço à minha família como um todo.

Também agradeço muito a Hildebrando Corrêa e Maria José por todo o respeito e consideração.

Agradeço a todos os meus amigos.

Um brinde especial aos amigos da *FC dos Gordinhos*, da *Nata* e do *Núcleo* pela amizade e companheirismo de sempre.

Meu muito obrigado à Universidade Estadual do Maranhão e a todos seu corpo docente pela formação excelente que recebi nesses cinco anos de curso, especialmente ao meu orientador Prof. Dr. Lúcio Flávio de Albuquerque Campos por atuar com excelência no seu campo de pesquisa e como orientador.

Por fim, meus sinceros agradecimentos também a todos os meus companheiros de curso e a todas as outras pessoas que direta ou indiretamente contribuíram na minha formação.

A persistência é o caminho do êxito.
(Charles Chaplin)

Resumo

Um dos exames médicos mais utilizados atualmente é a ultrassonografia. Também conhecida por ecografia, a ultrassonografia faz uso dos ecos gerados por meio de ondas de ultrassom para visualizar as estruturas internas do organismo. No entanto, as imagens geradas pelo referido método diagnóstico geralmente não possuem qualidade significativa devido à presença do ruído *speckle* característico deste tipo de imagem e que pode ser, por sua vez, percebido na forma de granularidades. A presença do ruído faz com que seja necessário, na maioria das vezes, profissional com bastante experiência na área para identificar as estruturas analisadas, como por exemplo, o sexo de um bebê ou estado de um tecido. Dessa forma, o presente trabalho propõe uma comparação de filtros de imagem no domínio espacial com aplicação na redução do ruído *speckle* em imagens de ultrassom. São comparados os desempenhos dos filtros geralmente apontados pela comunidade científica como os melhores na redução do respectivo ruído juntamente com filtros de menor complexidade e também combinações dessas técnicas. Os ambientes computacionais MATLAB e ENVI são os softwares pelos quais as imagens filtradas foram obtidas. Por fim, os resultados foram avaliados pelo método de avaliação subjetivo MOS - Mean Opinion Score.

Palavras-chave: Ultrassonografia. Filtragem. *Speckle*.

Abstract

One of the medical tests currently most used is the ultrasound. Ultrasonography uses the echoes generated by ultrasonic waves to view the internal structures of the body. However, images generated by this diagnostic method usually have no significant quality due to the presence of *speckle* characteristic noise which can be, in turn, perceived as granularities. The presence of that noise makes it necessary to have, most of the time, professional with much experience in the respective field to identify structures, such as the sex of the baby or the state of a tissue. Thus, this paper proposes an image filter comparison in the space domain with application in *speckle* noise reduction in ultrasound images. The performances of the filters usually appointed by the scientific community as the best in reducing the respective noise are then compared with less complex filters and with combinations of these techniques as well. The computing environments MATLAB and ENVI are the softwares for which the filtered images were obtained. Finally, the results were evaluated by the subjective evaluation method MOS - Mean Opinion Score.

Keywords: Ultrasonography. Filtering. *Speckle*.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Captura da imagem	21
Figura 2 – Processo de discretização	22
Figura 3 – Disposição dos <i>pixels</i> no plano cartesiano	23
Figura 4 – Exemplo de imagem em escala de cinza	23
Figura 5 – Intensidade dos <i>pixels</i> de imagem em escala de cinza	24
Figura 6 – Composição do <i>pixel</i> RGB	25
Figura 7 – <i>Pixel</i> RGB no <i>display</i> do <i>iPad 2</i>	25
Figura 8 – Histograma de uma imagem em escala de cinza	26
Figura 9 – Comportamento senoidal da onda sonora	27
Figura 10 – Reflexão do som	29
Figura 11 – Reverberação do som	29
Figura 12 – Refração do som	30
Figura 13 – Difração do som por meio de uma pequena abertura	31
Figura 14 – Absorção do som	31
Figura 15 – Transmissão do som	32
Figura 16 – Taça quebra por conta do fenômeno da ressonância	33
Figura 17 – Vidoson 635: primeiro equipamento de ultrassom da América do Sul	34
Figura 18 – Exemplo de ecógrafo utilizado nos dias atuais	35
Figura 19 – Transdutor	36
Figura 20 – Componentes do transdutor	37
Figura 21 – Canais de emissão de ultrassons do transdutor	37
Figura 22 – Envio de pulsos de ultrassom pelo transdutor	38
Figura 23 – Processo de reflexão dos ultrassons	38
Figura 24 – Alcance de tecidos por diferentes frequências	39
Figura 25 – Feixes de ultrassons do transdutor	39
Figura 26 – Ruído <i>speckle</i> em imagem de ultrassonografia	41
Figura 27 – Volume da amostra vs. Resolução do transdutor	42
Figura 28 – Soma coerente	42
Figura 29 – Vizinhança 3x3 ao redor de um ponto (x, y)	43
Figura 30 – Máscara 3x3 com seus respectivos pesos w	44
Figura 31 – Fluxograma do processo	48
Figura 32 – Ultrassom 1	49
Figura 33 – Ultrassom 2	49
Figura 34 – Ultrassom 3	50
Figura 35 – Ultrassom 4	50
Figura 36 – Ultrassom 5	50

Figura 37 – Ultrassom 6	50
Figura 38 – Ultrassom 7	50
Figura 39 – Ultrassom 8	50
Figura 40 – Ultrassom 9	51
Figura 41 – Ultrassom 10	51
Figura 42 – Tela inicial do MATLAB	52
Figura 43 – Tela inicial do ENVI	53
Figura 44 – Subetapas da Filtragem	54
Figura 45 – Ultrassom Original	57
Figura 46 – Ultrassom filtrada pela combinação Gaussiano + <i>Unsharp</i>	58
Figura 47 – Ultrassom filtrada somente pelo filtro Gaussiano	58

Lista de tabelas

Tabela 1 – Velocidade do som em diferentes meios	28
Tabela 2 – Impedância Acústica de determinados materiais	33
Tabela 3 – Parâmetros definidos para alguns filtros	54
Tabela 4 – Classificações-padrão MOS	55
Tabela 5 – Faixas de classificação das médias obtidas	56
Tabela 6 – Síntese do processo	56
Tabela 7 – Resultado Final - Filtros Isolados	59
Tabela 8 – Resultado Final - Filtros Combinados ao Filtro <i>Unsharp</i>	59
Tabela 9 – Resultado Final - Classificação	59
Tabela 10 – MOS Indivíduo 1 - Filtros Isolados	69
Tabela 11 – MOS Indivíduo 1 - Combinações com <i>Unsharp</i>	69
Tabela 12 – MOS Indivíduo 2 - Filtros Isolados	70
Tabela 13 – MOS Indivíduo 2 - Combinações com <i>Unsharp</i>	70
Tabela 14 – MOS Indivíduo 3 - Filtros Isolados	70
Tabela 15 – MOS Indivíduo 3 - Combinações com <i>Unsharp</i>	71
Tabela 16 – MOS Indivíduo 4 - Filtros Isolados	71
Tabela 17 – MOS Indivíduo 4 - Combinações com <i>Unsharp</i>	71
Tabela 18 – MOS Indivíduo 5 - Filtros Isolados	72
Tabela 19 – MOS Indivíduo 5 - Combinações com <i>Unsharp</i>	72
Tabela 20 – MOS Indivíduo 6 - Filtros Isolados	72
Tabela 21 – MOS Indivíduo 6 - Combinações com <i>Unsharp</i>	73
Tabela 22 – MOS Indivíduo 7 - Filtros Isolados	73
Tabela 23 – MOS Indivíduo 7 - Combinações com <i>Unsharp</i>	73
Tabela 24 – MOS Indivíduo 8 - Filtros Isolados	74
Tabela 25 – MOS Indivíduo 8 - Combinações com <i>Unsharp</i>	74
Tabela 26 – MOS Indivíduo 9 - Filtros Isolados	74
Tabela 27 – MOS Indivíduo 9 - Combinações com <i>Unsharp</i>	75
Tabela 28 – MOS Indivíduo 10 - Filtros Isolados	75
Tabela 29 – MOS Indivíduo 10 - Combinações com <i>Unsharp</i>	75

Lista de abreviaturas e siglas

COMGAR	Comando-Geral de Operações Aéreas
ENVI	<i>ENvironment for Visualizing Images</i> - Ambiente computacional de Processamento de Imagens
MAP	Máximo a <i>Posteriori</i> - Tipo de filtro estatístico
MATLAB	<i>MATrix LABoratory</i> - Ambiente computacional
MOS	Mean Opinion Score - Método de Avaliação dos Resultados
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i> - Agência Espacial Americana
OSRAD	<i>Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion</i> - Difusão Anisotrópica Orientada à Redução do <i>Speckle</i>
RGB	Do inglês, <i>Red</i> , <i>Green</i> e <i>Blue</i> - Modelo de cores de imagens amplamente utilizado nos dias atuais
SAR	<i>Synthetic Aperture Radar</i> - Radar de Abertura Sintética
UnB	Universidade de Brasília

Sumário

1	Introdução	15
1.1	Motivação	16
1.2	Objetivos	16
1.2.1	Objetivo Geral	17
1.2.2	Objetivos Específicos	17
1.3	Apresentação da Pesquisa	17
1.4	Trabalhos Relacionados	18
2	Referenciais Teóricos	21
2.1	A Imagem Digital	21
2.1.1	Imagens em escala de cinza	23
2.1.2	Imagens coloridas	24
2.1.3	Histograma de imagem digital	25
2.2	Os Princípios do Som	26
2.2.1	Propriedades do som	28
2.2.1.1	Reflexão	28
2.2.1.2	Eco e Reverberação	29
2.2.1.3	Refração	30
2.2.1.4	Difração	30
2.2.1.5	Absorção	31
2.2.1.6	Transmissão	31
2.2.1.7	Ressonância	32
2.2.1.8	Impedância Acústica	33
2.3	A Ultrassonografia	34
2.3.1	Histórico	34
2.3.2	Ultrassons	35
2.3.3	Ecógrafo	35
2.3.3.1	O transdutor e a formação da imagem	36
2.3.4	Resolução da imagem	39
2.4	Ruído	40
2.4.1	Ruído <i>Speckle</i>	40
2.5	Filtragem no domínio espacial	43
2.5.1	Filtros espaciais de suavização	44
2.5.2	Filtros espaciais de aguçamento	45
2.5.3	Filtros adaptativos	45
2.6	Filtragem do ruído <i>speckle</i>	45

2.6.1	Filtro de Lee	45
2.6.2	Filtro de Kuan	46
2.6.3	Filtro de Frost	46
3	Metodologia	48
3.1	Etapas do processo	49
3.1.1	Levantamento bibliográfico	49
3.1.2	Seleção das imagens	49
3.1.3	Seleção de softwares utilizados	51
3.1.3.1	MATLAB	51
3.1.3.2	ENVI	52
3.1.4	Filtragem	53
3.1.5	Aplicação do método de avaliação	55
3.1.5.1	MOS - Mean Opinion Score	55
3.2	Síntese do processo	56
4	Resultados	57
4.1	Apresentação dos Resultados	57
4.2	Discussão dos Resultados	59
5	Conclusão	61
5.1	Limitações	61
5.2	Trabalhos futuros	62
	Referências	63
	APÊNDICE A – Tabelas individuais obtidas pelo método MOS	69

1 Introdução

A imagem digital está presente em quase todos os sistemas tecnológicos dos dias atuais. Sua aplicação vai desde televisores e celulares até, por exemplo, telas de monitoramento da NASA e quaisquer outros sistemas de tempo real os quais precisam mostrar a informação de maneira rápida e objetiva, tais como usinas hidrelétricas e seus respectivos sistemas de transmissão. É significativa também a importância da imagem digital no âmbito da Medicina, tanto no diagnóstico, como também em procedimentos cirúrgicos os quais fazem uso de vídeo na visualização de estruturas. O Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco, por exemplo, conta hoje com uma técnica de cirurgia por vídeo que torna possível realizar, praticamente sem cortes e com um grande nível de precisão, operações como a de câncer de cólon do intestino grosso (colectomia) entre outros tipos de procedimento (FORTUNA, 2011).

Um exemplo clássico do uso da imagem digital na Medicina é o exame de ultrassonografia. Também chamada de Ecografia, a ultrassonografia consiste basicamente em um sistema que emite ondas sonoras em altas frequências, o chamado ultrassom, para detectar, por meio da reflexão dessas ondas, a forma e estado dos tecidos e outras estruturas. A partir da interpretação desses sinais de retorno, a imagem digital é visualizada. Apesar do estudo dos ultrassons ter sido conduzido inicialmente para fins militares na Segunda Guerra Mundial, percebeu-se a possibilidade de sua aplicação na Medicina, tendo em vista o fato de ser uma tecnologia relativamente barata, facilmente realizável, pequena e portátil (ROSA, 2012). A ultrassonografia se caracteriza por ser uma das técnicas mais utilizadas, principalmente na Obstetrícia e Ginecologia, como um meio de prevenção, acompanhamento e controle de patologias.

Entretanto, um problema comum das imagens digitais é a presença de ruído, seja ele em maior ou menor grau. No caso das imagens de ultrassonografia, observa-se a presença de um ruído característico com aspecto granular (ou seja, a imagem apresenta transições acentuadas de intensidade entre os *pixels* e/ou microrregiões da figura) chamado de *speckle*. O ruído *speckle* se encontra presente em sistemas de imagem que possuem fontes coerentes e o respectivo ruído surge devido a ecos defasados (YI, 1999). Uma das razões que justificam a busca por uma estratégia de filtragem desse ruído é que o bom diagnóstico das ultrassonografias modernas depende muito da experiência do médico, uma vez que a presença do ruído dificulta muito a análise de pequenas estruturas. Dessa forma, é possível constatar a absoluta relevância do estudo de meios computacionais que venham a reduzir o impacto que o ruído possui na qualidade dessas imagens.

As técnicas de filtragem comuns do Processamento Digital de Imagens se dividem em dois grandes domínios: domínio espacial e domínio da frequência. A filtragem no domínio espacial possui respostas similares à filtragem no domínio da frequência, uma

vez que é possível fazer inclusive a conversão de filtros de um domínio para outro. No entanto, decidiu-se trabalhar com filtros no primeiro domínio, já que a filtragem no domínio da frequência apresenta maior custo computacional, por fazer cálculos envolvendo a transformada de Fourier, e é destinada, na maioria das vezes, à eliminação de ruído periódico, como visto em Mathworks (2015). As técnicas de filtragem no domínio espacial reduzem o ruído alterando o valor do *pixel* de acordo os valores de intensidade dos *pixels* ao redor (CERQUEIRA; POPPI; KUBOTA, 1999). De acordo com a bibliografia e com os trabalhos relacionados, os métodos mais eficientes para a melhoria de imagens contaminadas por ruído *speckle* são os filtros de Lee, Frost e Kuan.

Este trabalho visa fazer uma comparação entre diferentes técnicas de filtragem do ruído característico de imagens clínicas de ecografia e analisar os resultados de acordo com a métrica Mean Opinion Score. Primeiro se faz um estudo das características da imagem digital juntamente com as propriedades do som. Posteriormente se faz um estudo sobre o exame de ultrassonografia propriamente dito desde a emissão dos ultrassons até a formação da imagem. Em seguida, é feito um estudo sobre as técnicas de filtragem percorridas no trabalho e, por fim, é apresentada a metodologia do processo juntamente com os resultados obtidos e a conclusão da pesquisa.

1.1 Motivação

A ultrassonografia exerce um papel fundamental na Medicina dos dias atuais. Detecta desde características como o sexo e estado de saúde do feto ao estado dos tecidos internos na prevenção e controle de tumores e outras doenças. O presente trabalho é motivado pela necessidade de se melhorar o aspecto visual de imagens clínicas de ultrassonografia, uma vez que sofrem a influência do ruído multiplicativo *speckle* o qual possui um aspecto granular e que dificulta a análise de detalhes cuja não percepção pode colocar em risco a qualidade do diagnóstico e, conseqüentemente, a saúde do paciente. Quanto mais realista for a imagem apresentada, menos o diagnóstico vai depender da subjetividade e da experiência do operador. A frequência de falsos-positivos na detecção de câncer de tireóide no Brasil por meio de ultrassonografia, por exemplo, chega perto de 25% (INCA, 2012). O mastologista João Aderbal Moraes da Santa Casa de Misericórdia de Maceió chama atenção para este problema:

O ultrassom pode apresentar um falso diagnóstico se não for realizado por um profissional experiente e por um equipamento de qualidade (NETO, 2015).

1.2 Objetivos

A seguir, serão descritos os objetivos gerais e específicos da presente pesquisa monográfica.

1.2.1 Objetivo Geral

Encontrar o melhor método de filtragem de imagens de ultrassonografia por meio do estudo de diversas técnicas de filtragem de ruído discreto.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Analisar e testar os filtros da Média, Mediana, Gaussiano, Máscara de Nitidez (*Unsharp*), Frost, Lee e Kuan isoladamente na redução do ruído *speckle* em imagens de ultrassonografia;
2. Escolher o melhor filtro aplicado isoladamente e reaplicar nas imagens filtradas, formando, dessa forma, uma combinação;
3. Avaliar todos os resultados por meio do método Mean Opinion Score;
4. Definir qual o melhor filtro ou combinação para redução do ruído e, conseqüentemente, para a melhora na qualidade da imagem de ultrassom.

1.3 Apresentação da Pesquisa

Esta pesquisa está dividida em 5 capítulos, os quais, a partir do capítulo 2, são dispostos da seguinte maneira, a saber:

- O capítulo 2 traz a revisão de literatura que serve como base para o desenvolvimento do trabalho. Inicialmente são apresentadas explicações acerca do que vem a ser uma imagem digital. Em seguida, a discussão gira em torno da definição do som que é o fenômeno físico pilar do exame de ultrassonografia. Após discutir a respeito do som, busca-se o entendimento sobre a ultrassonografia propriamente dita, partindo do seu histórico até um aprofundamento sobre o processo de formação da imagem. Por fim, destacam-se estudos acerca do surgimento e características do ruído presente nessas imagens, assim como sobre as técnicas comumente utilizadas na redução do mesmo.
- O capítulo 3 apresenta a metodologia desenvolvida. Se discutirá acerca de como as técnicas de filtragem estudadas foram aplicadas às imagens-teste, além de quais ambientes computacionais têm o papel de processar tais imagens e, finalmente, se discutirá sobre o método escolhido para a avaliação dos resultados.
- O capítulo 4 apresenta uma discussão sobre os resultados obtidos, mostrando qual dos filtros ou combinação destes apresentou melhor performance;
- O capítulo 5 traz as conclusões e considerações finais da pesquisa.

No Apêndice A, encontram-se as tabelas obtidas de cada indivíduo pesquisado pelo método de avaliação dos resultados.

1.4 Trabalhos Relacionados

Para o desenvolvimento da pesquisa, necessitou-se fazer um apanhado geral dos artigos, dissertações e outras fontes de informação da comunidade científica relacionados com o tema da respectiva monografia na busca por compreender a área de estudo. A seguir, seguem os principais trabalhos relacionados com a redução do ruído *speckle*.

Os estudantes da Universidade Estadual de Campinas, A.D.S. Coutinho e L.L. Ling, propuseram um estudo com o objetivo de realizar a filtragem do ruído *speckle* em imagens de sensoriamento SAR¹ polarimétrica², como pode ser visto em Coutinho e Ling (2014). De acordo com o trabalho, a imagem é melhorada a partir da filtragem dos componentes da diagonal principal de uma imagem SAR polarimétrica utilizando um filtro da média com uma vizinhança 5x5. No entanto, o filtro mencionado só é aplicado em áreas homogêneas. Na referida pesquisa, não houve a comparação com outros filtros.

O trabalho de Edinelson Ferreira de Sena, Thiago de Souza Mansur Pereira e Antônio Nuno de Castro Santa Rosa, oriundos do Comando-Geral de Operações Aéreas – COMGAR e da Universidade de Brasília – UnB, tenta descobrir o melhor filtro para imagens do sensor SAR da aeronave R-99. Para realizar o processo de filtragem, foi tirada uma fotografia da cidade de Cruzeiro do Sul no Estado do Acre e, pelo que foi constatado, existe uma densidade bastante significativa de ruído *speckle*. Os filtros que tiveram seus desempenhos avaliados na redução do ruído foram o filtro de Lee e o filtro de Frost. No que diz respeito aos critérios de avaliação, foram utilizados: a estimativa do Mínimo Erro Médio Quadrático; a estimativa da relação sinal ruído e o parâmetro β o qual é utilizado para avaliar a preservação de bordas após a filtragem. Os resultados preliminares da referida pesquisa apontam que o filtro de Lee é o mais indicado (SENA; PEREIRA; ROSA, 2013). No entanto, o referido trabalho se limita a testar o desempenho de apenas dois filtros.

A dissertação de mestrado em Biotecnologia Médica de Rui Gonçalo Silva Rosa do Instituto Politécnico de Bragança, Portugal, apresenta um estudo sobre diferentes técnicas de filtragem de ruído *speckle* em imagens de ecografia, procurando diminuir o grau de subjetividade na percepção visual da imagem e maior determinismo no diagnóstico. As técnicas de filtragem utilizadas foram a difusão anisotrópica, transformada *wavelet* e a filtragem adaptativa. Foram aplicadas métricas quantitativas e qualitativas de avaliação dos resultados dentre elas a análise da resolução axial, percepção visual da imagem e métricas que quantificam a melhoria ao nível da distorção do sinal, preservação dos contornos, entre outros. O filtro com os melhores resultados foi o filtro de difusão anisotrópica OSRAD (ROSA, 2012). No entanto, este trabalho, para fins de comparação, leva em consideração que algumas das imagens de ultrassom utilizadas estejam livres de ruído *speckle*, sendo

¹ SAR (Synthetic Aperture Radar) é um tipo de radar que envia séries descontínuas de pulsos de fótons de uma fonte pontual, que se espalha sobre o terreno como um feixe angular (COUTINHO; LING, 2014).

² As imagens polarimétricas são obtidas quando o vetor campo elétrico do pulso de energia emitido pela antena e a direção do retorno do pulso são controlados (LOPES; LIMA, 2009).

que o respectivo ruído está presente em toda e qualquer imagem de ultrassom.

Também relacionado com a redução de ruído *speckle* em imagens de ultrassonografia, o trabalho de Jin Jing Yi da Universidade Federal de Pernambuco faz uma análise do desempenho de filtros redutores de ruído *speckle*. Ela estuda o comportamento de filtros tais como Frost, Lee, MAP, Média, entre outros como pode ser visto em Yi (1999). A autora faz uma comparação entre os filtros analisando-os de acordo com critérios desempenho estabelecidos, como a relação sinal-ruído. Uma crítica seria o fato de ela não definir um método de filtragem que se sobressaia, no geral, em relação aos demais.

A pesquisa de Sant'Anna (1995) estuda a aplicação de vários filtros a imagens SAR com o objetivo de determinar uma metodologia aplicável à estimativa de parâmetros de alagamento (área e volume) de reservatórios hidrelétricos. De acordo com este autor, o filtro de Frost obteve o melhor resultado em relação aos demais, dentre eles, o da Média, Mediana, Lee e Kuan, no que se refere à menor perda de resolução, entre outros fatores. Recomenda-se, no mesmo trabalho, a utilização do filtro de Frost, se o critério adotado for a detecção de bordas. No entanto, como se percebe, ele também faz uma comparação dependente do critério utilizado.

Rennó (1995) afirma que os filtros de Frost, Lee e Kuan são os mais utilizados na minimização do *speckle*, pois são filtros adaptativos baseados em estatísticas locais. O trabalho dele busca fazer uma avaliação de medidas texturais na discriminação de classes fazendo uso de imagens de radar do perímetro irrigado de Bebedouro, Petrolina – Pernambuco. No referido trabalho se compara apenas o desempenho de diferentes medidas texturais.

O artigo de Silva (2004) tenta responder vários questionamentos referentes ao sensoriamento remoto orbital, incluindo quais as técnicas de processamento de imagens digitais e sensoriamento remoto são aplicadas nas imagens obtidas a fim de extrair as informações desejadas. Neste trabalho, os filtros de Lee, Frost e Kuan são colocados como os principais filtros para imagens de radar na redução do ruído *speckle* já desenvolvidos. Porém, no referido artigo, existe apenas uma exposição das principais funções utilizadas pelos ambientes computacionais comumente utilizados.

Diferentemente dos trabalhos supracitados, a dissertação para obtenção do título de mestre de Luiz Felipe Velho da Universidade Federal do Rio Grande do Sul não faz uma comparação entre filtros. Ele faz a aplicação direta do filtro de Lee na redução do ruído *speckle* em imagens SAR usadas na determinação da velocidade de fluxo de geleiras da península Antártica. A filtragem das imagens ocorre pela aplicação do filtro de Lee de duas maneiras: uma única filtragem e dupla filtragem. Na primeira forma, aplica-se o filtro apenas uma vez. Já pela dupla filtragem, o filtro é reaplicado à imagem já processada pelo mesmo. Uma única aplicação do filtro de Lee por si só apresentou melhores resultados (VELHO, 2009). Seria interessante que a dissertação buscasse também fazer comparações entre outros métodos de redução de ruído.

O presente trabalho propõe despertar melhorias nos trabalhos supracitados uma vez que compara uma quantidade significativa tanto de filtros simples como de filtros de maior complexidade e, além disso, estabelece o de melhor desempenho para imagens de ultrassom, não para imagens de radar como a maioria dos trabalhos, reforçando assim, a importância de se suprimir o ruído nas imagens do referido exame.

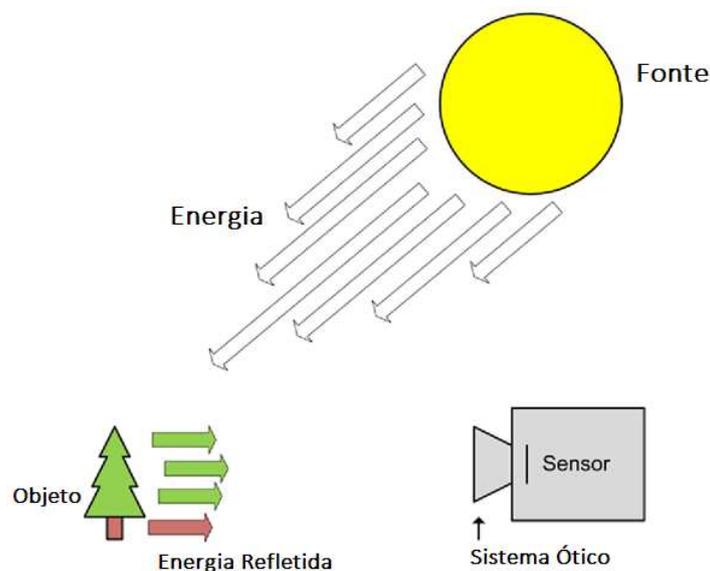
2 Referenciais Teóricos

Este capítulo traz a revisão de literatura que serve como base para o desenvolvimento do trabalho. Antes de estudar o processo de redução do ruído *speckle* em imagens de ultrassonografia, é importante se ter um entendimento sólido acerca dos princípios de Processamento de Digital de Imagens, partindo do estudo da imagem digital em si. Em seguida, a discussão gira em torno da definição do som, fenômeno físico pilar do respectivo exame. Após discutir a respeito do som, busca-se o entendimento sobre a ultrassonografia propriamente dita, partindo do seu histórico até um aprofundamento sobre o processo de formação da imagem. Continuando, destacam-se estudos acerca do surgimento e características do ruído *speckle*. Por fim, as técnicas comuns de filtragem do domínio espacial são estudadas juntamente com as mais indicadas para a redução do ruído.

2.1 A Imagem Digital

A palavra imagem tem como etimologia a palavra latina *imago* a qual significa "a representação visual de um objeto" (PRIBERAM, 2016). Atualmente, as imagens podem ser adquiridas de diversas formas: podem ser capturadas pelo comprimento de onda eletromagnética refletida por objetos iluminados por fontes como o sol ou uma lâmpada; podem ser formadas a partir de ondas sonoras de alta frequência, como é o caso das imagens de ultrassonografia; entre outras formas de aquisição. A Figura 1 demonstra o processo geral de aquisição por radiação.

Figura 1: Captura da imagem

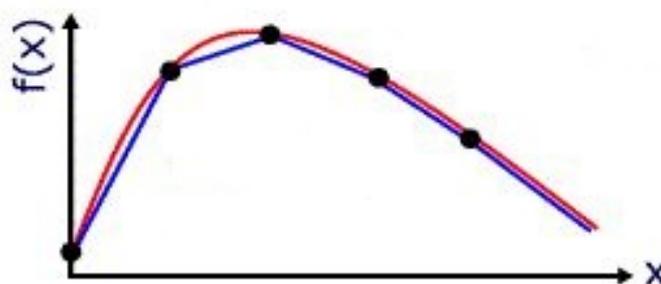


Fonte: Adaptado de What-When-How (2016)

Depois que a energia irradiada pelo objeto chega a um dispositivo de captação ou ao olho humano, a imagem se encontra em condições de ser processada e pode ser analisada pelo cérebro ou pelo computador (CONCI; AZEVEDO; LETA, 2008). Ao contrário da imagem analógica que representa um conjunto contínuo e variável de valores, a imagem digital se apresenta como um conjunto não contínuo, finito e discreto de valores que correspondem a coordenadas espaciais limitadas e a intensidades finitas. O resultado da digitalização é sempre uma representação aproximada do objeto (DAMÁSIO, 2015).

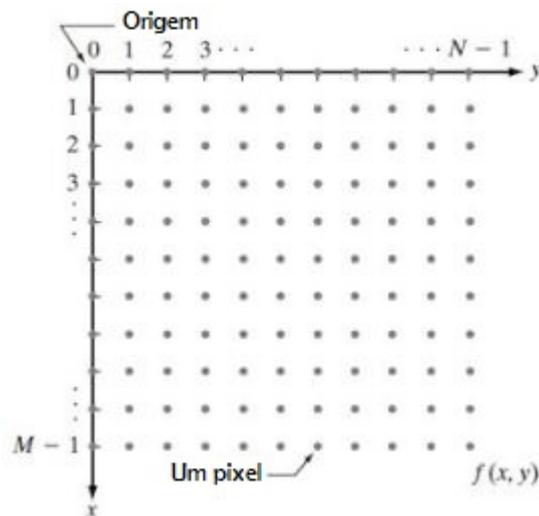
No que tange ao processamento, a imagem é convertida de contínua (real) para uma representação discreta, ou seja, digital. Somente dessa forma é possível fazer uso computacional da imagem, podendo ser armazenada na forma de arquivos (CONCI; AZEVEDO; LETA, 2008). A Figura 2 a seguir apresenta de maneira geral como ocorre o processo de discretização. A função contínua $f(x)$, representada na curva em vermelho, sofre uma discretização, transformando-se, assim, na função em azul a qual é uma aproximação da primeira.

Figura 2: Processo de discretização



Fonte: Adaptado de Norton (2013)

A imagem digital, portanto, é uma representação discreta da imagem em que a mesma é definida como uma função bidimensional, $f(x,y)$, em que x e y são coordenadas espaciais do plano. Em se tratando de imagens em escala de cinza, cada coordenada $f(x,y)$ representa a intensidade ou nível de cinza da imagem naquele ponto (GONZALEZ; WOODS, 2010), o que pode ser observado na Figura 3. Uma imagem digital pode ser representada por um conjunto de elementos chamados de *pixel* que, por sua vez significa *elemento de tela* ou, em inglês, *picture element*. Cada *pixel* é armazenado e juntos formam um mapa de *bits* (*bit-map*) em que o mapeamento de *bits* serve para reproduzir a imagem digitalmente (ROSA, 2015). As subseções seguintes abordarão os tipos de imagens mais utilizados nos dias atuais e os quais, por conta disso, recebem mais atenção da literatura da área de Processamento Digital de Imagens.

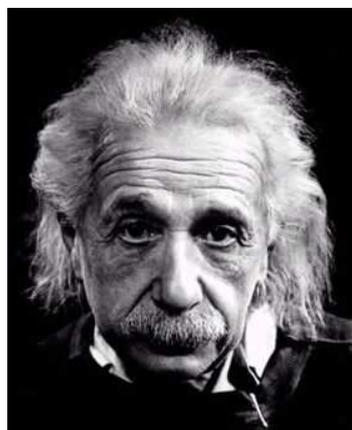
Figura 3: Disposição dos *pixels* no plano cartesiano

Fonte: Adaptado de Gonzalez e Woods (2010)

2.1.1 Imagens em escala de cinza

Imagens em escala de cinza são aquelas formadas, como o nome sugere, exclusivamente por tons da referida cor. A razão pela qual se diferencia tais imagens de qualquer outro tipo de imagem é que menos informação cada *pixel* precisa. De fato, um tom de ‘cinza’ ocorre, por exemplo, quando os componentes vermelho, verde e azul tem a mesma intensidade em uma imagem no espaço RGB (CHAI3D, 2016). Frequentemente, a intensidade na escala de cinza é guardada em um número inteiro de oito *bits* resultando em 256 possíveis diferentes tons de cinza partindo do preto ao branco. Na Figura 4 é possível ver um exemplo de imagem em tons de cinza.

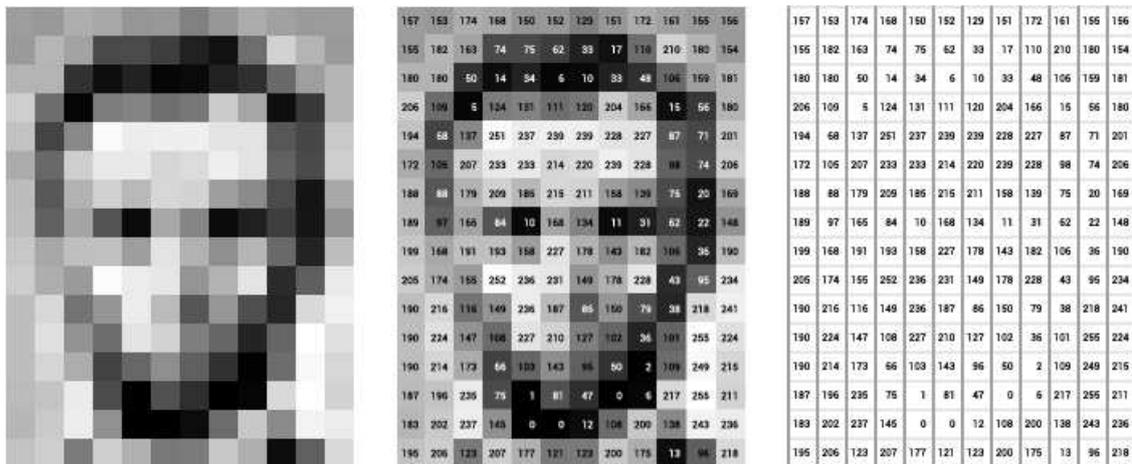
Figura 4: Exemplo de imagem em escala de cinza



Fonte: Pinterest (2016)

Imagens em escala de cinza são muito comuns, em parte porque muitos dos *displays* de hoje assim como hardware de captura de imagem só podem suportar imagens de oito *bits* (CONCI; AZEVEDO; LETA, 2008). Além disso, imagens em tons de cinza são suficientes para muitas tarefas, então, nesses casos, não é necessário o uso de imagens coloridas as quais são mais estruturalmente complicadas e mais difíceis de processar. A Figura 5 exemplifica a disposição dos níveis de cinza na imagem.

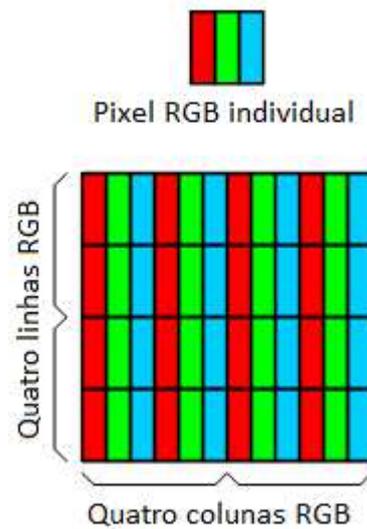
Figura 5: Intensidade dos *pixels* de imagem em escala de cinza



Fonte: Elsworth (2016)

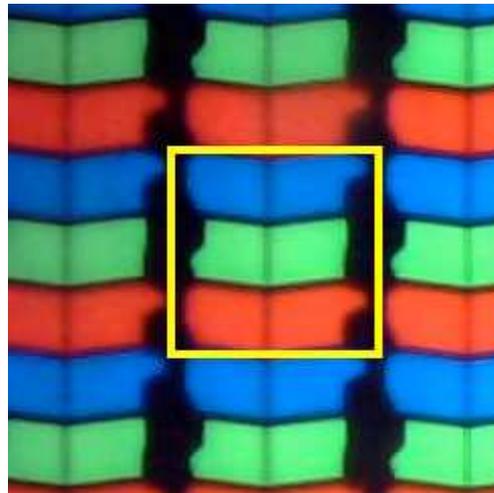
2.1.2 Imagens coloridas

As imagens coloridas, diferentemente das imagens em tons de cinza, necessitam de mais informação para que seja possível a exibição de diferentes cores na imagem. A maioria das imagens coloridas usadas atualmente são imagens no modelo RGB (do inglês: *red*, *green* e *blue*), ou seja, cada *pixel* é composto por três componentes: vermelho, verde e azul. Cada componente necessita de 8 *bits* para codificar sua respectiva cor. Baseado nisso, cada *pixel* então faz uso de 24 *bits* e a faixa de cada componente de cor individual é [0 ... 255], mesmo range das imagens em tons de cinza. A Figura 6 denota o esquema de composição de cores do sistema RGB (BURGER; BURGE, 2012).

Figura 6: Composição do *pixel* RGB

Fonte: Adaptado de Rogers (2011)

Na Figura 7, se tem a disposição dos *pixels* do *tablet iPad 2*, um exemplo prático da utilização do sistema RGB pela indústria.

Figura 7: *Pixel* RGB no *display* do *iPad 2*

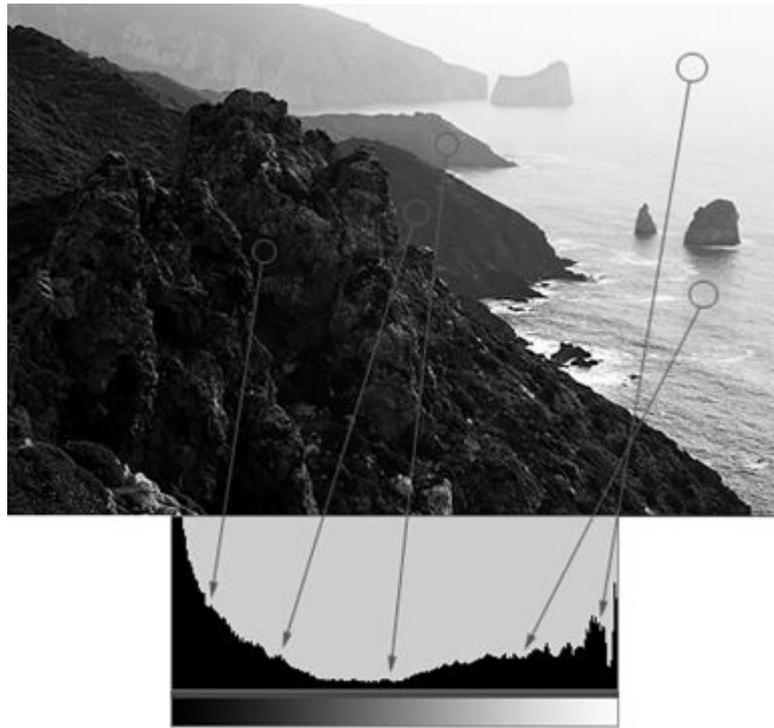
Fonte: Edepot (2014)

2.1.3 Histograma de imagem digital

A finalidade de um histograma é resumir graficamente a distribuição de um conjunto de dados (NIST, 2015). Em Processamento de Imagens, o histograma indica o percentual de *pixels* na imagem que apresentam determinado nível de cinza ou cor. Tais valores são

geralmente representados por um gráfico de barras que fornece, para cada nível de cinza, o número ou percentual de *pixels* correspondentes na imagem. Na Figura 8, é possível observar uma fotografia em escala de cinza e seu histograma (CONCI; AZEVEDO; LETA, 2008).

Figura 8: Histograma de uma imagem em escala de cinza



Fonte: Cambridge in Color (2015)

Depois de estudar as principais características da imagem digital, se estudará a partir das próximas sessões os princípios do som, o exame de ultrassonografia propriamente dito, as características do ruído *speckle* assim como a filtragem no domínio espacial, conhecimento fundamental utilizado na metodologia do trabalho.

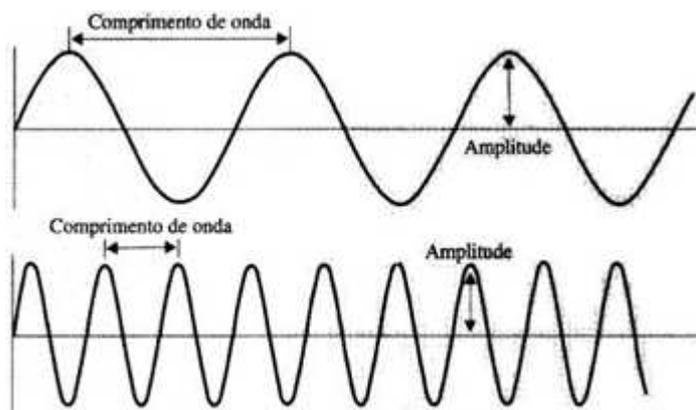
2.2 Os Princípios do Som

As ondas mecânicas com importância mais evidente para o dia-a-dia das pessoas são as ondas longitudinais que se propagam no meio, em geral o ar, e que são chamadas de ondas sonoras (YOUNG; FREEDMAN, 2008). O intervalo audível do ser humano é delimitado por frequências compreendidas entre 20 e 20000Hz. No entanto, a palavra som se refere também a ondas com frequências maiores que 20000Hz (ultrassom) e menores que 20Hz (infrassom)(SOFFERMAN; AHUJA, 2012).

O som é caracterizado pela vibração dos corpos, a qual provoca uma onda mecânica e longitudinal e que também se propaga em todas as direções, apenas em meios materiais os

quais possuem massa e elasticidade, como os sólidos, líquidos ou gasosos. Dessa forma, devido a essa necessidade de vibração de corpos, o som não se propaga no vácuo, precisando de um meio que possa ser comprimido. Quanto mais denso for o meio, mais rápido o som é transmitido (UFS, 2016). A Figura 9 abaixo exemplifica o comportamento senoidal da onda sonora na forma de dois gráficos. O primeiro mostra uma onda com menos ciclos por segundo que a onda do segundo gráfico a qual, por sua vez, possui um comprimento de onda (pico a pico) menor que a primeira.

Figura 9: Comportamento senoidal da onda sonora



Fonte: Cristófaros-Silva e Yehia (2009)

É o comprimento de onda que determina a frequência da mesma, seguindo a seguinte equação:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.1)$$

Em que c corresponde à velocidade da onda sonora ou onda eletromagnética, λ é o comprimento de onda e f a frequência da mesma (YOUNG; FREEDMAN, 2008). Ainda de acordo com Young e Freedman (2008), os níveis de intensidade sonora são expressos em decibéis, abreviados por dB. Um decibel é uma fração igual a 1/10 do bel, uma unidade criada em homenagem a Alexander Graham Bell, o inventor do telefone. Como em muitos casos o bel é inconvenientemente grande, o decibel é a unidade usual para o nível de intensidade sonora.

Apesar de o som ter sido estudado na antiguidade por Pitágoras e outros estudiosos, somente em 1687 surge a primeira teoria matemática da propagação sonora com Isaac Newton. Newton foi o primeiro estudioso a calcular a velocidade do som, por intermédio de um experimento que media a diferença de tempo entre a percepção do clarão de um canhão e o tempo em que uma pessoa situada a 20km do objeto começava a ouvir o barulho da explosão. No entanto, Newton não levou em consideração a influência da temperatura

e da densidade do ar na determinação da velocidade, fato que só foi descoberto 150 anos depois pelo físico e matemático francês Pierre Simon Laplace (ROQUE, 2013).

A velocidade de propagação do som no ar depende da densidade e da pressão do mesmo e pode ser calculada pela seguinte equação (SCHULZ, 2008):

$$v = \sqrt{\frac{1.4 * P}{D}} \quad (2.2)$$

Em que P é a pressão atmosférica e D a densidade do ar no Sistema Internacional de Unidades. Em condições normais a velocidade do som é de 344,44m/s.

Em locais onde o ar é rarefeito, existe uma dificuldade maior de compreensão dos sons emitidos, uma vez que a quantidade de moléculas disponível para vibração não se compara a de locais de baixa altitude. De maneira geral, os sólidos transmitem melhor o som que os líquidos e estes melhor que os gases. Tudo isso ocorre devido à quantidade de moléculas disponíveis para serem comprimidas pelas ondas sonoras no meio. A Tabela 1 mostra a velocidade de propagação do som em diferentes meios a 25 °C (UNIME, 2014).

Tabela 1: Velocidade do som em diferentes meios

Meio	Velocidade (m/s)
Ar	346
Água	1498
Ferro	5200
Vidro	4540

Fonte: Fonte: Adaptado de UNIME (2014)

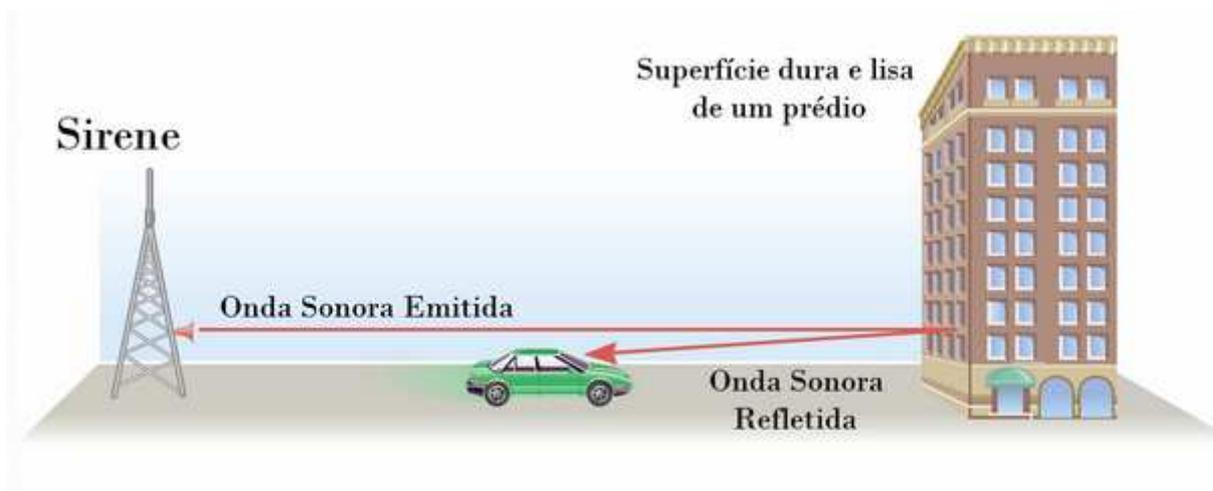
Para uma abordagem mais significativa acerca da onda sonora e, portanto, a obtenção de um conhecimento mais abrangente no campo da Ondulatória, a próxima seção se dedica a uma explanação das características físicas da onda sonora.

2.2.1 Propriedades do som

2.2.1.1 Reflexão

A reflexão do som acontece quando as ondas sonoras encontram superfícies lisas e rígidas. Nessas condições, elas passam pelo fenômeno da reflexão em que retornam em sentido contrário (UNIME, 2014). A reflexão em uma superfície é diretamente proporcional à dureza do material. Com isso, superfícies rígidas como paredes, concreto e azulejos, por exemplo, refletem aproximadamente 100% do som incidente (SCHULZ, 2008). A Figura 10 mostra um exemplo em que as ondas sonoras emitidas por uma sirene encontram um obstáculo, na figura representado pelo edifício, e retornam à fonte devido a propriedade de reflexão do som.

Figura 10: Reflexão do som

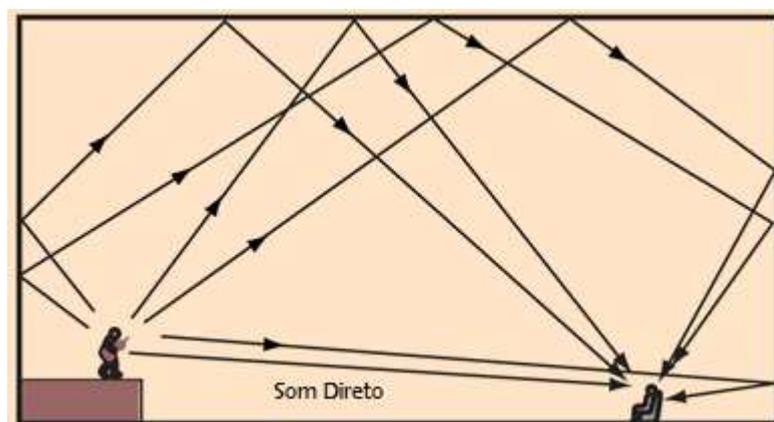


Fonte: Adaptado de Rosário (2011)

2.2.1.2 Eco e Reverberação

Segundo Silva (2016), o eco é o som refletido que é percebido com intervalo de tempo suficiente para ser distinguido do som original. De acordo com Schulz (2008), define-se eco como a repetição de um som que chega ao ouvido por reflexão $1/20$ de segundo ou mais depois do som direto. Já quando o intervalo não é suficiente para que ocorra a percepção de diferença entre o som verdadeiro e o som refletido, ocorre a reverberação. Reverberação é o nome dado à coleção de sons refletidos em um ambiente fechado, como um auditório, por exemplo (GSU, 2010). A Figura 11 mostra como ocorre o fenômeno da reverberação em um ambiente fechado.

Figura 11: Reverberação do som

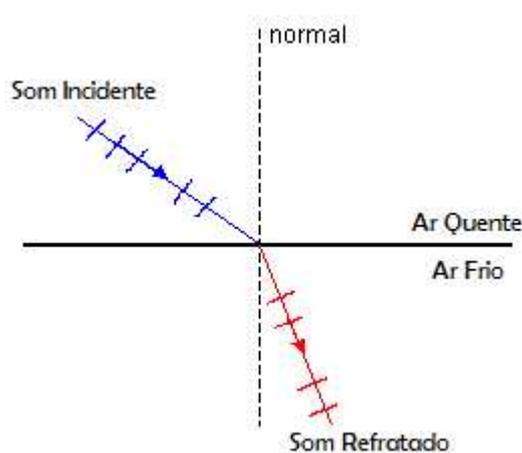


Fonte: Adaptado de GSU (2010)

2.2.1.3 Refração

O fenômeno da refração sonora acontece quando a onda progride em um novo meio material, como por exemplo, quando encontra uma parede. A parte da onda que atravessa a parede muda de direção e essa mudança é chamada de refração (UNIME, 2014). Segundo Schulz (2008), essa alteração é causada pela variação da velocidade de propagação sofrida pela onda. A mudança de temperatura do ar é um dos principais fatores que causam a refração da onda sonora. A Figura 12 mostra um esquema de como acontece o processo de refração do som.

Figura 12: Refração do som

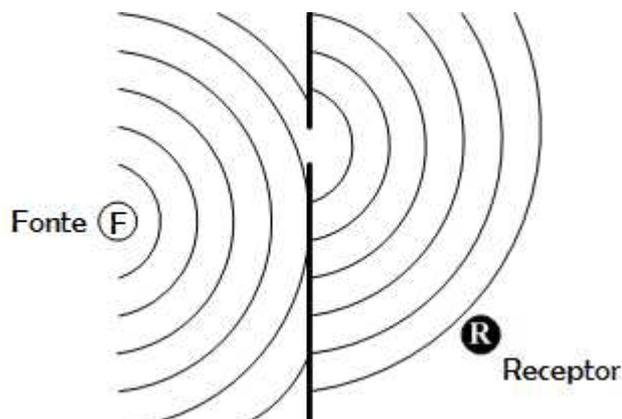


Fonte: Adaptado de Spiritsd (2011)

2.2.1.4 Difração

Além das diversas formas de desvios que a onda sonora pode sofrer durante seu percurso, como a reflexão e a refração já citadas anteriormente, existe também a difração. Difração é o nome dado à capacidade do som de rodear obstáculos ou propagar-se por todo um ambiente através de pequenas aberturas (GSU, 2016). Como se vê na Figura 13, a pequena abertura na parede faz com que a difração da onda sonora ocorra para o outro ambiente.

Figura 13: Difração do som por meio de uma pequena abertura

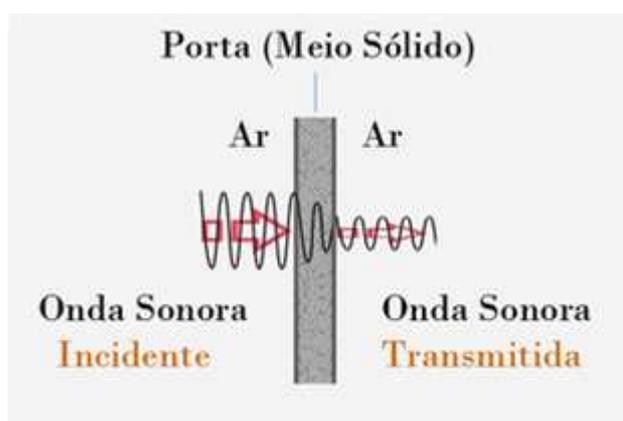


Fonte: Adaptado de Wikibooks (2015)

2.2.1.5 Absorção

A absorção sonora se refere à transferência de energia da onda de som para um determinado meio. Essa transferência faz com que ela se dissipe durante a propagação. A absorção é facilmente detectada no dia a dia devido à atenuação acústica, ou seja, diminuição da intensidade sonora. Nesse processo, acontece a perda de energia da onda incidente (ROSÁRIO, 2011). A Figura 14 explica como ocorre este fenômeno.

Figura 14: Absorção do som



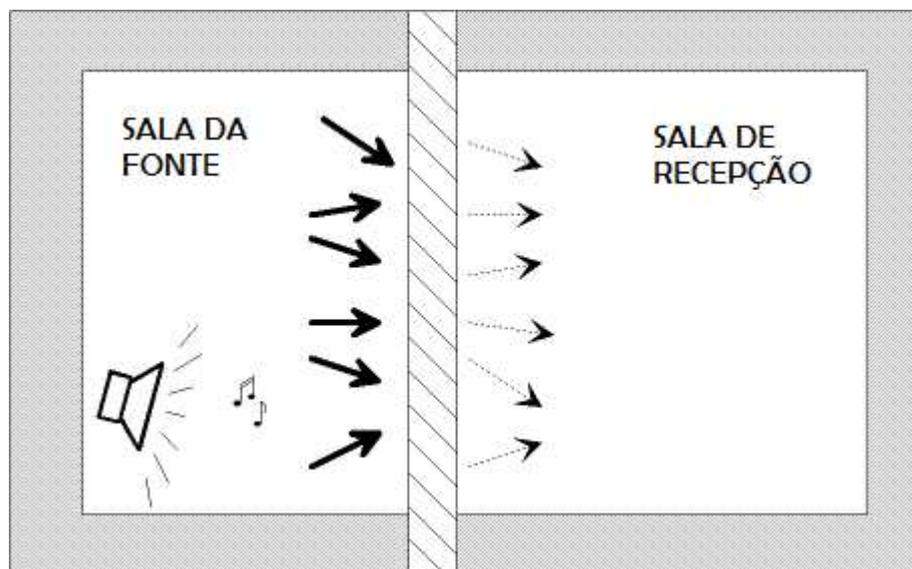
Fonte: Adaptado de Rosário (2011)

2.2.1.6 Transmissão

A transmissão sonora é a capacidade do som de passar de um lado para outro de uma superfície, continuando sua propagação. Fisicamente, o fenômeno tem as seguintes características: a onda sonora ao atingir uma superfície, faz com que ela vibre, transformando-a

em uma fonte sonora. Assim, a superfície vibrante passa a gerar som em sua outra face. Portanto, quanto mais rígida e densa (pesada) for a superfície menor será a energia transmitida (SCHULZ, 2008).

Figura 15: Transmissão do som



Fonte: Adaptado de Alfwarnock (2013)

Na Figura 15, o som é transmitido pela parede de uma sala para outra, mostrando, dessa forma, que a transmissão ocorre pela vibração do meio.

2.2.1.7 Ressonância

O fenômeno da ressonância acontece quando um sistema físico recebe energia por meio de excitações de frequência igual a uma de suas frequências naturais de vibração. Se a frequência natural de oscilação do sistema e as excitações constantes sobre ele estiverem sob a mesma frequência, a energia do sistema será aumentada, fazendo com que vibre com amplitudes cada vez maiores. O som é uma onda mecânica que se propaga em meios materiais, dessa forma, essa onda produz vibrações no meio em que se propaga. Quando a frequência de oscilação da fonte coincide com a frequência de oscilação natural do corpo, a amplitude de oscilação desse corpo atinge valores elevados, pois a fonte progressivamente cede energia ao mesmo (CAVALCANTE, 2016). Na Figura 16, tem-se o exemplo de uma taça que se quebra por entrar em ressonância com o som do ambiente.

Figura 16: Taça quebra por conta do fenômeno da ressonância



Fonte: Pyzdek (2016)

2.2.1.8 Impedância Acústica

Em Wolfe (2016), impedância acústica, a qual é representada pelo símbolo Z , é a relação entre pressão acústica p e o volume de fluxo acústico U . Dessa forma a impedância é definida pela seguinte fórmula:

$$Z = \frac{p}{U} \quad (2.3)$$

Z geralmente varia muito quando se muda a frequência. A impedância acústica em uma determinada frequência indica quanta pressão sonora é gerada pela vibração do ar naquela frequência específica (WOLFE, 2016). A Tabela 2 mostra a impedância geral de determinados materiais.

Tabela 2: Impedância Acústica de determinados materiais

Material	Densidade (kgm^{-3})	Impedância Acústica ($kgm^{-2}s^{-1} * 10^6$)
Ar	1.3	0.000429
Água	1000	1.50
Osso (média)	1500	6.00
Sangue	1060	1.59
Músculo (média)	1075	1.70
Tecido Macio (média)	1050	1.58
Gordura	925	1.38

Fonte: Adaptado de Gibbs (2013)

Nesta seção foram discutidos os principais atributos da onda sonora. A próxima subseção estudará a ultrassonografia propriamente dita, abordando seu histórico, seus atributos e, finalmente seu ruído característico *speckle*.

2.3 A Ultrassonografia

Esta seção tratará do histórico e das demais características do exame de ultrassonografia, tais como: abordagem acerca dos ultrassons e aspectos gerais do ecógrafo, equipamento utilizado na realização do exame, assim como aspectos da resolução da imagem.

2.3.1 Histórico

As ondas de ultrassom foram primeiramente estudadas em 1794 pelo biólogo italiano Lazzaro Spallanzani ao observar que os morcegos se orientavam mais pela audição do que pela visão na localização de obstáculos, característica essa que mais tarde ficou conhecida por *ecolocalização*. Jacques e Pierre Curie contribuíram para o desenvolvimento da ultrassonografia moderna com seus estudos sobre cristais, uma vez que cristais piezelétricos são utilizados na geração de ultrassom. As ondas de ultrassom não transportam matéria, mas sim fazem com que os tecidos pelo quais elas passam venham vibrar (FAMERP, 2010).

O estudo dos ultrassons foi impulsionado com objetivos militares e industriais. A necessidade de encontrar uma maneira de rastrear o fundo do mar com finalidade bélica impulsionou Paul Langevin e Constantin Chilowsky em 1916 a conceber o primeiro sonar marítimo, tecnologia essa que teve participação fundamental em guerras a partir do final da Primeira Guerra Mundial. No meio industrial, os ultrassons foram usados por Sergei Y. Sokolov em 1935 para verificar a homogeneidade de estruturas maciças objetivando encontrar falhas (JUNIOR, 2012).

A ultrassonografia passou a ser utilizada na Medicina como meio diagnóstico em 1942 pelo neurologista austríaco Karl T. Dussik. A partir de 1968, após a publicação de um método melhorado de obtenção de imagens de ultrassom, a ultrassonografia passou a ser utilizada na examinação de fetos durante a gravidez (QUEIRÓS, 2011). A Figura 17 mostra o aparelho Vidoson 635, de propriedade da Maternidade de São Paulo. Na época, foi o primeiro equipamento de ultrassom existente no Brasil e o primeiro da América do Sul.

Figura 17: Vidoson 635: primeiro equipamento de ultrassom da América do Sul



Fonte: Santos, Amaral e Tacon (2012)

2.3.2 Ultrassons

Os ultrassons são ondas sonoras que se encontram na faixa acima dos 20KHz. Embora frequências nas faixas acima do MHz não sejam utilizadas nas diversas técnicas de visualização diagnóstica, o uso de altas frequências se torna fundamental uma vez que seus respectivos comprimentos de onda são curtos em relação a ondas de frequência mais baixa. Dessa forma, com o comprimento de onda curto é possível que a onda sonora entre em contato com pequenas estruturas (SOFFERMAN; AHUJA, 2012).

No entanto, em exames de ultrassonografia, no que diz respeito à profundidade de penetração do feixe de ultrassons, feixes de altas frequências não alcançam tecidos profundos fazendo com que o operador necessite utilizar baixas frequências para alcançar tecidos mais internos. Quando se necessita visualizar estruturas mais superficiais como tireoide e vasos sanguíneos, faz-se o uso de frequências maiores que 5MHz. Para a visualização de exames obstétricos, abdominais e pélvicos, a faixa de frequências é de 2MHz a 5MHz(MASSELLI; WU; PINHEDO, 2013).

2.3.3 Ecógrafo

O aparelho utilizado na formação de imagens de ultrassom é o ecógrafo. A função básica do equipamento é gerar ondas sonoras em altas frequências por meio da energização de cerâmicas ou cristais piezoelétricos, os quais, a partir da referida energização, passam a vibrar muito rapidamente (OLIVEIRA; CARVALHO, 2013). A Figura 18 mostra a configuração de um ecógrafo.

Figura 18: Exemplo de ecógrafo utilizado nos dias atuais



Fonte: GE (2016)

O ecógrafo é composto pelas seguintes partes:

- *Pulsador* – aplica alta amplitude de voltagem para energizar os cristais;
- *Transdutor* – converte energia elétrica em mecânica e vice-versa;
- *Receptor* – detecta e amplifica sinais fracos;
- *Display* – exibe sinais de ultrassom em diversos modos;
- *Memória* – armazena a imagem exibida.

Especial destaque deve ser dado ao transdutor, pois é o equipamento que fica em contato com a pele do paciente e o responsável pela emissão dos ultrassons e recepção dos ecos os quais são o pilar da formação da imagem ultrassônica.

2.3.3.1 O transdutor e a formação da imagem

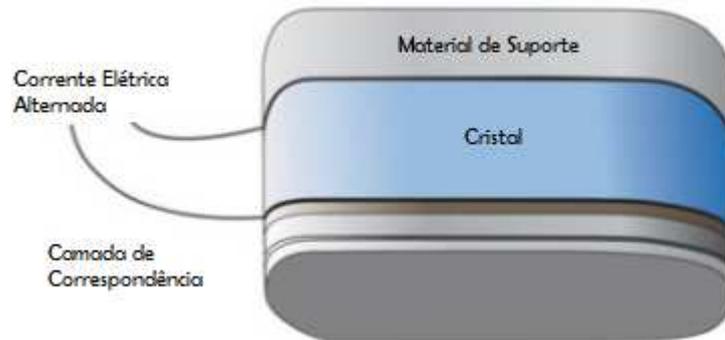
O transdutor, observado na Figura 19, é responsável por transmitir a onda de ultrassom para os tecidos em que ocorre a deformação física dos mesmos. Isso é realizado por intermédio de cristais piezelétricos os quais aumentam e diminuem de tamanho em resposta à corrente alternada aplicada, como pode ser visto na Figura 20, a qual, por sua vez, exibe os componentes básicos do equipamento. Esses cristais são organizados em 128 canais paralelos os quais emitem ondas sonoras de igual frequência para os tecidos (SOFFERMAN; AHUJA, 2012), como visto na Figura 21.

Figura 19: Transdutor



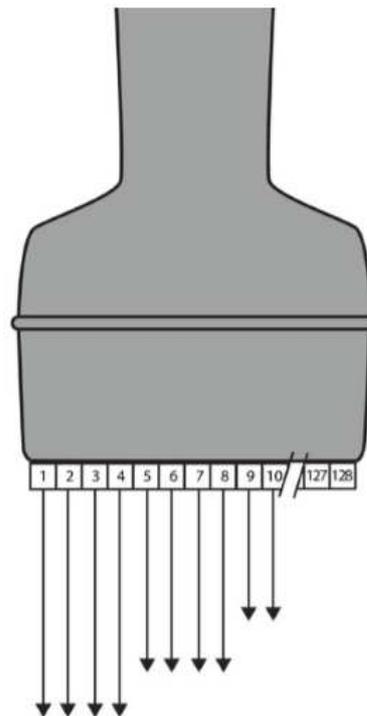
Fonte: Toledo (2015)

Figura 20: Componentes do transdutor



Fonte: Adaptado de Sofferman e Ahuja (2012)

Figura 21: Canais de emissão de ultrassons do transdutor



Fonte: Adaptado de Sofferman e Ahuja (2012)

De acordo com Augusta University (2013), a distorção mecânica dos cristais causada pela aplicação de eletricidade resulta na produção de ondas sonoras. A conversão de energia elétrica em mecânica é chamada de efeito piezoeletrico inverso. Cada cristal piezoeletrico produz uma onda de ultrassom. Ultrassons são gerados em pulsos e cada pulso consiste geralmente de 2 ou 3 ciclos de som de mesma frequencia, chamados de trens intermitentes de ondas de pressao. A Figura 22 mostra a emissao de pulsos.

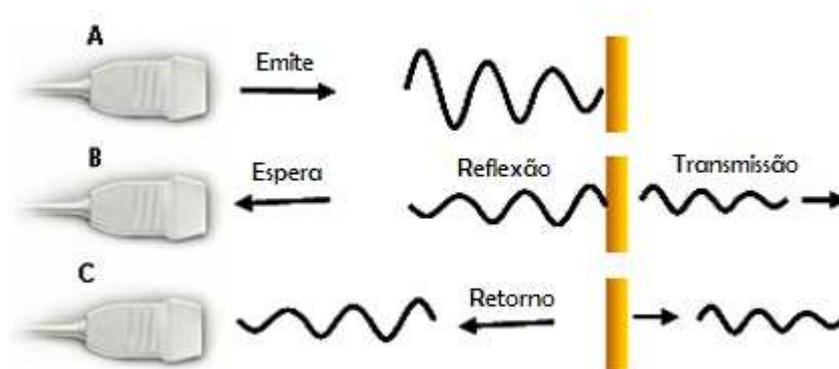
Figura 22: Envio de pulsos de ultrassom pelo transdutor



Fonte: Adaptado de Augusta University (2013)

O transdutor espera receber a onda de retorno a cada pulso. Após isso, o transdutor transforma o eco (energia mecânica) em eletricidade a qual é processada e mostrada como uma imagem na tela. A Figura 23 mostra como ocorre o processo de reflexão dos ultrassons nos tecidos, órgãos e estruturas internas (AUGUSTA UNIVERSITY, 2013). Pulsos de ultrassom precisam ser espaçados com tempo suficiente entre eles para permitir que o som atinja o alvo de interesse e retorne ao transdutor antes do próximo pulso ser gerado. De acordo com Ure (2013), o tempo de vibração dos cristais piezoelétricos para geração do pulso é de 80ns e o tempo de espera do sinal refletido é de 200 a 300 ms.

Figura 23: Processo de reflexão dos ultrassons

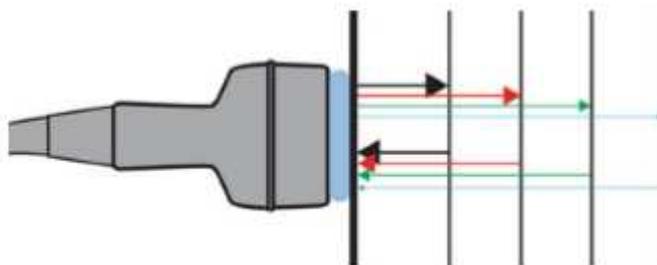


Fonte: Adaptado de Augusta University (2013)

Como dito anteriormente, ondas de baixas frequências não sofrem atenuação até chegar a um nível profundo, ao contrário das ondas de alta frequência. Assim, ultrassom abdominal, por exemplo, utiliza frequências na faixa entre 3 a 5 MHz para alcançar profundidade adequada com também adequado nível de reflexão. Estruturas da cabeça e pescoço são relativamente superficiais, portanto, não requerem ondas de baixa frequência

para atingir profundidade. Isso pode ser observado no fato de que um transdutor de 10 a 12 MHz demonstra rapidamente toda a anatomia relevante da glândula tiroide, das glândulas paratireoides e linfonodos adjacentes, por exemplo (SOFFERMAN; AHUJA, 2012). A Figura 24 demonstra o alcance dos ultrassons de acordo com suas respectivas frequências. O valor da frequência de cada seta aumenta de baixo para cima.

Figura 24: Alcance de tecidos por diferentes frequências

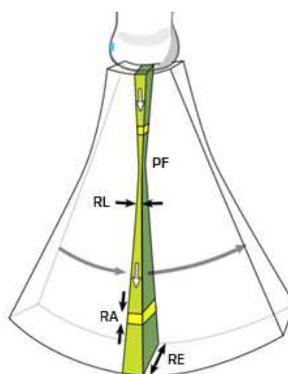


Fonte: Adaptado de Sofferman e Ahuja (2012)

2.3.4 Resolução da imagem

A resolução de uma imagem é um ponto de fundamental importância que deve ser levado em consideração na discriminação de estruturas muito próximas umas das outras. O ecógrafo trabalha com três tipos de resolução: axial, lateral e elevacional. A resolução axial (RA) representa a capacidade de distinção entre duas estruturas refletoras alinhadas longitudinalmente ao feixe de ultrassom. A resolução lateral (RL) refere-se à capacidade de discriminar dois pontos próximos no eixo perpendicular ao da propagação do feixe ultrassônico. A resolução elevacional (RE) corresponde à espessura do volume compreendido pelo pulso durante a varredura da imagem. A Figura 25 denota a disposição do feixe e as respectivas resoluções.

Figura 25: Feixes de ultrassons do transdutor



Fonte: Adaptado de d'Anjou e Penninck (2015)

Analisando-se o esquema da Figura 25, percebe-se que o feixe de ultrassom é largo no seu ponto de emissão, devido à proximidade aos elementos piezoelétricos, antes de tornar-se estreito no Ponto Focal (FP) e tornar-se largo novamente depois a medida que vai ganhando profundidade. Essa mudança na forma do feixe afeta as resoluções lateral e elevacional, mas não afeta a resolução axial, pois esta última é determinada pela frequência de pulso que se mantém constante na profundidade (D'ANJOU; PENNINGCK, 2015).

Ainda segundo d'Anjou e Penninck (2015), na maioria das vezes a resolução axial é superior às demais. As linhas brancas na figura determinam o caminho de cada linha de pulso, a qual é repetida ao longo da seta cinza em forma de curva para cobrir todo o campo. Os pequenos cubos amarelos determinam o volume de tecido que é escaneado sucessivamente para adquirir ecogenicidades individuais transformadas em *pixels* de variável de brilho no monitor. É possível observar a mudança no tamanho e na forma desses voxels modulados pelo tamanho e forma de cada pulso de ultrassom.

Após analisar todas as características da ultrassonografia discutidas até aqui, é imprescindível a discussão acerca da origem, forma e técnicas de supressão do ruído *speckle*, a qual se encontra nas próximas seções.

2.4 Ruído

Em fotografias digitais, *ruído* é o termo comumente utilizado para distorção visual. Parece com grãos encontrados em filmes fotográficos, mas também pode parecer com manchas de descoloração e quando o ruído é bastante acentuado, pode arruinar a imagem (ADORAMA, 2011). De acordo com Stroebel e Zakia (1993), o significado original de ruído foi e continua sendo *signal não desejado*. Flutuações elétricas indesejadas em sinais recebidos por rádios AM causam ruído acústico audível. Por analogia, flutuações elétricas indesejadas vieram a ser conhecidas como ruído. A magnitude do ruído da imagem pode variar desde partículas quase imperceptíveis em uma fotografia digital até imagens astronômicas ópticas e de rádio que são quase inteiramente compostas de ruído, a partir das quais uma pequena quantidade de informação pode ser obtida por processamento sofisticado. Esse nível de ruído seria totalmente inaceitável em uma fotografia, uma vez que poderia ser impossível, por exemplo, determinar de que se estaria tratando a imagem.

2.4.1 Ruído *Speckle*

Speckle é um fenômeno comum em sistemas de imageamento coerente. Ele surge a partir da soma linear de ecos provindos de dispersores pelo transdutor e aparece como uma estrutura granular superimposta na imagem. O ruído *speckle* é um artefato que degrada a visibilidade do alvo e não representa nenhuma propriedade inerente aos tecidos. Um dos principais efeitos indesejáveis desse ruído especificamente é a limitação na detecção de

estruturas de baixo contraste (NTUBEBI, 2013). Na Figura 26, tem-se uma imagem de ultrassonografia em que é possível observar o aspecto granular do ruído *speckle*.

Figura 26: Ruído *speckle* em imagem de ultrassonografia



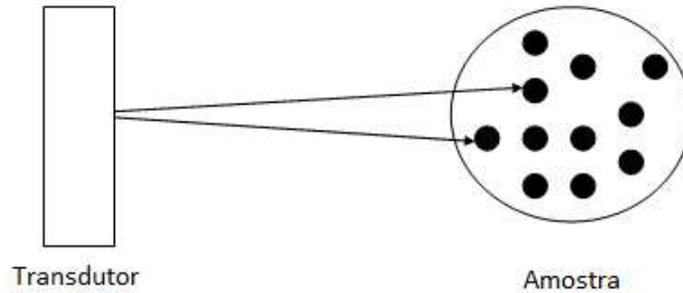
Fonte: Adaptado de Medicinase (2015)

Em ultrassons, *speckle* ocorre quando o tamanho do dispersor é pequeno em comparação com um comprimento de onda e quando existem muitos dispersores dentro de um volume da amostra. Isso é verdade para a maioria dos ultrassons de diagnóstico, uma vez que dispersores em tecido mole tem um tamanho inferior a $100\mu\text{m}$ e que o tamanho de um volume de amostra típico (isto é, a resolução espacial) é na ordem de milímetros. Neste caso, as estatísticas padrão do *speckle* são independentes das estruturas de dispersão e são uma função única do sistema de imageamento e da sua distância em relação ao alvo (NTUBEBI, 2013).

De acordo com Goodman (2010), o *speckle* tem um papel importante nos campos onde a radiação é transmitida ou refletida por objetos ásperos na escala de um comprimento de onda. Importantes casos incluem imageamento por radar SAR na região de microondas do espectro e na ultrassonografia médica de órgãos do corpo humano. O *speckle* pode ser modelado por um passeio aleatório no plano complexo onde cada passo representa o sinal recebido pelo transdutor a partir de um único promotor de dispersão no interior do volume de resolução. Uma vez que estes dispersores estão no mesmo volume de amostra, os sinais a partir deles são coerentemente somados quando recebidos pelo sistema, como visto na Figura 27. A soma, portanto, pode ser representada por um número complexo mostrado na Figura 28. Note-se que a amplitude de cada indivíduo fasor representa a intensidade do sinal a partir do dispersor em particular, enquanto que a fase do fasor está relacionada

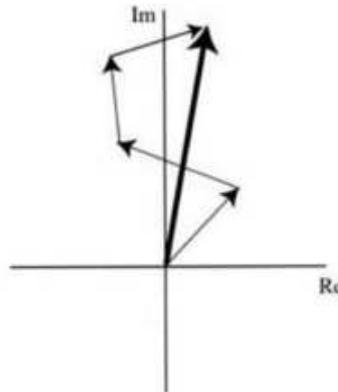
com o atraso de propagação (isto é, a distância entre o dispersor e o transdutor).

Figura 27: Volume da amostra vs. Resolução do transdutor



Fonte: Adaptado de NTUBEBI (2013)

Figura 28: Soma coerente



Fonte: Adaptado de Goodman (2010)

Considerando a_k o sinal recebido por um dispersor particular com uma fase θ_k e k variando de 1 a N , sendo N , portanto, o número de dispersores, tem-se as seguintes equações para o sinal resultante A :

$$\text{Re}\{A\} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=1}^N |a_k| \cos\theta_k \quad (2.4)$$

$$\text{Im}\{A\} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=1}^N |a_k| \sin\theta_k \quad (2.5)$$

O ruído *speckle* pode ser visto como um ruído multiplicativo, onde o ruído aumenta na medida do aumento da média. Em outras palavras, quanto mais forte for o sinal mais ele sofrerá com o ruído (NTUBEBI, 2013).

2.5 Filtragem no domínio espacial

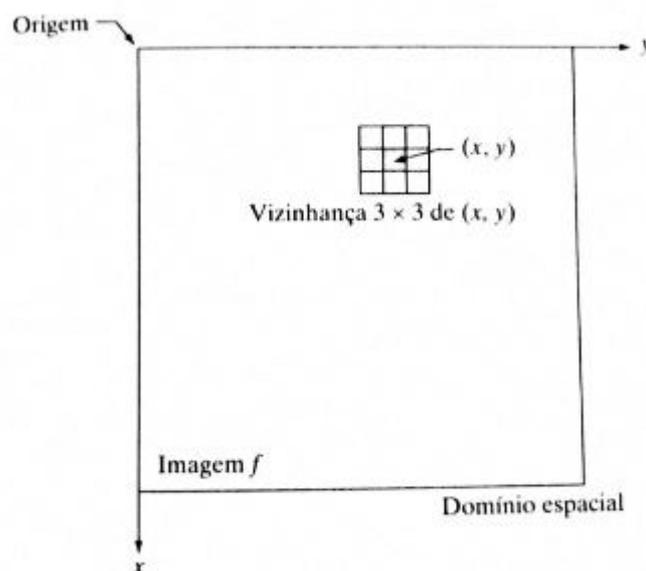
De acordo com Filho e Neto (1999), os métodos de filtragem usualmente utilizados em processamento de imagens são normalmente classificados em duas categorias: as técnicas de filtragem espacial e as técnicas de filtragem no domínio da frequência. Os métodos que trabalham no domínio espacial operam diretamente sobre a matriz de *pixels* que é a imagem digitalizada, normalmente utilizando operações de convolução com máscaras. Os métodos que atuam no domínio da frequência se baseiam na modificação da transformada de Fourier da imagem. Neste trabalho, as técnicas de filtragem utilizadas para redução do ruído *speckle* pertencem ao domínio espacial, uma vez que, como visto anteriormente, as técnicas de filtragem no domínio da frequência são destinadas geralmente para supressão de ruído periódico.

Como pode ser observado em Gonzalez e Woods (2010), os processos no domínio espacial podem ser expressos por:

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (2.6)$$

onde $f(x, y)$ é a imagem de entrada, $g(x, y)$ é a imagem de saída, e T é um operador em f definido em uma vizinhança do ponto (x, y) . O processo ilustrado na figura abaixo consiste em mover a origem da vizinhança de um *pixel* ao outro e aplicar o operador T aos *pixels* na vizinhança para gerar a saída nessa posição. Dessa forma, para qualquer posição específica (x, y) , o valor da imagem de saída g nessas coordenadas é igual ao resultado da aplicação de T à vizinhança com origem em (x, y) na imagem f .

Figura 29: Vizinhança 3x3 ao redor de um ponto (x, y)



Na Figura 30, tem-se a representação genérica de uma máscara 3x3 com seus respectivos pesos w utilizada na operação de descoberta do valor do novo *pixel* central.

Figura 30: Máscara 3x3 com seus respectivos pesos w

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

Fonte: Gonzalez e Woods (2010)

Os filtros utilizados neste trabalho são divididos em três grandes grupos: filtros de suavização, filtros de aguçamento e filtros adaptativos.

2.5.1 Filtros espaciais de suavização

Os filtros espaciais de suavização são usados pra borrimento e redução do ruído. A redução do ruído pode ser obtida pelo borrimento com um filtro linear e também pela filtragem não linear. Filtros lineares são chamados de *filtros da média* em que o valor do *pixel* central, como o nome sugere, é substituído pela média dos *pixels* da vizinhança e onde ocorre a perda direta de nitidez (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Também conhecidos como filtros estatísticos de ordem, os filtros não lineares se baseiam na ordenação (classificação) dos *pixels* contidos na área da imagem coberta pelo filtro, substituindo o valor do *pixel* central pelo valor determinado pelo resultado da classificação. Dentre estes, o mais conhecido é o *filtro da mediana* que substitui o valor de um *pixel* pela mediana dos valores de intensidade na vizinhança desse *pixel*, em que o valor original do *pixel* é incluído no cálculo da mediana (GONZALEZ; WOODS, 2010).

De acordo com Conci, Azevedo e Leta (2008), da mesma forma como o filtro da média é utilizado pra diminuir a variação entre um *pixel* e seu vizinho, o *filtro gaussiano* é usado para atenuar os valores de cada *pixel*, objetivando a minimização de informações indesejáveis. A forma 2D do filtro gaussiano é dada pela equação abaixo:

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{\frac{-(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.7)$$

onde x e y são as coordenadas da imagem original, e é o número de Euler que corresponde a aproximadamente 2,71 e σ é o desvio-padrão.

2.5.2 Filtros espaciais de aguçamento

Ainda de acordo com Gonzalez e Woods (2010), ao contrário dos filtros destinados à suavização, os filtros espaciais de aguçamento salientam transições de intensidade para o aumento da nitidez de uma imagem. Um método de aguçamento que pode ser citado é a *Máscara de Nitidez*.

O método da Máscara de Nitidez consiste em subtrair uma versão não nítida, ou seja, suavizada, de uma imagem da imagem original. O primeiro passo é obter a máscara, dada pela seguinte equação:

$$g_{máscara}(x, y) = f(x, y) - \bar{f}(x, y) \quad (2.8)$$

em que \bar{f} é a imagem suavizada. Em seguida, conforme visto na próxima equação, uma porção ponderada da máscara é adicionada a imagem original, com o parâmetro controlador da forma k em que $0 \leq k \leq 1$.

$$g(x, y) = f(x, y) + k * g_{máscara}(x, y) \quad (2.9)$$

2.5.3 Filtros adaptativos

Diferentemente dos filtros citados anteriormente os quais respondem da mesma forma ao percorrer toda a imagem, os filtros adaptativos são filtros que respondem de acordo com as características estatísticas da região percorrida pelo filtro. Os filtros adaptativos possuem um desempenho superior ao dos demais filtros, mesmo que a complexidade dele aumente (GONZALEZ; WOODS, 2010). São exemplos de filtros adaptativos os filtros de Lee, Kuan e Frost, os quais serão estudados na próxima seção.

2.6 Filtragem do ruído *speckle*

Segundo Domg, Milne e Forster (2001), a redução do ruído *speckle* deve levar em consideração a preservação das bordas e da textura, entre outros fatores. Diversos filtros para este fim foram desenvolvidos nas últimas décadas, sendo os mais utilizados o de Frost, o de Kuan e o de Lee (LOPES; TOUZI; NEZRI, 1990). Tais são classificados como filtros adaptativos, e objetivam suprimir o ruído com o intuito de suavizar as regiões homogêneas e manter a textura nas áreas de alta variação de intensidades.

2.6.1 Filtro de Lee

O filtro de Lee estabelece um modelo multiplicativo para o ruído e segue o critério de Mínimo Erro Quadrático Médio Linear Local. O termo local se dá pelo fato de o filtro fazer uso de estatísticas locais do *pixel* a ser filtrado, admitindo a não estacionaridade da

média e da variância do sinal (SILVA, 2004). De acordo com Velho (2009), o filtro de Lee é caracterizado pela seguinte equação:

$$\hat{x}_{ij} = \bar{x}_{ij} + k_{ij}(z_{ij} - \bar{x}_{ij}) \quad (2.10)$$

onde \hat{x}_{ij} é o novo valor para o *pixel*, \bar{x}_{ij} é a média dos valores dos *pixels* da cena, k que, neste caso, é o coeficiente adaptativo do filtro de Lee e z_{ij} é o valor do *pixel* na imagem original. Pode-se encontrar o valor de k pela seguinte equação:

$$k = \frac{\text{var}(x)}{\bar{x}_{ij}\sigma^2 + \text{var}(x)} \quad (2.11)$$

A equação acima possui as estatísticas globais e locais da imagem. A média e a variância da cena (\bar{x}_{ij} e σ^2 , respectivamente) representam os parâmetros globais e os parâmetros locais são representados por $\text{var}(x)$, que por sua vez, será obtida a partir da variância e da média dos *pixels* contidos na janela de convolução, como mostra a equação a seguir.

$$\text{var}(x) = \frac{\text{var}(z) + \bar{x}^2}{\sigma_v^2 + 1} - \bar{x}^2 \quad (2.12)$$

onde $\text{var}(z)$ é a variância da janela móvel e x é a média da janela móvel. O termo σ_v^2 é descrito pela equação:

$$\sigma_v^2 = \frac{\text{var}(z')}{\bar{z}'^2} \quad (2.13)$$

ou seja, é idêntico ao quadrado do coeficiente de variação, sendo $\text{var}(z')$ e \bar{z}'^2 a variância e a média de uma região da imagem, respectivamente.

2.6.2 Filtro de Kuan

De acordo com Valderrama (2000), Kuan desenvolveu um filtro não linear aplicando o método Mínimo Erro Quadrático Médio, para ruído multiplicativo. O filtro de Kuan é uma generalização do filtro de Lee mudando apenas o fato de k ser definido como:

$$k = \frac{\text{var}(x)}{\bar{x}_{ij}\sigma^2 + (1 + \sigma^2)\text{var}(x)} \quad (2.14)$$

Kuan propõe usar a diferença entre o valor do ponto central de z e sua média em uma janela 3x3 no cálculo de $\text{var}(x)$. Essa aproximação reduz o *speckle*, no geral, em áreas homogêneas como no filtro de Lee, porém, o ruído é menos proeminente nas bordas.

2.6.3 Filtro de Frost

Chávez (2010) afirma que o filtro de Frost considera um modelo de restauração circularmente simétrico com base em uma gaussiana. A filtragem é realizada por meio de uma

média ponderada, empregando aqueles *pixels* para os quais $f(x, y) \in v_\rho$, de acordo com a seguinte expressão:

$$\bar{f}(x, y) = \frac{1}{W} \sum_{f(x-i, y-j) \in v_\rho} f(x-i, y-j) \exp\left[-Q \frac{\sigma_z^2}{\mu_z^2(r_{ij})}\right] \quad (2.15)$$

A exponencial envolvida na equação acima é uma função de amortecimento que confere maior peso aos *pixel* mais próximos do centro (x, y) de um janela v_ρ circularmente simétrica de raio ρ . A quantidade W é uma função de fatores de peso dada por:

$$W = \sum_{f(x-i, y-j) \in v_\rho} \exp\left[-Q \frac{\sigma_z^2}{\mu_z^2(r_{ij})}\right] \quad (2.16)$$

onde $r_{ij} = \sqrt{(x-i)^2 + (y-j)^2}$ no espaço Euclidiano. Também poderia ser empregada a distância de Manhattan expressa por $r_{ij} = |x-i| + |y-j|$. A quantidade Q é o que se chama de fator de amortecimento. σ_z^2 e $\mu_z^2(r)$ são respectivamente a variância e a média dos *pixels* que se encontram na janela v_ρ .

3 Metodologia

Esta seção traz informações sobre o processo de desenvolvimento da pesquisa como um todo, mostrando as etapas do estudo com o intuito de abordar o processo desde o levantamento bibliográfico até a obtenção dos resultados. A metodologia desenvolvida no trabalho visa atingir o objetivo estabelecido de determinar o melhor filtro ou combinação deles para imagens de ultrassonografia. A imagem da Figura 31 traz o fluxograma da pesquisa.

Figura 31: Fluxograma do processo



Fonte: Autoria Própria

Conforme observado no fluxograma da Figura 31, é possível dividir o processo nas seguintes etapas: *Levantamento bibliográfico*, *Seleção das imagens*, *Seleção de softwares utilizados*, *Filtragem* e *Aplicação do método de avaliação*.

3.1 Etapas do processo

3.1.1 Levantamento bibliográfico

Primeiramente foi feito um estudo aprofundado de tópicos relevantes como a imagem digital, o som, as características do exame e das imagens de ultrassonografia, como também o Processamento Digital de Imagens propriamente dito, focando principalmente na filtragem no domínio espacial e os principais filtros do respectivo domínio. Após esse estudo bibliográfico, buscou-se na comunidade científica as conclusões referentes aos melhores filtros para redução do ruído *speckle* nos dias atuais. Dentre eles, os filtros de Lee, Kuan e Frost são apontados como os de melhor performance.

3.1.2 Seleção das imagens

Posteriormente, partiu-se para a etapa de seleção das imagens para teste em que foram escolhidas na internet 10 imagens bastante carregadas de ruído *speckle* nas quais os filtros foram aplicados objetivando minimizar a influência do ruído, prezando pela qualidade no que diz respeito à resolução e identificação de estruturas. Escolheu-se essa quantidade como amostra porque não seria interessante um banco de dados final de imagens processadas muito carregado, uma vez que o método de avaliação se baseia em entrevistas nas quais o entrevistado analisa item por item do banco. A seguir, estão 10 imagens escolhidas para o estudo.

Figura 32: Ultrassom 1



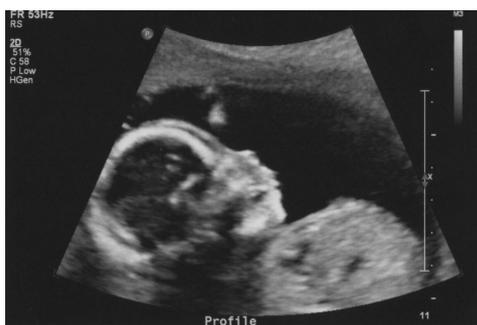
Fonte: Adaptado de Elwood (2010)

Figura 33: Ultrassom 2



Fonte: Adaptado de Angi (2013)

Figura 34: Ultrassom 3



Fonte: Adaptado de Sebastian (2011)

Figura 35: Ultrassom 4



Fonte: Adaptado de Rodrigues (2015)

Figura 36: Ultrassom 5



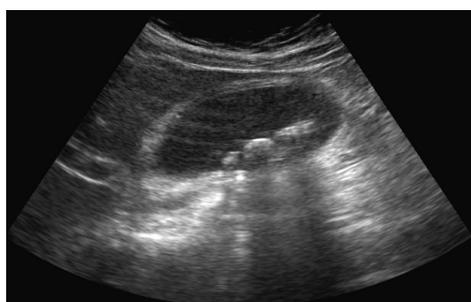
Fonte: Adaptado de UltraImagem (2011)

Figura 37: Ultrassom 6



Fonte: Adaptado de AngelsClinic (2016)

Figura 38: Ultrassom 7



Fonte: Adaptado de WallpapersHiddef (2016)

Figura 39: Ultrassom 8



Fonte: Adaptado de Solano Diagnostic Imaging (2016)

Figura 40: Ultrassom 9



Fonte: Adaptado de PhotoNesta (2015)

Figura 41: Ultrassom 10



Fonte: Adaptado de Weldon (2012)

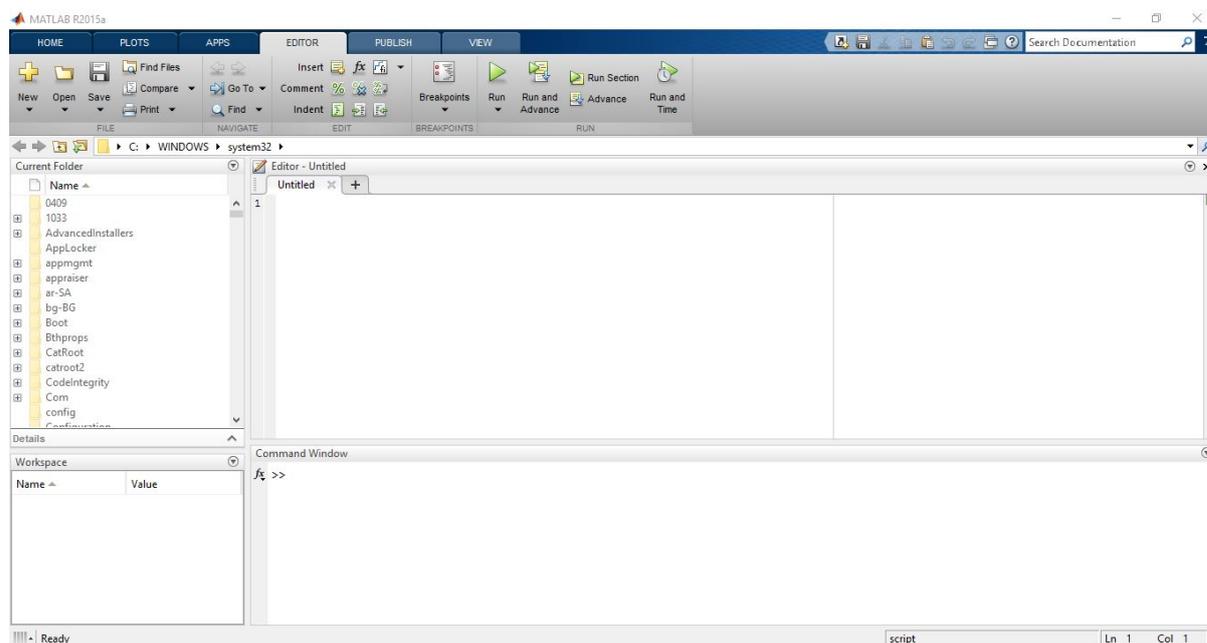
3.1.3 Seleção de softwares utilizados

Depois de ter selecionado as imagens, foi necessário definir qual software (ou softwares) de processamento de imagens seria utilizado para obter as imagens filtradas. Optou-se por utilizar os ambientes ENVI e MATLAB, ambos de precisão equivalente. O ENVI, ao contrário do MATLAB, é uma aplicação destinada especificamente para o processamento de imagens e possui ferramentas poderosas aplicáveis à área. Já o MATLAB se configura como um ambiente interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico, mas que também possui diversas ferramentas para manipulação de imagens, como o Image Processing Toolbox. Decidiu-se fazer uso dos dois ambientes por duas razões: o MATLAB não possibilita trabalhar nativamente com filtros complexos como os filtros de Lee, Kuan e Frost, como acontece com o ENVI, e, ao mesmo tempo, o ENVI não oferece a mesma facilidade de manipulação de filtros simples quanto o primeiro software. Mais informações sobre os dois ambientes computacionais podem ser obtidas a seguir.

3.1.3.1 MATLAB

O MATLAB é uma ferramenta computacional com a qual cientistas do mundo inteiro trabalham no desenvolvimento de sistemas e produtos. Sua linguagem baseada em matrizes é o meio mais natural de expressar matemática computacional (MATHWORKS, 2016). Além disso, possui uma série de ferramentas adicionais que juntas formam um conjunto de programas especiais dedicados a resolver problemas específicos como problemas de processamento de sinais, cálculos simbólicos, sistemas de controle e lógica fuzzy (GILAT, 2006). A versão utilizada no trabalho foi a R2015a e a Figura 42 mostra a tela inicial da aplicação.

Figura 42: Tela inicial do MATLAB



Fonte: Autoria Própria

As principais janelas da aplicação são a *Command Window*, *Current Directory Window*, *Command History Window*, *Editor* e *Figure*. A *Command Window* é a janela principal pois inicializa variáveis e executa comandos. A janela *Current Directory Window* exibe os arquivos presentes no diretório ou pasta atual. A *Command History Window* apresenta a lista dos comandos mais recentes digitados. Já o *Editor* permite a edição e depuração de rotinas, também chamadas de arquivos de script, e funções. Os arquivos no formato *.m* próprios do Matlab são abertos no Editor. Por fim, as janelas *Figure* são as que mostram os resultados de comandos gráficos (GILAT, 2006). No trabalho, esta última janela é utilizada para exibir as imagens individualmente por meio da função *imshow*.

3.1.3.2 ENVI

Apesar de ser da área de Sensoriamento Remoto, o ENVI pôde ser aplicado no tratamento de imagens de ultrassonografia pelo fato de ser um software bastante eficiente para visualização, exploração, análise e apresentação de dados, pois alia ferramentas de altíssimo desempenho, facilidade de uso e velocidade de processamento. Possui diversas ferramentas de processamento de imagens, como, por exemplo, filtros complexos como Frost, Lee, Kuan, Sigma entre outros cujos códigos fonte não se encontram disponíveis facilmente na internet.

Figura 43: Tela inicial do ENVI



Fonte: Autoria Própria

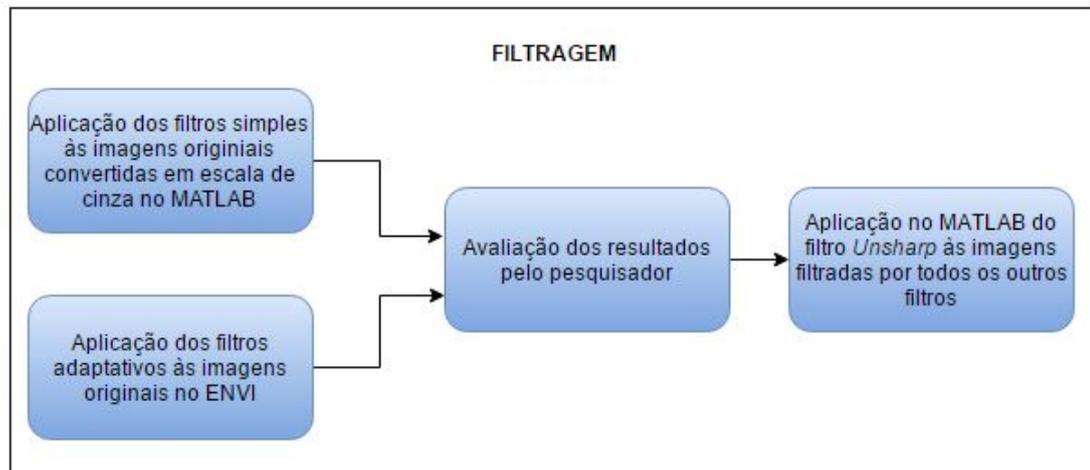
É um software de propriedade da SulSoft e foi desenvolvido a partir da linguagem IDL (Interactive Data Language) o que possibilita qualidades como robustez e velocidade sem necessitar de hardware avançado. Outras características do ENVI são a capacidade de ampliar processamento sequencial de imagens e a análise de fluxo de aplicações relacionadas à manipulação vetorial, além de diversas outras ferramentas que só vem a contribuir com o campo do Processamento Digital de Imagens (SULSOFT, 2016).

Quanto à estrutura da aplicação, como pode ser observado na Figura 43, é possível dar destaque à janela *Toolbox* onde se encontram todos os filtros e outras rotinas que podem ser aplicadas às imagens, tais como: métodos de melhoramento de borda, filtros convolucionais, técnicas de classificação, detecção de anomalias, entre outros conforme pode ser observado na figura. À esquerda, tem-se a janela *Layer Manager* a qual armazena a ordem das imagens de cada camada da seção atual, além de metadados das respectivas imagens.

3.1.4 Filtragem

A etapa seguinte foi a de filtragem a qual pode ser dividida em subetapas, conforme pode ser observado no fluxograma da Figura 44.

Figura 44: Subetapas da Filtragem



Fonte: Autoria Própria

Utilizando o MATLAB, foram aplicados os filtros da Média, Mediana, Gaussiano e Máscara de Nitidez (*Unsharp*) às imagens originais convertidas em escala de cinza, uma vez que a filtragem no domínio espacial requer imagens bidimensionais. Os três primeiros foram usados para testar o efeito de operações de suavização na imagem. Já o filtro *Unsharp* foi utilizado para avaliar a resposta geral das imagens selecionadas a um filtro de melhoramento de bordas.

Depois de obter as imagens processadas pelos filtros citados no parágrafo anterior, filtrou-se as imagens originais utilizando os filtros adaptativos Frost, Lee e Kuan, fazendo uso, para isso, do ambiente de processamento de imagens ENVI. O ENVI recebe como entrada a imagem original no modelo RGB.

Os parâmetros dos filtros foram configurados para seus valores-padrão indicados pelo ENVI e por Gonzalez, Woods e Eddins (2003) para o MATLAB. O tamanho 3x3 foi definido para as janelas de todos os filtros. Outros parâmetros são exibidos na Tabela 3.

Tabela 3: Parâmetros definidos para alguns filtros

Filtro	Parâmetro	Valor/Tipo
Frost	Fator de Amortecimento Q	1
Lee	Ruído	Multiplicativo
Lee	Média do ruído	1
Lee	Variância do ruído	0.25
Gaussiano	Desvio-padrão σ	0.5
<i>Unsharp</i>	Controlador da forma k	0.2

Fonte: Autoria Própria

O pesquisador fez uma análise visual dos resultados e concluiu que o filtro *Unsharp* apresentou desempenho superior em relação aos demais em suas respectivas configurações-

padrão. Portanto decidiu aplicá-lo às imagens filtradas pelos outros filtros, no intuito de analisar a possibilidade de haver um ganho de qualidade ainda maior pelo fato de a imagem ser filtrada por mais de um método. No fim, foram utilizados 13 métodos de processamento diferentes.

O banco com todas as imagens filtradas e as originais se encontra disponível em nuvem na conta do *Google Drive* do autor no seguinte endereço: <<https://drive.google.com/open?id=0B-ot-8ZdJgXCLXBEWmE5T0xiNUE>>.

3.1.5 Aplicação do método de avaliação

Segundo Gonzalez e Woods (2010), quando uma imagem é processada para a interpretação visual, o observador é o juiz em relação ao desempenho de um método particular. Baseado nisso, definiu-se uma técnica de avaliação mensurável dos resultados de cada método de filtragem levando em consideração a opinião do observador. O método de avaliação Mean Opinion Score (MOS), em português Escore Médio de Opinião, foi escolhido para quantificar a melhora na qualidade do conjunto de imagens estudado. A pesquisa foi realizada com estudantes do curso de Engenharia de Computação e pessoas da comunidade em diferentes momentos entre os dias 11/04/2016 a 15/04/2016.

3.1.5.1 MOS - Mean Opinion Score

O MOS é, a princípio, uma medida estatística da qualidade de voz baseada na opinião humana sobre determinada sentença falada. É usado em sistemas de internet e telefonia e fornece uma medida numérica da fala humana no ponto final do circuito. O esquema usa testes subjetivos (escores opinativos) dos quais são tirados a média aritmética para obter um indicador quantitativo do desempenho do sistema. Para determinar o MOS, no caso da aplicação em sistemas de telefonia, um número de ouvintes avalia a qualidade das sentenças teste de leitura em voz alta ao longo do circuito de comunicações por falantes masculinos e femininos (WISNEVSKI; FAGUNDES; COSSIO, 2010). Um ouvinte dá a cada frase uma classificação da seguinte forma:

Tabela 4: Classificações-padrão MOS

Nota	Classificação
1	Insatisfatório
2	Pobre
3	Razoável
4	Bom
5	Excelente

Fonte: Adaptado de Rhys Haden (2016)

Ou seja, a métrica MOS é a média aritmética de todas as notas individuais, e pode variar de 1 (pior) a 5 (melhor) (WISNEVSKI; FAGUNDES; COSSIO, 2010).

Neste trabalho, seguindo o disposto em Gonzalez e Woods (2010) sobre a interpretação visual da imagem processada, buscou-se aplicar a mesma técnica de avaliação subjetiva usada na telefonia. Um conjunto de 10 pessoas opinaram sobre os resultados dos 13 filtros e combinações aplicados às 10 imagens escolhidas.

As pessoas entrevistadas deram uma nota de 1 a 5 de acordo com a Tabela 4. No que diz respeito ao arredondamento para efeitos de classificação de médias decimais, observa-se o disposto na Tabela 5 a seguir.

Tabela 5: Faixas de classificação das médias obtidas

Classificação	Faixa
Insatisfatório	$1 \leq média \leq 1.5$
Pobre	$1.5 < média \leq 2.5$
Razoável	$2.5 < média \leq 3.5$
Bom	$3.5 < média \leq 4.5$
Excelente	$4.5 < média \leq 5$

Fonte: Autoria Própria

Ao final, uma média geral de cada método de filtragem foi obtida, resultando, portanto, na classificação média do poder de cada método quanto à redução do ruído *speckle* e, conseqüentemente, à melhora do aspecto visual das imagens de ultrassonografia.

3.2 Síntese do processo

Tendo como objetivo deixar mais claro como ocorreu toda a metodologia aplicada na pesquisa, a Tabela 6 mostra uma síntese de todo o processo.

Tabela 6: Síntese do processo

Item	Quantidade/Sigla
Imagens da amostra	10
Filtros	7
Combinações	6
Total de métodos de filtragem	13
Softwares utilizados	MATLAB e ENVI
Total de imagens filtradas	130
Método de avaliação dos resultados	MOS
Pessoas entrevistadas	10

Fonte: Autoria Própria

4 Resultados

Este capítulo trata dos resultados do experimento, onde serão apresentados os resultados do método Mean Opinion Score aplicado na pesquisa e, por consequência, qual dos filtros ou combinação, nas configurações definidas, apresentou melhor performance. Todas as tabelas com as opiniões dos 10 entrevistados se encontram no Apêndice A. Ainda neste capítulo será realizada a discussão dos resultados.

4.1 Apresentação dos Resultados

Foi gerado um total de 130 imagens resultantes da aplicação dos 13 filtros e combinações às 10 ultrassonografias selecionadas. As imagens da Figura 45, Figura 46 e Figura 47 mostram o exemplo de uma das imagens originais e a performance de alguns dos métodos de filtragem aplicados sobre ela.

Figura 45: Ultrassom Original



Fonte: UltraImagem (2011)

Figura 46: Ultrassom filtrada pela combinação Gaussiano + *Unsharp*

Fonte: Autoria Própria

Figura 47: Ultrassom filtrada somente pelo filtro Gaussiano



Fonte: Autoria Própria

Depois de realizar a filtragem, passou-se para a aplicação do método MOS. As entrevistas confirmaram o desempenho do filtro *Unsharp* previsto pelo Autor frente aos outros filtros. No que tange às combinações, as únicas associações da Máscara de Nitidez que

resultaram em classificação *Insatisfatório* foram com os filtros da Média e da Mediana. As médias totais de opinião podem ser observadas na Tabela 7 e na Tabela 8.

Tabela 7: Resultado Final - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Total	1.25	1.46	1.89	3.76	1.14	1.68	2.06

Fonte: Autoria Própria

Tabela 8: Resultado Final - Filtros Combinados ao Filtro *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Total	1.13	1.31	2.33	1.99	3.88	4,41

Fonte: Autoria Própria

Por fim, na Tabela 9, tem-se a classificação final dos resultados dos métodos de filtragem de imagens de ultrassonografia utilizados nessa pesquisa.

Tabela 9: Resultado Final - Classificação

Ordem	Filtro/Combinação	Classificação Final
1	Gaussiano + <i>Unsharp</i>	Bom
2	Lee + <i>Unsharp</i>	Bom
3	<i>Unsharp</i>	Bom
4	Frost + <i>Unsharp</i>	Ruim
5	Lee	Ruim
6	Kuan + <i>Unsharp</i>	Ruim
7	Gaussiano	Ruim
8	Kuan	Ruim
9	Mediana	Insatisfatório
10	Mediana + <i>Unsharp</i>	Insatisfatório
11	Média	Insatisfatório
12	Frost	Insatisfatório
13	Média + <i>Unsharp</i>	Insatisfatório

Fonte: Autoria Própria

4.2 Discussão dos Resultados

O ruído *speckle*, como analisado anteriormente, está presente em diversos tipos de imagem, desde imagens de radar, como é o caso das imagens SAR, até imagens médicas, como as do objeto de estudo da pesquisa monográfica. A imagem de ultrassonografia, na sua essência, é bastante ruidosa devido ao fato do baixo contraste nas microestruturas dos tecidos levar à formação do ruído pela baixa resolução do transdutor.

Observa-se, pelas imagens da Figura 45 a Figura 47, que a aplicação do filtro *Unsharp* a uma imagem filtrada por um filtro Gaussiano, por exemplo, apresenta resultado superior

aos demais filtros. A Tabela 7 exhibe o resultado final do desempenho dos filtros isolados percebidos pelos indivíduos entrevistados. Comprova-se a fragilidade do uso dos filtros da Mediana, Média e Gaussiano diante de suas aplicações isoladas em imagens de ultrassom, tendo um efeito genérico de borramento.

Notou-se também que os filtros de Frost, Lee e Kuan não são capazes de realizar melhora significativa na qualidade das imagens, como pode ser observado na resposta do MOS. Dos três, o de Lee apresentou o melhor resultado. O filtro de Frost surpreendeu pelo fraco desempenho diante da expectativa provocada por alguns trabalhos relacionados e o de Kuan gerou pontos brancos inconvenientes nas imagens. Por fim, o único filtro do conjunto de filtros aplicados isoladamente que o resultado MOS atingiu a classificação *Bom* foi a Máscara de Nitidez.

Quanto ao grupo das combinações, as únicas que chegaram a atingir, pelo arredondamento das médias, a classificação *Bom* foram, em primeiro lugar, a combinação *Gaussiano+Unsharp* com média 4.41 e, em seguida, a combinação *Lee+Unsharp* com média 3.88. Esses dois resultados ratificam a importância da Máscara de Nitidez para o aumento da qualidade de imagens de ecografia, por meio do melhoramento de borda tendo em vista que o respectivo filtro é indicado para o aumento do contraste. Percebe-se também que a combinação envolvendo o filtro de Lee se sobressai em relação às combinações dos demais filtros adaptativos. O filtro Gaussiano surge como uma alternativa aos filtros convencionais, quando seguido pelo *Unsharp*.

5 Conclusão

O trabalho apresentou um estudo cujo principal propósito era descobrir o melhor filtro ou uma possível combinação para redução do ruído *speckle*, característico de imagens de ultrassonografia. A princípio, foi feito um estudo sobre os trabalhos que já abordaram o tema ainda que por diferentes perspectivas e objetivos com o intuito de se conhecer os limites da área já alcançados pela comunidade científica. Os filtros comumente empenhados na filtragem do ruído foram aplicados em um conjunto de imagens por meio do software ENVI, juntamente com outros filtros selecionados, para os quais, por sua vez, foi utilizado o software MATLAB. Os resultados de filtragem foram avaliados pela escala MOS.

Foram explicados os conceitos de imagem, partindo desde a definição de imagem digital e como ela é tratada em sistemas digitais incluindo suas formas de exibição (escala de cinza e modelo RGB). Em seguida, foi feito um estudo sobre as características do som em que são descritas as diversas propriedades base para o entendimento do ultrassom. A ultrassonografia foi, então, estudada em profundidade expondo as características técnicas do exame incluindo a emissão e recepção de ultrassons pelo transdutor e como os ultrassons interagem com a matéria na formação da imagem ruidosa. Também foram estudadas técnicas de filtragem no domínio espacial e selecionadas 10 imagens de ultrassonografia com presença significativa de ruído *speckle*.

Os softwares MATLAB e ENVI foram os ambientes em que a filtragem das imagens ocorreu. Os filtros de Lee, Kuan e Frost apresentaram efeito geral de suavização. Entretanto, dos filtros que foram aplicados isoladamente, o filtro *Unsharp* apresentou o melhor resultado no que tange ao aspecto visual. A natureza em si do referido filtro de reforçar as transições de intensidade e aumentar o contraste justifica os resultados, uma vez que o baixo contraste da imagem de ultrassom é uma das dificuldades da identificação de estruturas. Isso é comprovado pelo desempenho da máscara de nitidez na escala MOS com média geral de 3.76, ou seja *Bom*, superior aos dos demais filtros. Essa característica do filtro *Unsharp* levou o pesquisador a pensar na possibilidade de combinação de filtros. As imagens filtradas passaram por uma nova filtragem utilizando o filtro *Unsharp*. Os resultados foram surpreendentes, uma vez que as combinações dos filtros Lee e Gaussiano com o filtro *Unsharp* apresentaram resultados superiores pelo método MOS: 3.88 e 4.41, respectivamente.

5.1 Limitações

O trabalho apresenta as seguintes limitações:

- Apenas filtros do domínio espacial têm seus desempenhos avaliados;

- O método MOS não é aplicado a profissionais da área médica que realizam o exame de ultrassonografia propriamente dito;
- O tamanho da amostra de pessoas entrevistadas é restrito a 10 indivíduos.

5.2 Trabalhos futuros

Como mencionado anteriormente, esta pesquisa se mostra como marco inicial dos estudos acerca do ruído *speckle* na Universidade e pode continuar evoluindo tendo como propostas de trabalhos futuros:

- Realizar um estudo aprofundado de outras técnicas de redução do ruído *speckle*, tais como: transformada *wavelet*, difusão anisotrópica, filtro Sigma, MAP, entre outras;
- Implementar um programa em plataforma ou aplicativo que receba e trate a imagem provinda do ecógrafo de forma que o profissional da área tenha acesso instantâneo à imagem melhorada.
- Desenvolver um método que possa ser aplicado ao ecógrafo e que realize a filtragem dos *frames* em tempo real, ou seja, no momento da realização do exame;
- Aplicar o método Mean Opinion Score com profissionais da área médica que realizam o exame de ultrassonografia;
- Fazer estudos comparativos com outros filtros espaciais de aguçamento e também utilizando outros parâmetros de configuração;

O estudo de melhoramento de imagens de ultrassonografia, seja ele por software ou hardware, é imprescindível nos tempos atuais levando em consideração a importância que esse exame possui para a sociedade em todos os seus segmentos. Este trabalho contribuiu para mostrar que é possível melhorar de maneira significativa o aspecto visual de imagens de ultrassonografia, proporcionando um diagnóstico mais eficiente, mais rápido e o que profissional não necessite de anos de experiência pra dar um diagnóstico com segurança. Além disso, a seguinte pesquisa foi importante para analisar a filtragem do ruído *speckle* por uma perspectiva diferente da tradicionalmente abordada, mostrando que é possível ter bons resultados usando filtros de menor complexidade em relação a somente filtros adaptativos. Por fim, é interessante que se tenha dado o passo inicial no estudo de técnicas de redução do ruído *speckle* na Universidade Estadual do Maranhão, tendo em vista a presença constante desse ruído nos mais variados tipos de imagem que o ser humano utiliza de uma forma ou de outra no dia-a-dia, tais como imagens médicas, de radar, de telescópios, entre outros tipos.

Referências

- ADORAMA. *FAQ: What is noise in a digital photograph?* 2011. Disponível em: <<http://www.adorama.com/alc/0012955/article/FAQ-What-is-Noise-in-a-Digital-Photograph>>. Acesso em: 06.03.2016.
- ALFWARNOCK. *Airborne Sound Transmission Loss*. 2013. Disponível em: <http://www.alfwarnock.info/sound/transmission_loss.html>. Acesso em: 17.03.2016.
- ANGELSCLINIC. *Ultrasound*. 2016. Disponível em: <<http://www.angelsclinic.org/services/ultrasound/>>. Acesso em: 06.04.2016.
- ANGI, M. *¿Son perjudiciales las ecografías en el embarazo?* 2013. Disponível em: <<http://salud.com.es/son-perjudiciales-las-ecografias-durante-el-embarazo.html>>. Acesso em: 10.04.2016.
- AUGUSTA UNIVERSITY. *Basic characteristics of ultrasound*. 2013. Disponível em: <<https://paws.gru.edu/pub/anesthesia/rotations/chronicpain/Documents/Ultrasound/BASIC%20CHARACTERISTICS%20OF%20ULTRASOUND.doc>>. Acesso em: 08.04.2016.
- BURGER, W.; BURGE, M. J. *Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction Using Java Texts in Computer Science*. [S.l.]: Ilustrada, 2012.
- CAMBRIDGE IN COLOR. *Camera Histograms: Tones & Contrast*. 2015. Disponível em: <<http://www.cambridgeincolour.com/tutorials/histograms1.htm>>. Acesso em: 13.04.2016.
- CAVALCANTE, K. G. *Ressonância*. 2016. Disponível em: <<http://brasilecola.uol.com.br/fisica/ressonancia.htm>>. Acesso em: 27.02.2016.
- CERQUEIRA, E. O.; POPPI, R. J.; KUBOTA, L. T. *Página Dinâmica para Aprendizado do Sensoriamento Remoto*. São Paulo, 1999. Disponível em: <<http://www.ufrgs.br/engcart/PDASR/vizin.html>>. Acesso em: 04.03.2016.
- CHAI3D. *Colors*. [S.l.], 2016. Disponível em: <<http://www.chai3d.org/download/doc/html/chapter14-colors.html>>. Acesso em: 15.04.2016.
- CHÁVEZ, J. L. *Tratamiento Digital de Imágenes Multiespectrales*. 2. ed. Avenida Universidad 3000, Ciudad Universitaria, 04510 México, D. F.: Instituto de Geofísica da UNAM, 2010.
- CONCI, A.; AZEVEDO, E.; LETA, F. R. *Computação Gráfica: Teoria e Prática*. [S.l.]: Elsevier, 2008. v. 2.
- COUTINHO, A.; LING, L. L. Filtragem do ruído “speckle” em componentes de intensidade de imagens sar polarimétricas. *Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP*, 2014. Disponível em: <http://www.sps.fee.unicamp.br/anais/vol01/VSPS_a05_ACoutinho.pdf>. Acesso em: 02.04.2016.
- CRISTÓFARO-SILVA, T.; YEHA, H. C. *Sonoridade em Artes, Saúde e Tecnologia*. Belo Horizonte, 2009. Disponível em: <<http://fonologia.org>>. Acesso em: 29.02.2016.

- DAMÁSIO, M. J. *Imagem digital*. 2015. Disponível em: <<http://www.arte-coa.pt/index.php?Language=pt&Page=Saberes&SubPage=ComunicacaoELinguagemImagem&Menu2=ImagemVirtual>>. Acesso em: 02.04.2016.
- D'ANJOU, M.-A.; PENNINCK, D. *Shape of the ultrasound beam in depth*. 2015. Disponível em: <<https://smallanimalultrasonography.com/blog/page/10/>>. Acesso em: 22.03.2016.
- DOMG, Y.; MILNE, A. K.; FORSTER, B. C. Toward edge sharpening: a sar speckle filtering algorithm. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, v. 39, n. 4, p. 851–863, 2001.
- EDEPOT. *iPhone, iPad, and iPod Touch Secrets*. 2014. Disponível em: <<http://www.edepot.com/iphone.html>>. Acesso em: 17.02.2016.
- ELSWORTH, S. *Face Recognition*. 2016. Disponível em: <<http://www.stevenelsworth.com/face-recognition.html>>. Acesso em: 15.03.2016.
- ELWOOD, D. *Acredite, sinta, ame, seja, crie, inspire*. 2010. Disponível em: <<http://weheartit.com/entry/63791086>>. Acesso em: 10.03.2016.
- FAMERP. *Ultra-Som*. 2010. Disponível em: <<http://www.famerp.br/projis/grp25/ultra.html>>. Acesso em: 04.04.2016.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. *Processamento Digital de Imagem*. [S.l.]: Brasport, 1999.
- FORTUNA, G. *Hospital utiliza tecnologia da cirurgia por vídeo*. 2011. Disponível em: <https://www.ufpe.br/agencia/index.php?option=com_content&view=article&id=40994:hospital-utiliza-tecnologia-da-cirurgia-por-video&catid=5&Itemid=78>. Acesso em: 03.03.2016.
- GE. *Ultrasound Expertise and Solutions*. 2016. Disponível em: <<http://www.uniultrasound.com/ultrasound-transducers/ge>>. Acesso em: 31.03.2016.
- GIBBS, K. *Acoustic impedance*. 2013. Disponível em: <http://www.schoolphysics.co.uk/age16-19/Sound/text/Acoustic_impedance/index.html>. Acesso em: 15.03.2016.
- GILAT, A. *MATLAB com aplicações em engenharia*. 2. ed. [S.l.]: Bookman, 2006.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. C. *Processamento Digital de Imagens*. 3. ed. [S.l.]: Pearson Prentice Hall, 2010.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. *Digital Image Processing Using MATLAB*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc., 2003. ISBN 0130085197.
- GOODMAN, J. W. *Speckle phenomena in optics*. [S.l.]: Chicago University, 2010.
- GSU. *Reverberation*. 2010. Disponível em: <<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/acoustic/reverb.html>>. Acesso em: 20.04.2016.
- GSU. *Diffraction*. 2016. Disponível em: <<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/phyopt/diffrac.html>>. Acesso em: 01.04.2016.

- INCA (Ed.). *Todos contra o erro: Assistência: Reduzir índice de diagnósticos falsos-positivos e falsos negativos é desafio para o controle do câncer*. 2012. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/73b21f004eb6948e8cb89ef11fae00ee/rc_17_integra.pdf?MOD=AJPERES>. Acesso em: 18.03.2016.
- JUNIOR, C. *História da Ultrassonografia*. 2012. Disponível em: <<http://www.scribd.com/doc/100758762/Historia-Da-Ultrassonografia#scribd>>. Acesso em: 04.04.2016.
- LOPES, A.; TOUZI, R.; NEZRI, E. Adaptive speckle filter and scene heterogeneity. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, v. 28, n. 6, p. 992–1000, 1990.
- LOPES, G. de O.; LIMA, C. A. Características e aplicações das imagens sar na identificação de alvos na região amazônica. *XIV Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto*, 2009. Disponível em: <<http://marte.sid.inpe.br/col/dpi.inpe.br/sbsr@80/2008/11.17.22.21.17/doc/7323-7330.pdf>>. Acesso em: 24.03.2016.
- MASSELLI, I. B.; WU, D. S. K.; PINHEDO, H. A. *Manual Básico de Ultrassonografia*. São Paulo, 2013. Disponível em: <http://ddi.unifesp.br/media/uploads/educacao_e_pesquisa/graduacao/manual_basico_ultrassonografia.pdf>. Acesso em: 10.04.2016.
- MATHWORKS. *Periodic Noise Reduction*. 2015. Disponível em: <https://www.mathworks.com/examples/simulink-computer-vision/mw/vision_product-vipstripes-periodic-noise-reduction>. Acesso em: 02.03.2016.
- MATHWORKS. *The Language of Technical Computing*. 2016. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acesso em: 09.04.2016.
- MEDICINASE. *Ultrasonography*. 2015. Disponível em: <<http://medicinase.com/ultrasonography/>>. Acesso em: 17.04.2016.
- NETO, A. G. *Ultrassom sem qualidade pode gerar falso diagnóstico*. 2015. Disponível em: <<http://www.santacasademaceio.com.br/2015/10/ultrassom-sem-qualidade-pode-gerar-falso-diagnostico/>>. Acesso em: 20.03.2016.
- NIST. *Histogram*. 2015. Disponível em: <<http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/eda/section3/histogram.htm>>. Acesso em: 02.03.2016.
- NORTON, D. M. *Extending RevoScaleR for Mining Big Data - Discretization*. 2013. Disponível em: <<http://blog.revolutionanalytics.com/2013/04/extending-revoscaler-for-mining-big-data-discretization.html>>. Acesso em: 25.02.2016.
- NTUBEBI. *Scattering, Attenuation and Speckle*. 2013. Disponível em: <home.ee.ntu.edu.tw/classnotes/us1/chapter3.doc>. Acesso em: 12.04.2016.
- OLIVEIRA, M. M. P. de; CARVALHO, R. D. T. de. *Materiais piezoelétricos para equipamentos de ultrassonografia*. 2013. Disponível em: <http://www.inatel.br/ic/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=117&Itemid=100014>. Acesso em: 13.04.2016.
- PHOTONESTA. *8 weeks pregnancy ultrasound in uterus*. 2015. Disponível em: <<http://www.photonesta.com/8-weeks-pregnancy-ultrasound-in-uterus.html>>. Acesso em: 24.03.2016.

- PINTEREST. *Albert Einstein*. 2016. Disponível em: <<https://br.pinterest.com/pin/320177854730089161/>>. Acesso em: 16.03.2016.
- PRIBERAM. *Significado/Definição de Imagem no Dicionário Priberam da Língua Portuguesa*. 2016. Disponível em: <<http://www.priberam.pt/dlpo/imagem>>. Acesso em: 19.02.2016.
- PYZDEK, A. *The World Through Sound: Resonance*. 2016. Disponível em: <<http://acousticstoday.org/8-the-world-through-sound-resonance/>>. Acesso em: 09.06.2016.
- QUEIRÓS, G. C. de P. *Análise Computacional de Imagens de Ressonância Magnética Funcional*. Dissertação (Mestrado) — Universidade do Porto, 2011. Disponível em: <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/Monografia_Gabriela_Queiros.pdf>. Acesso em: 18.03.2016.
- RENNÓ, C. D. *Avaliação de Medidas Texturais na Discriminação de Classes de Uso Utilizando Imagens SIR-C/X-SAR do Perímetro Irrigado de Bebedouro, Petrolina, PE*. Dissertação (Mestrado), 1995. Disponível em: <<http://www.obt.inpe.br/pgsere/Renn%20F3-C-D-1995/publicacao.pdf>>. Acesso em: 26.02.2016.
- RHYS HADEN. *Voice*. 2016. Disponível em: <<http://www.rhyshaden.com/voice.htm>>. Acesso em: 05.04.2016.
- RODRIGUES, P. M. M. *Ultrassom com 6 semanas*. 2015. Disponível em: <<http://unprofiting.cuccfree.org/index.php/2015/08/10/ultrassom-com-6-semanas/?ckattempt=2>>. Acesso em: 06.04.2016.
- ROGERS, C. *More for Less: Twice as Bright for Half the Power*. 2011. Disponível em: <<http://excelmathmike.blogspot.com.br/2011/08/more-for-less-twice-as-bright-for-half.html>>. Acesso em: 05.04.2016.
- ROQUE, A. *Ondas sonoras*. 2013. Disponível em: <<http://sisne.org/Disciplinas/Grad/Fisica2FisMed/aula20.pdf>>. Acesso em: 26.03.2016.
- ROSA, R. F. *Informática Aplicada à Radiologia*. 2015. Disponível em: <<https://radiologiaeinovacao.files.wordpress.com/2010/06/imagem-digital-www-radiologiaeinovacao-com-br.pdf>>. Acesso em: 21.03.2016.
- ROSA, R. G. S. *Filtragem de Ruído Speckle em Imagens Clínicas de Ecografia*. Dissertação (Mestrado) — Instituto Politécnico de Bragança, 2012. Disponível em: <https://bibliotecadigital.ipb.pt/bitstream/10198/8012/1/Rui_Rosa_MTB_versaofinal.pdf>. Acesso em: 19.02.2016.
- ROSÁRIO, C. A. L. *Propriedades do Som*. 2011. Disponível em: <<http://www.yduka.com/sumarios-e-liceos-8/item/reflex-som>>. Acesso em: 18.03.2016.
- SANT'ANNA, S. J. S. *Avaliação do desempenho médio de filtros redutores de speckle em imagens de radar de abertura sintética*. Dissertação (Mestrado), 1995. Disponível em: <<http://mtc-m12.sid.inpe.br/col/sid.inpe.br/iris@1912/2005/07.20.06.48.47/doc/publicacao.pdf>>. Acesso em: 12.03.2016.

- SANTOS, H. C. O.; AMARAL, W. N. do; TACON, K. C. B. *A história da ultrassonografia no Brasil e no mundo*. 2012. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd167/a-historia-da-ultrassonografia.htm>>. Acesso em: 21.03.2016.
- SCHULZ, D. *Acústica e Ruídos*. 2008. Disponível em: <http://www.if.ufrgs.br/~dschulz/acustica_ruidos.pdf>. Acesso em: 29.03.2016.
- SEBASTIAN, D. A. *Ultrasounds*. 2011. Disponível em: <http://seandavidsebastian.com/?page_id=33>. Acesso em: 09.04.2016.
- SENA, E. F. de; PEREIRA, T. de S. M.; ROSA, A. N. de C. S. Análise de filtragem do ruído speckle em imagens do radar de abertura sintética do sipam. *XVI Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto*, 2013. Disponível em: <<http://www.dsr.inpe.br/sbsr2013/files/p1543.pdf>>. Acesso em: 23.02.2016.
- SILVA, D. C. M. da. *Eco e Reverberação*. 2016. Disponível em: <<http://brasilescola.uol.com.br/fisica/eco-reverberacao.htm>>. Acesso em: 17.03.2016.
- SILVA, M. R. L. F. da. Mandando a informática para o espaço! 2004. Disponível em: <<http://www.lbd.dcc.ufmg.br/colecoes/erirjes/2004/002.pdf>>. Acesso em: 21.03.2016.
- SOFFERMAN, R. A.; AHUJA, A. *Ultrasound of the Thyroid and Parathyroid Glands*. [S.l.]: Springer, 2012.
- SOLANO DIAGNOSTIC IMAGING. *Ultrasound*. 2016. Disponível em: <<http://www.solanoimaging.com/ultrasound/>>. Acesso em: 13.04.2016.
- SPIRITSD. *Refraction of Sound*. 2011. Disponível em: <https://www.spiritsd.ca/curr_content/physics20/sound/refrac_sound.htm>. Acesso em: 14.05.2016.
- STROEBEL, L.; ZAKIA, R. D. *The Focal Encyclopedia of Photography*. [S.l.]: Focal Press, 1993.
- SULSOFT. *Conheça o ENVI*. 2016. Disponível em: <<http://www.envi.com.br/index.php/envi/conheca>>. Acesso em: 28.03.2016.
- TOLEDO, A. F. *Ultrassom de mama: saiba o que o exame detecta e como é feito*. 2015. Disponível em: <<http://www.bolsademulher.com/saude-mulher/ultrassom-de-mama-saiba-o-que-o-exame-detecta-e-como-e-feito>>. Acesso em: 18.04.2016.
- UFS. *Ondas sonoras*. 2016. Disponível em: <http://www.arquivos.ufs.br/mlalic/UAB_livro/Fisica_C_Aula_04.pdf>. Acesso em: 25.04.2016.
- ULTRAIMAGEM. *Medicina Fetal*. 2011. Disponível em: <<http://www.ultrimagem.com.br/exames/exibir/id/11/Medicina-Fetal.html>>. Acesso em: 22.03.2016.
- UNIME. *Acústica*. 2014. Disponível em: <<http://ww2.unime.it/weblab/awardarchivio/ondulatoria/acustica.htm>>. Acesso em: 24.03.2016.
- URE, D. *Ultrasound basic principles*. 2013. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=q1Rzxria49E>>. Acesso em: 13.04.2016.
- VALDERRAMA, J. O. (Ed.). *Informacion Tecnologica*. [S.l.]: CIT, 2000. v. 11.

- VELHO, L. F. *Utilização do filtro de Lee na redução do speckle em imagens SAR usadas na determinação da velocidade de fluxo de geleiras na Península Antártica*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual do Rio Grande do Sul, 2009. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/srm/ppgsr/publicacoes/Dissert_LuizFelipe.pdf>. Acesso em: 23.03.2016.
- WALLPAPERSHIDEF. *Ultrasound Baby Images*. 2016. Disponível em: <<http://wallpapershidef.com/ultrasound-baby-images.html>>. Acesso em: 11.04.2016.
- WELDON, L. *Acredite, sinta, ame, seja, crie, inspire*. 2012. Disponível em: <<http://weheartit.com/entry/group/47952745>>. Acesso em: 02.04.2016.
- WHAT-WHEN-HOW. *Image Acquisition (Introduction to Video and Image Processing) Part 1*. 2016. Disponível em: <<http://what-when-how.com/introduction-to-video-and-image-processing/image-acquisition-introduction-to-video-and-image-processing-part-1/>>. Acesso em: 14.03.2016.
- WIKIBOOKS. *Engineering Acoustics/Outdoor Sound Propagation*. 2015. Disponível em: <https://en.wikibooks.org/wiki/Engineering_Acoustics/Outdoor_Sound_Propagation>. Acesso em: 14.03.2016.
- WISNEVSKI, F. L.; FAGUNDES, R. D. R.; COSSIO, L. P. Codificador de voz baseado na qualidade perceptual. *V Mostra de Pesquisa da Pós-Graduação – PUCRS*, n. 81133, 2010.
- WOLFE, J. *What is acoustic impedance and why is it important?* 2016. Disponível em: <<https://newt.phys.unsw.edu.au/jw/z.html>>. Acesso em: 26.04.2016.
- YI, J. J. *Avaliação de desempenho de filtros redutores de speckle em imagens de ultra-som*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, 1999. Disponível em: <<http://www.di.ufpe.br/~tg/1999-2/jjy.doc>>. Acesso em: 01.03.2016.
- YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. *Física II - Termodinâmica e Ondas*. [S.l.]: Prentice Hall, 2008.

APÊNDICE A – Tabelas individuais obtidas pelo método MOS

Tabela 10: MOS Indivíduo 1 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	1	2	2	2	1	1	3
Imagem 2	2	1	2	3	1	2	2
Imagem 3	1	1	2	3	1	1	1
Imagem 4	1	1	2	2	1	1	1
Imagem 5	1	1	1	5	1	1	2
Imagem 6	1	2	2	4	1	1	2
Imagem 7	1	1	2	3	1	1	1
Imagem 8	1	2	2	3	1	2	3
Imagem 9	1	2	1	3	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	2	1	1	1
Total	1.1	1.4	1.4	3	1	1.4	1.8

Fonte: Autoria Própria

Tabela 11: MOS Indivíduo 1 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	3	2	4	4
Imagem 2	2	2	4	3	5	4
Imagem 3	1	1	2	2	4	5
Imagem 4	1	1	2	2	3	5
Imagem 5	1	2	2	1	5	3
Imagem 6	1	1	2	2	4	5
Imagem 7	1	2	2	3	4	4
Imagem 8	1	1	3	2	4	5
Imagem 9	2	2	2	2	4	5
Imagem 10	1	1	2	1	3	5
Total	1.2	1.4	2.4	2	4	4.5

Fonte: Autoria Própria

Tabela 12: MOS Indivíduo 2 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	2	1	1	3	1	1	3
Imagem 2	1	2	2	3	2	2	2
Imagem 3	1	1	2	2	1	1	1
Imagem 4	2	1	2	2	1	1	2
Imagem 5	1	2	1	5	1	2	2
Imagem 6	1	2	2	4	2	1	2
Imagem 7	2	1	2	3	1	1	1
Imagem 8	1	2	2	3	2	2	3
Imagem 9	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	2	1	1	1
Total	1.3	1.5	1.8	3.1	1.3	1.4	1.9

Fonte: Autoria Própria

Tabela 13: MOS Indivíduo 2 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	3	2	4	3
Imagem 2	1	2	4	3	5	5
Imagem 3	1	2	2	2	4	4
Imagem 4	2	1	2	2	3	3
Imagem 5	1	1	1	1	5	4
Imagem 6	1	1	2	2	5	4
Imagem 7	1	1	2	3	4	5
Imagem 8	1	1	3	2	4	5
Imagem 9	1	1	2	2	3	5
Imagem 10	1	1	2	2	3	5
Total	1.1	1.2	2.3	2.1	4	4.3

Fonte: Autoria Própria

Tabela 14: MOS Indivíduo 3 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	2	1	2	2	1	1	3
Imagem 2	1	2	2	3	2	2	2
Imagem 3	1	1	2	2	1	1	1
Imagem 4	2	1	2	2	1	1	2
Imagem 5	1	2	2	5	1	2	3
Imagem 6	1	2	2	3	1	1	2
Imagem 7	2	1	2	5	1	1	1
Imagem 8	1	2	2	3	2	2	3
Imagem 9	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	2	1	1	1
Total	1.3	1.5	2	3.1	1.2	1.4	2

Fonte: Autoria Própria

Tabela 15: MOS Indivíduo 3 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	3	2	4	5
Imagem 2	1	2	4	3	5	5
Imagem 3	1	1	2	2	4	5
Imagem 4	1	1	2	1	3	4
Imagem 5	1	2	1	1	5	3
Imagem 6	1	1	2	2	5	4
Imagem 7	1	1	2	3	4	4
Imagem 8	1	1	3	1	4	5
Imagem 9	1	1	2	2	3	4
Imagem 10	1	1	2	1	3	5
Total	1	1.2	2.3	1.8	4	4.4

Fonte: Autoria Própria

Tabela 16: MOS Indivíduo 4 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	1	1	2	3	1	1	3
Imagem 2	1	2	2	3	1	2	2
Imagem 3	1	1	1	2	1	1	1
Imagem 4	2	1	2	2	1	1	2
Imagem 5	1	2	2	5	1	2	2
Imagem 6	1	2	2	4	1	1	2
Imagem 7	1	1	2	3	1	1	1
Imagem 8	1	2	2	3	2	2	3
Imagem 9	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	2	1	1	1
Total	1.1	1.5	1.9	3.1	1.1	1.4	1.9

Fonte: Autoria Própria

Tabela 17: MOS Indivíduo 4 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	2	3	2	4	5
Imagem 2	1	2	4	3	5	5
Imagem 3	1	1	2	2	4	3
Imagem 4	1	1	2	2	3	4
Imagem 5	1	1	1	1	5	4
Imagem 6	1	1	2	2	4	5
Imagem 7	1	2	2	3	4	5
Imagem 8	1	1	3	2	4	5
Imagem 9	2	1	2	2	3	3
Imagem 10	1	1	2	1	3	4
Total	1.1	1.3	2.3	2	3.9	4.3

Fonte: Autoria Própria

Tabela 18: MOS Indivíduo 5 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	1	1	2	5	1	1	3
Imagem 2	1	2	2	3	2	2	2
Imagem 3	2	1	2	2	1	1	1
Imagem 4	1	1	1	2	1	1	2
Imagem 5	1	2	2	5	1	2	2
Imagem 6	1	2	2	4	2	1	2
Imagem 7	2	1	2	5	1	1	1
Imagem 8	1	2	2	3	2	2	3
Imagem 9	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 10	1	2	2	4	1	1	1
Total	1.2	1.6	1.9	3.7	1.3	1.4	1.9

Fonte: Autoria Própria

Tabela 19: MOS Indivíduo 5 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	2	3	2	4	5
Imagem 2	1	1	4	3	5	5
Imagem 3	1	2	1	2	4	4
Imagem 4	1	2	2	2	3	5
Imagem 5	1	1	1	1	5	4
Imagem 6	1	1	2	2	5	4
Imagem 7	1	2	2	3	4	5
Imagem 8	1	1	3	2	4	5
Imagem 9	1	2	2	2	3	4
Imagem 10	1	1	2	2	3	5
Total	1	1.4	2.2	2.1	4	4.6

Fonte: Autoria Própria

Tabela 20: MOS Indivíduo 6 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	2	2	2	4	1	2	3
Imagem 2	2	2	2	5	1	2	2
Imagem 3	2	2	2	4	2	2	2
Imagem 4	2	2	2	4	2	2	2
Imagem 5	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 6	2	1	2	5	1	2	2
Imagem 7	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 8	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 9	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	5	1	2	2
Total	1.5	1.4	2	4.7	1.2	2	2.1

Fonte: Autoria Própria

Tabela 21: MOS Indivíduo 6 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	3	2	4	4
Imagem 2	2	2	2	2	3	3
Imagem 3	1	1	2	2	3	3
Imagem 4	1	1	2	2	3	4
Imagem 5	1	1	2	2	4	5
Imagem 6	1	2	3	2	3	5
Imagem 7	2	1	3	2	3	5
Imagem 8	1	2	2	2	3	5
Imagem 9	1	1	3	3	4	5
Imagem 10	1	1	3	2	3	5
Total	1.2	1.3	2.5	2.1	3.3	4.4

Fonte: Autoria Própria

Tabela 22: MOS Indivíduo 7 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	1	2	2	5	1	2	3
Imagem 2	2	2	2	5	1	2	2
Imagem 3	1	1	2	4	1	2	1
Imagem 4	1	2	2	5	1	2	2
Imagem 5	1	1	1	5	2	2	2
Imagem 6	2	1	2	4	1	2	3
Imagem 7	1	1	2	5	1	1	2
Imagem 8	1	2	2	5	1	2	3
Imagem 9	1	1	2	5	1	2	3
Imagem 10	1	1	2	5	1	2	3
Total	1.2	1.4	1.9	4.8	1.1	1.9	2.4

Fonte: Autoria Própria

Tabela 23: MOS Indivíduo 7 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	2	2	3	2	4	3
Imagem 2	1	1	1	2	4	4
Imagem 3	1	1	2	2	3	3
Imagem 4	1	2	2	2	3	4
Imagem 5	1	1	2	2	5	5
Imagem 6	1	1	3	2	4	5
Imagem 7	1	2	2	3	4	3
Imagem 8	1	1	3	2	3	4
Imagem 9	2	1	3	2	3	5
Imagem 10	1	1	3	2	3	5
Total	1.2	1.3	2.4	2.1	3.5	4.1

Fonte: Autoria Própria

Tabela 24: MOS Indivíduo 8 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	2	2	2	3	1	2	3
Imagem 2	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 3	2	1	2	3	1	2	2
Imagem 4	1	2	2	4	2	2	2
Imagem 5	1	2	1	4	1	2	3
Imagem 6	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 7	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 8	1	1	1	5	1	2	2
Imagem 9	1	1	2	3	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	4	1	2	2
Total	1.2	1.4	1.8	4	1.1	2	2.2

Fonte: Autoria Própria

Tabela 25: MOS Indivíduo 8 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	2	2	3	4
Imagem 2	1	2	3	2	4	4
Imagem 3	1	1	2	2	4	4
Imagem 4	1	1	2	2	5	5
Imagem 5	1	2	2	2	3	5
Imagem 6	1	1	2	2	4	5
Imagem 7	1	2	3	2	4	5
Imagem 8	1	1	2	2	4	4
Imagem 9	1	2	2	2	3	3
Imagem 10	1	1	2	2	4	5
Total	1	1.4	2.2	2	3.8	4.4

Fonte: Autoria Própria

Tabela 26: MOS Indivíduo 9 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	1	1	2	4	1	2	2
Imagem 2	1	2	2	4	1	2	2
Imagem 3	1	2	2	3	1	2	2
Imagem 4	1	1	2	3	1	2	3
Imagem 5	1	1	2	4	2	2	3
Imagem 6	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 7	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 8	2	1	2	4	1	2	2
Imagem 9	1	2	2	5	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	4	1	2	2
Total	1.1	1.3	2	4.1	1.1	2	2.2

Fonte: Autoria Própria

Tabela 27: MOS Indivíduo 9 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	1	1	2	1	4	5
Imagem 2	1	1	2	1	3	4
Imagem 3	1	1	3	2	4	5
Imagem 4	2	2	2	2	3	5
Imagem 5	1	1	4	3	4	4
Imagem 6	1	1	2	2	5	5
Imagem 7	2	1	3	2	4	5
Imagem 8	1	1	3	1	5	4
Imagem 9	1	1	2	2	3	5
Imagem 10	1	1	2	2	5	5
Total	1.2	1.1	2.5	1.8	4	4.7

Fonte: Autoria Própria

Tabela 28: MOS Indivíduo 10 - Filtros Isolados

	Média	Mediana	Gaussiano	<i>Unsharp</i>	Frost	Kuan	Lee
Imagem 1	2	2	1	3	1	2	2
Imagem 2	2	2	2	3	1	2	2
Imagem 3	2	2	2	4	1	1	2
Imagem 4	1	2	1	5	1	2	2
Imagem 5	2	2	2	3	1	2	3
Imagem 6	1	2	2	4	1	2	3
Imagem 7	1	1	2	4	1	2	2
Imagem 8	2	1	2	5	1	2	2
Imagem 9	1	1	2	5	1	2	2
Imagem 10	1	1	2	4	1	2	2
Total	1.5	1.6	1.8	4	1	1.9	2.2

Fonte: Autoria Própria

Tabela 29: MOS Indivíduo 10 - Combinações com *Unsharp*

	Média	Mediana	Frost	Kuan	Lee	Gaussiano
Imagem 1	2	2	2	1	3	3
Imagem 2	1	2	2	1	4	4
Imagem 3	1	1	2	2	5	4
Imagem 4	1	1	3	2	5	5
Imagem 5	1	1	2	2	5	4
Imagem 6	2	2	2	2	5	4
Imagem 7	1	2	3	2	4	5
Imagem 8	1	2	2	2	3	5
Imagem 9	1	1	2	3	4	5
Imagem 10	2	1	2	2	5	5
Total	1.3	1.5	2.2	1.9	4.3	4.4

Fonte: Autoria Própria