

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

SAMUEL ROBERTO MARCONDES

**SISTEMA DE VARREDURA PARA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO
DE SINAIS ULTRASSÔNICOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE MEIOS
BIOLÓGICOS**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2018**

SAMUEL ROBERTO MARCONDES

**SISTEMA DE VARREDURA PARA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO
DE SINAIS ULTRASSÔNICOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE MEIOS
BIOLÓGICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

**CURITIBA
2018**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

M321s Marcondes, Samuel Roberto
2018 Sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos / Samuel Roberto Marcondes.-- 2018.
67 f.: il.; 30 cm.

Disponível também via World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2018.

Bibliografia: f. 45-46.

1. Ultrassom. 2. Materiais - Análise. 3. Sistemas de varredura. 4. Aquisição de dados. 5. Processamento de sinais. 6. Ondas ultrassônicas. 7. Osteoporose. 8. Diagnóstico não-invasivo. 9. Métodos de simulação. 10. Engenharia biomédica. 11. Engenharia Elétrica - Dissertações. I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: Ed. 23 -- 621.3

Biblioteca Central do Câmpus Curitiba – UTFPR
Bibliotecária: Luiza Aquemi Matsumoto CRB-9/794

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 803

A Dissertação de Mestrado intitulada “**Sistema de Varredura para Aquisição e Processamento de Sinais Ultrassônicos para Caracterização de Meios Biológicos**” defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Samuel Roberto Marcondes**, no dia 31 de agosto de 2018, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof(a). Dr(a). Joaquim Miguel Maia - Presidente (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Amauri Amorim Assef - (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). José Carlos da Cunha - (UFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 31 de agosto de 2018.

Dedico este trabalho aos meus pais, Ana e Francisco (*in memoriam*) pelo incondicional e constante apoio e comprometimento que tiveram com os meus estudos.

AGRADECIMENTOS

A Deus por mais esta conquista! Porque Dele, por Ele e para Ele, são todas as coisas.

Ao Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia, pela orientação e conhecimentos repassados no desenvolvimento do trabalho.

À UTFPR pela utilização de seus laboratórios e equipamentos, além da oportunidade única de realização do mestrado.

Ao IFPR pela liberação parcial de horário de trabalho para a realização dos créditos das disciplinas e do trabalho.

Aos amigos Jairo Cesar Pereira de Souza, Flávio Piechnicki, Ricardo Ribas Junior e Cristiana Carla Cruz pelo apoio e amizade nos momentos mais difíceis do trabalho.

À minha mãe Ana Maria Marcondes pelo seu amor incondicional e por abrir mão dos seus sonhos, para que os meus pudessem ser realizados.

RESUMO

MARCONDES, Samuel Roberto. **Sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos**. 2018. 66 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

A utilização do ultrassom voltado para a caracterização de materiais tem sido aplicada com resultados satisfatórios desde a década de 50. Tal sucesso se justifica por apresentar característica não invasiva e não ionizante, além do seu baixo custo de implementação quando comparada a outras técnicas. A presente pesquisa apresenta o desenvolvimento de um sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos através da utilização dos parâmetros de atenuação em banda larga (BUA) e a atenuação específica das ondas ultrassônicas. O *hardware* do sistema é composto por fontes chaveadas, *drivers* de potência para o acionamento dos motores de passo e posicionamento dos transdutores e por um sistema eletrônico microcontrolado, responsável pela aquisição dos sinais de ultrassom. Os testes para validação do sistema utilizaram o método de medição transmissão-recepção do sinal ultrassônico, sendo realizados em um tanque acústico. Com o objetivo de caracterizar um meio biológico *in-vitro* utilizou-se dois *phantoms* de ultrassom para a simulação de uma estrutura óssea normal com atenuação de 75 ± 5 dB/MHz (modelo CIRS 06301) e outra de estrutura óssea osteoporótica com atenuação de 50 ± 5 dB/MHz (modelo CIRS 06302). Os resultados obtidos utilizando-se o sistema de varredura foram de $74,58 \pm 12,99$ dB/MHz para o *phantom* que simula tecido ósseo normal e $57,42 \pm 3,61$ dB/MHz para o *phantom* que simula tecido osteoporótico, com erros percentuais para os valores médios de BUA de 0,56 % e -14,84 %, respectivamente, indicando que o sistema de varredura pode ser utilizado na área de caracterização de materiais por ultrassom como, por exemplo, no auxílio à identificação do risco de fraturas devido à osteoporose.

Palavras-chave: Ultrassom, Sistema de Varredura, Caracterização de Materiais.

ABSTRACT

MARCONDES, Samuel Roberto. **Scanning system for the acquisition and processing of ultrasonic signals for the characterization of biological media.** 2018. 66 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

The use of ultrasound for material characterization has been applied with satisfactory results since the 50's. Such success is justified by its non-invasive and non-ionizing characteristics, as well as its low implementation cost when compared to other techniques. This research presents the development of a scanning system for the acquisition and processing of ultrasonic signals for the characterization of biological media through the use of the Broadband Ultrasound Attenuation (BUA) and the Specific Attenuation of the ultrasonic waves. The system hardware consists of switched sources, power drivers for driving the step motors and positioning of the transducers, and a microcontrolled electronic system responsible for the acquisition of ultrasound signals. The tests to validate the system used the transmission-reception method of the ultrasonic signal, being done in an acoustic tank. In order to characterize an *in vitro* biological medium, two ultrasound phantoms were used to simulate a normal bone structure with attenuation of 75 ± 5 dB/MHz (model CIRS 06301) and an osteoporotic one, with attenuation of 50 ± 5 dB/MHz (model CIRS 06302). The obtained results using the scanning system were 74.58 ± 12.99 dB/MHz for the CIRS 06301 *phantom* (normal bone structure) and 57.42 ± 3.61 dB/MHz for the CIRS 06302 *phantom* (osteoporotic bone structure), with percentage errors for the BUA mean values of 0.56 % and -14.84 %, respectively, indicating that the developed scanning system may be used in the material characterization area, such as to predict the risk of fractures due to osteoporosis.

Keywords: Ultrasound, Scanning System, Material Characterization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Efeito Piezoelétrico.	16
Figura 2 - Método Pulso-Eco.....	20
Figura 3 - Método Transmissão-Recepção.	20
Figura 4 - Faixa linear, onde a inclinação representa o valor BUA.....	23
Figura 5 - Diagrama em blocos do sistema desenvolvido.	24
Figura 6 - Visão geral do Sistema de Varredura.	24
Figura 7 - Visão geral da Estrutura Mecânica.	25
Figura 8 - Tanque de Varredura.	25
Figura 9 - Visão geral do Suporte de Acrílico.	26
Figura 10 - Visão geral do Suporte Metálico.	26
Figura 11 - Transdutores utilizados no sistema de varredura.....	28
Figura 12 - <i>Phantoms</i> utilizados nos testes.....	28
Figura 13 - Rotina do <i>firmware</i> de visualização da varredura em tempo real.	29
Figura 14 - Visualização da Varredura em tempo real para a resolução 6x6.	30
Figura 15 - Visualização da Varredura em tempo real para a resolução 12x12.	30
Figura 16 - Rotina do <i>firmware</i> de visualização da varredura em tempo real.	31
Figura 17 - Rotina principal do <i>software</i> de processamento de sinais.	32
Figura 18 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 6x6, <i>phantom</i> modelo 06301 (tecido ósseo normal).	34
Figura 19 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 6x6, <i>phantom</i> modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).....	34
Figura 20 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 12x12, <i>phantom</i> modelo 06301 (tecido ósseo normal).	35
Figura 21 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 12x12, <i>phantom</i> modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).....	35
Figura 22 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 6x6, <i>phantom</i> modelo 06301 (tecido ósseo normal).	37
Figura 23 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 6x6, <i>phantom</i> modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).....	37
Figura 24 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 12x12, <i>phantom</i> modelo 06301 (tecido ósseo normal).	38
Figura 25 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a	

resolução 12x12, <i>phantom</i> modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).....	38
Figura 26 - Espectro de frequências para o transdutor TR1, mostrando os pontos de mínima e máxima frequência para determinação da largura de banda.....	40
Figura 27 - Espectro de frequências para o transdutor TR2, mostrando os pontos de mínima e máxima frequência para determinação da largura de banda.....	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos <i>phantoms</i> utilizados nos testes.....	28
Tabela 2 - Atenuação da onda ultrassônica em (dB/MHz) para a resolução 6x6.....	33
Tabela 3 - Atenuação da onda ultrassônica em (dB/MHz) para a resolução 12x12..	33
Tabela 4 - Atenuação específica da onda ultrassônica em dB/(cm.MHz) para a resolução 6x6.....	36
Tabela 5 - Atenuação específica da onda ultrassônica em dB/(cm.MHz) para a resolução 12x12.....	36

LISTA DE SIGLAS

BUA	<i>Broadband Ultrasound Attenuation</i>
CSV	<i>Comma Separated Value</i>
QUS	<i>Quantitative Ultrasound</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	MOTIVAÇÃO	14
1.2	OBJETIVO GERAL	15
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	ONDAS ULTRASSÔNICAS	16
2.1.1	Comprimento, Frequência e Período de Onda	17
2.1.2	Impedância Acústica	17
2.1.3	Reflexão e Refração de Ondas Ultrassônicas	18
2.2	MÉTODOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE MEIOS BIOLÓGICOS	19
2.2.1	Método Pulso-Eco.....	19
2.2.2	Método Transmissão - Recepção	20
2.3	ATENUAÇÃO.....	21
2.3.1	Atenuação em Banda Larga - BUA.....	22
3	METODOLOGIA	24
3.1	ESTRUTURA MECÂNICA	25
3.1.1	Tanque de Varredura.....	25
3.1.2	Estrutura Interna	26
3.2	EQUIPAMENTOS E MATERIAIS UTILIZADOS NOS TESTES.....	27
3.3	<i>FIRMWARE</i> PARA VISUALIZAÇÃO DA VARREDURA EM TEMPO REAL	29
3.4	<i>FIRMWARE</i> PARA ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO	31
3.5	<i>SOFTWARE</i> PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS	32
4	RESULTADOS	33
4.1	RESULTADOS DOS TESTES DE ATENUAÇÃO EM BANDA LARGA - BUA..	33
4.2	RESULTADOS DOS TESTES DE ATENUAÇÃO ESPECÍFICA.....	36
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÕES	39
5.1	DISCUSSÃO.....	39
5.2	CONCLUSÕES.....	42
5.3	TRABALHOS FUTUROS	43
	REFERÊNCIAS	44
	APÊNDICE A - <i>FIRMWARE</i> PARA VISUALIZAÇÃO DA VARREDURA EM TEMPO REAL	46
	APÊNDICE B - <i>FIRMWARE</i> PARA ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO	50
	APÊNDICE C - BIBLIOTECA PARA CONTROLE DO ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO	55
	APÊNDICE D - <i>SOFTWARE</i> PARA PROCESSAMENTO DOS SINAIS	58
	APÊNDICE E - DESENHOS TÉCNICOS DA ESTRUTURA MECÂNICA	66

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentada a motivação para o desenvolvimento deste trabalho, bem como sua relevância para a contextualização do tema em seus princípios e perspectivas. Na sequência, será apresentado seu objetivo e de forma sucinta, o conteúdo que será abordado em cada capítulo da dissertação.

1.1 MOTIVAÇÃO

A utilização do ultrassom tem conquistado uma maior participação no que tange a avaliação de materiais, apresentando-se como uma das principais técnicas utilizadas desde a década de 50 para diferentes aplicações como: medições de distâncias, verificação de descontinuidade e rugosidade (corrosão) de materiais, testes não destrutivos em materiais como polímeros e madeiras, entre outras (DUARTE; MACHADO; PEREIRA, 1999).

Uma das aplicações é a ultrassonografia diagnóstica, que teve seu início no ano de 1958, por meio de pesquisa realizada pelo professor Donald, que juntamente com os colaboradores John MacVicar e Tom Brown, publicaram na revista *The Lancet*, o artigo intitulado "*Investigation of Abdominal Masses by Pulsed Ultrasound*" (DONALD; MACVICAR; BROWN, 1958).

Já em 1975, foi realizado o seminário que tratava do tema caracterização de materiais biológicos (International Seminar on Ultrasonic Tissue Characterization) e, desde então, caracterizar materiais biológicos por ultrassom, tornou-se uma prática habitual para realizar um diagnóstico médico (LINZER; NORTON, 1982). Quando se deseja caracterizar um material através de ultrassom, busca-se realizar uma verificação de informações (quantitativas ou qualitativas) sobre as características biológicas de um tecido, bem como as possíveis patologias capazes de afetar o mesmo. Caracterizar tecidos por ultrassom, significa relacionar as informações do tecido biológico analisado, por meio de medidas e técnicas analíticas capazes de distinguir possíveis interações biológicas (THIJSEN, 2003).

Nesse contexto, o diagnóstico da osteoporose por ultrassom é uma das áreas que geram interesse para a área de pesquisa, devido ao seu caráter preventivo, baixo custo de implementação quando comparada a outras técnicas e pela sua característica não ionizante. Pesquisas anteriores, entre elas as realizadas por Maia (2001) e Assef (2006), avaliaram a utilização do ultrassom como auxílio ao diagnóstico da osteoporose. O método em questão utiliza os parâmetros de velocidade de

propagação do som e a atenuação em banda larga (*Broadband Ultrasound Attenuation*) para extrair características sobre a estrutura do tecido.

A pesquisa em questão, visa colaborar através do desenvolvimento de um sistema de varredura para avaliação de materiais a serem caracterizados, extraíndo dessa forma uma maior quantidade de dados dos mesmos e oferecendo uma maior confiabilidade para os resultados obtidos e futuras correlações com parâmetros de avaliação.

1.2 OBJETIVO GERAL

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos, utilizando como parâmetros de avaliação a atenuação em banda larga (BUA) e a atenuação específica das ondas ultrassônicas.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver dois *firmwares* para visualização da varredura nos eixos X e Y, em tempo real e acionamento dos motores de passo;
- Desenvolver um *software* para o processamento dos sinais gerados pelo sistema de varredura;
- Utilizar dois *phantoms* de ultrassom que simulam uma estrutura óssea normal e uma estrutura óssea osteoporótica, colaborando dessa forma para uma aplicação voltada para uso do ultrassom no auxílio à identificação do risco de fraturas devido à osteoporose.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação divide-se em cinco capítulos. O capítulo 2 contém a fundamentação teórica necessária para a compreensão do trabalho. O capítulo 3 descreve a estrutura mecânica do sistema, os equipamentos e materiais utilizados nos testes e as rotinas de *firmware* referentes à visualização da varredura em tempo real e acionamento dos motores de passo e de *software* responsável pelo processamento dos sinais. O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos nos testes de validação do sistema. A discussão, conclusões e as possibilidades de trabalhos futuros são apresentadas no capítulo 5.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

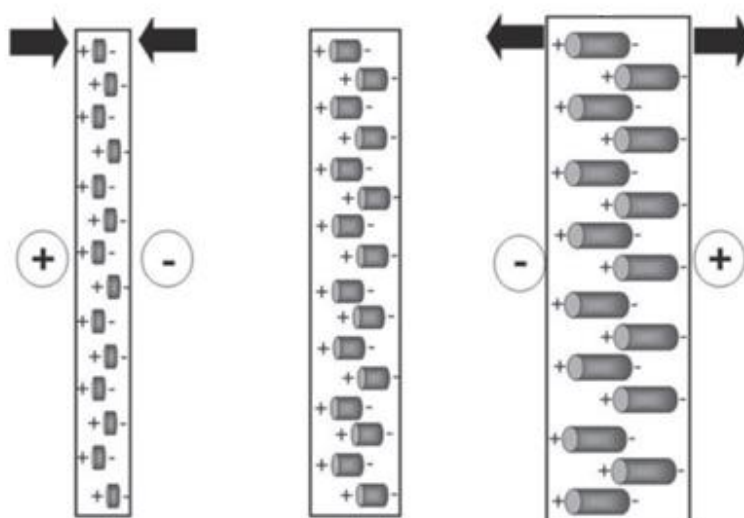
Neste capítulo encontram-se as teorias fundamentais utilizadas para o desenvolvimento e compreensão do presente trabalho.

2.1 ONDAS ULTRASSÔNICAS

O ultrassom é uma onda mecânica caracterizada por uma frequência que excede o limiar de audibilidade do ouvido humano (> 20 kHz). A faixa de frequência empregada no ultrassom quantitativo do osso (QUS - Quantitative Ultrasound) situa-se entre 200 kHz e 1,5 MHz. QUS envolve a geração de impulsos de ultrassom que são transmitidos (transversalmente ou longitudinalmente) através do osso em estudo (LANGTON; PALMER; PORTER, 1984).

A onda de ultrassônica é produzida na forma de um impulso sinusoidal por meio do efeito piezoelétrico. O mesmo ocorre quando a corrente alternada é aplicada a um cristal contendo dipolos (MASON, 1981). As áreas de carga dentro de um elemento piezoelétrico são distribuídas em padrões que produzem uma orientação positiva e negativa "líquida". Quando a carga alternada é aplicada às duas faces do elemento, ocorre uma contração ou alongamento relativo das áreas carregadas, resultando em uma expansão mecânica e, em seguida, uma contração do elemento. Isso resulta em uma onda mecânica, conforme a Figura 1.

Figura 1 - Efeito Piezoelétrico.



Fonte: Adaptado de FULGHAM, GILBERT, 2017.

2.1.1 Comprimento, Frequência e Período de Onda

As variáveis características que descrevem a propagação de uma onda no tempo e no espaço são a frequência f , ou período T , e comprimento de onda λ , onde as três variáveis podem ser relacionadas através da Equação 1:

$$\lambda = \frac{c}{f} = c.T , \quad (1)$$

onde c é a velocidade de propagação da onda (também denominada velocidade do som). Os dispositivos de ultrassom voltados para diagnósticos empregam frequências na faixa de 2 MHz a 15 MHz. Em contraste à dependência da frequência de atenuação de ultrassom e para altos valores de atenuação no osso, frequências mais baixas na faixa de 250 kHz a 1,25 MHz são utilizadas em dispositivos clínicos, que foram testados experimentalmente, para investigar a microestrutura do osso esponjoso (POPE, MOCKETT, WRIGHT, 1995), ou até mesmo para medir as propriedades do osso cortical (HAAR, DYSON, OAKLEY, 1985).

No osso cortical, uma velocidade de som típica de 4000 m/s resulta em um comprimento de onda de 16 mm a 250 kHz e de 4 mm a 1 MHz. Um valor representativo da velocidade do som no osso esponjoso do calcâneo humano é 1500 m/s, resultando em um comprimento de onda de 3,1 mm a 500 kHz.

2.1.2 Impedância Acústica

Durante a propagação de uma onda acústica em um meio, as partículas estão sujeitas a deslocamentos em torno de suas posições de repouso. A velocidade destes deslocamentos é chamada de velocidade das partículas acústicas. Assim, a velocidade de movimento das partículas devido à onda sonora, distingue-se da velocidade do som. Para ondas planas em um meio sem perda (caracterizado como um meio não atenuante), a pressão sonora p e a velocidade da partícula v estão relacionadas, como apresenta a Equação 2.

$$p = \rho c v = Z v , \quad (2)$$

onde ρ é a densidade de massa do meio em repouso, e $Z = \rho c$ é chamado de impedância acústica.

2.1.3 Reflexão e Refração de Ondas Ultrassônicas

A reflexão e a refração de uma onda ultrassônica, ocorre no limite entre dois meios com diferentes impedâncias acústicas características ou diferentes velocidades de som. Se a superfície for lisa em comparação com o comprimento de onda, especular reflexões ocorrem enquanto que para superfícies ásperas, os reflexos são difusos (CHIPCHASE, WILLIAMS, ROBERTSON, 2007). É conveniente distinguir interfaces líquido-fluido, como a descontinuidade entre dois tecidos moles, que é o modelo típico para ultrassonografia clínica diagnóstica e interfaces sólido-líquido, que representam mais realisticamente o limite entre o tecido mole e osso cortical. A interação entre ultrassom e osso esponjoso é mais complexa.

Se uma onda plana colidir com uma interface de plano suave (isto é, sob a suposição reflexão especular), uma onda refletida e uma onda transmitida serão geradas. Como só ondas longitudinais podem existir em um fluido, o refratário e refletido pelas ondas também são longitudinais. De acordo com a Lei de Snell, o ângulo de reflexão é igual ao ângulo da onda incidente e a onda transmitida é refratada longe da direção da onda incidente θ_1 em um ângulo de refração θ_2 , conforme a Equação 3:

$$\frac{\sin\theta_2}{c_2} = \frac{\sin\theta_1}{c_1} , \quad (3)$$

onde c_1 e c_2 são as velocidades do som no primeiro e no segundo meio.

Para incidência normal ($\theta_1 = 0^\circ$), as ondas refletidas e transmitidas são também normais para a interface. A relação entre a pressão acústica refletida (P_r) e a incidente (P_i) é chamada coeficiente de reflexão de amplitude r . A relação entre os dados transmitidos (P_t) para a amplitude acústica incidente é chamado coeficiente de transmissão de amplitude t . Os coeficientes r e t são calculados conforme as equações 4 e 5:

$$r = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} , \quad (4)$$

$$t = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} , \quad (5)$$

Similarmente, a reflexão de intensidade (R) e os coeficientes de transmissão (T) são definidos como a razão entre a intensidade acústica refletida (I_r) e a

intensidade acústica incidente (I_i) e a relação entre a intensidade acústica transmitida (I_t) e a intensidade acústica incidente (I_i), respectivamente (WATSON, 2007), equações 6 e 7:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (6)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (7)$$

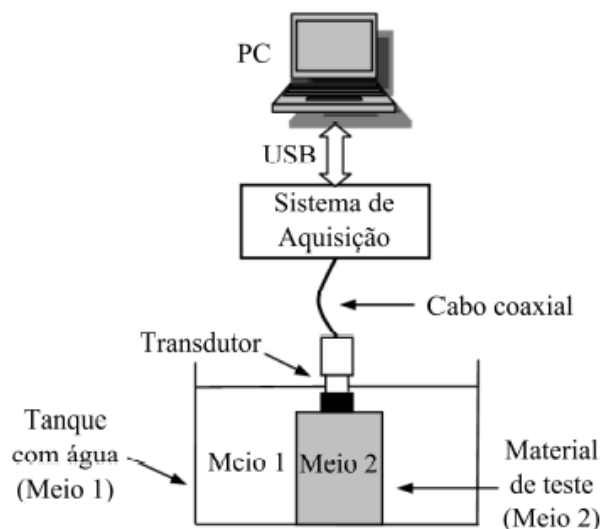
2.2 MÉTODOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE MEIOS BIOLÓGICOS

As ondas ultrassônicas apresentam características próximas às eletromagnéticas, pois quando o feixe encontra uma interface entre meios com diferentes propriedades acústicas, elas podem sofrer fenômenos como a reflexão, refração ou difração. Diante disso, os métodos pulso-eco e o método transmissão-recepção são os dois modelos experimentais utilizados para caracterização de meios biológicos por ultrassom. A partir deles, é possível obter informações sobre distância entre os materiais, a velocidade de propagação da onda no meio e a atenuação das ondas ultrassônicas (MAIA, 2001).

2.2.1 Método Pulso-Eco

Quando a caracterização utiliza somente um transdutor ultrassônico, Figura 2, é denominado método pulso-eco. Nesse caso, o transdutor irá atuar como transmissor e receptor de ondas ultrassônicas, através da aplicação de um pulso elétrico ao mesmo. Ao propagar-se através do meio 1 e encontrar a interface entre os meios 1 e 2, parte da onda será refletida e outra se propagará no meio 2. O mesmo ocorrerá quando a onda se propagar através do meio 2, ao encontrar outra interface. As ondas refletidas captadas pelo transdutor oferecerão informações quanto a distância e velocidade de propagação (ASSEF, 2009).

Figura 2 - Método Pulso-Eco.

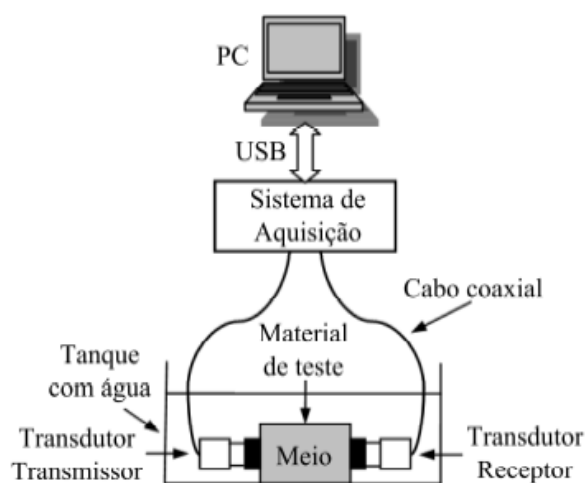


Fonte: Autoria Própria.

2.2.2 Método Transmissão - Recepção

São utilizados dois transdutores de forma independente, sendo um para transmitir e outro receber as ondas ultrassônicas conforme apresentado na Figura 3, é caracterizado o método transmissão-recepção. Um transdutor será responsável por transmitir o sinal ultrassônico, que após se propagar através do meio, será captado pelo transdutor receptor (ASSEF, 2009).

Figura 3 - Método Transmissão-Recepção.



Fonte: Autoria Própria.

2.3 ATENUAÇÃO

A perda de energia de uma onda ultrassônica à medida que esta percorre uma distância é definida como atenuação. Especificamente nos meios biológicos, os mecanismos de absorção contribuem diretamente para que essa perda aconteça, nesse caso, a energia mecânica das ondas ultrassônicas é transformada em calor (TER HAAR, 1999).

A atenuação difere substancialmente entre tecidos fluidos e meios porosos como osso, em que efeitos de fricção viscosa devido ao movimento relativo da medula e da estrutura sólida, dispersão da onda ultrassônica pela heterogeneidade óssea e a conversão longitudinal para o modo de cisalhamento contribuem significativamente. A atenuação acústica no osso esponjoso é geralmente quase uma ordem de magnitude maior do que no osso cortical. Este é provavelmente devido à grande relação superfície-volume do osso, que reforça a dispersão, conversão de modo e fricção viscosa. Estudos sugerem que mecanismos de perda como conversão de modo, que é a transformação de ondas longitudinais em cisalhamento de ondas (e subsequente absorção dessas ondas de cisalhamento) ocorrendo na superfície partículas de espalhamento, pode ser um fator contribuinte e significativo para a atenuação osso na faixa de frequência de diagnóstico (BOSSY *et al*, 2005; WEAR, 2008).

Em geral, a atenuação de uma onda ultrassônica é caracterizada pela redução exponencial da amplitude de pressão p e da amplitude da intensidade acústica I com a distância de deslocamento z , conforme as equações 8 e 9:

$$p = p_0 e^{-\alpha z} \quad (8)$$

$$I = I_0 e^{-2\alpha z} \quad (9)$$

onde p_0 e I_0 são a pressão e intensidade em $z = 0$, respectivamente. A quantidade α (expressa em cm^{-1}) é o coeficiente de atenuação que está diretamente ligada à frequência de pressão.

Segundo Hill (1986), o coeficiente de atenuação (α) também pode ser calculado conforme a Equação 10:

$$\alpha = \alpha_s + \alpha_a \quad (10)$$

onde, α_s e α_a são os coeficientes de dispersão e absorção do meio, respectivamente. Para o cálculo da atenuação específica (μ), o coeficiente de atenuação α de um meio pode ser relacionado com a espessura d do material, de acordo com a Equação 11:

$$\mu = \frac{\alpha}{d} \quad (11)$$

2.3.1 Atenuação em Banda Larga - BUA

A amplitude de uma onda ultrassônica propagando-se através de um meio real diminui exponencialmente com a distância percorrida, como mostrado na Equação 12.

$$A_z = A_0 e^{-\mu_a z} \quad (12)$$

onde, A_0 é a amplitude em $z = 0$; A_z é a amplitude a uma distância z ; e μ_a é o coeficiente de atenuação em Nepers por centímetro (Np/cm).

Como definido na Equação 12, a atenuação de uma onda ultrassônica em uma certa frequência é a razão entre as amplitudes do sinal inicial e o sinal a uma certa distância z . No entanto, há outra maneira de expressar a taxa de atenuação para uma faixa específica de frequências, conhecida como Atenuação de Ultrassom de Banda Larga - BUA (*Broadband Ultrasound Attenuation*), calculada em dB/MHz e inicialmente definida para as frequências entre 0,2 MHz e 0,6 MHz (LANGTON, PALMER, PORTER, 1984). Assim, é possível que materiais diferentes tenham valores BUA semelhantes, apesar de possuírem valores de atenuação diferentes em uma frequência específica.

Para determinar a BUA de um material, os espectros de frequência das ondas ultrassônicas propagando-se através de um meio de referência e através do meio a ser caracterizado em uma faixa particular de frequências devem ser comparados. A subtração do espectro, como mostrado na Equação 13, resulta em uma curva de atenuação com uma dependência aproximadamente linear da frequência na faixa de 0,2 MHz a 0,7 MHz. A regressão linear pode ser aplicada a essa parte da curva e a inclinação da curva é igual à BUA em dB/MHz.

$$Atten = |20 \log_{10} |VR| - 20 \log_{10} |VS| | \quad (13)$$

onde: $|VR|$ é o valor absoluto da Transformada Rápida de Fourier (FFT) do sinal de referência; $|VS|$ é o valor absoluto da FFT do sinal que se propaga através do meio a ser caracterizado.

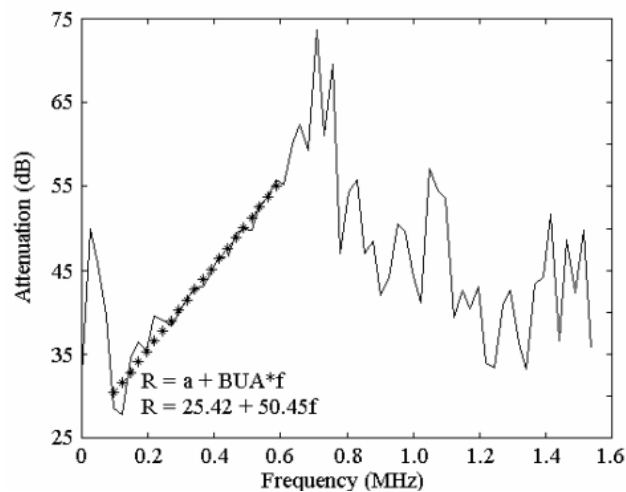
O cálculo da atenuação em função da frequência $\alpha(f)$ é representado pela Equação 14:

$$\alpha(f) = A + Bf \quad (14)$$

onde: A é o coeficiente linear; B é o coeficiente angular da reta de regressão linear, onde o valor BUA é determinado através da taxa de inclinação; e f é a frequência.

A Figura 4 apresenta um exemplo de gráfico gerado pela curva de atenuação pela frequência:

Figura 4 - Faixa linear, onde a inclinação representa o valor BUA.



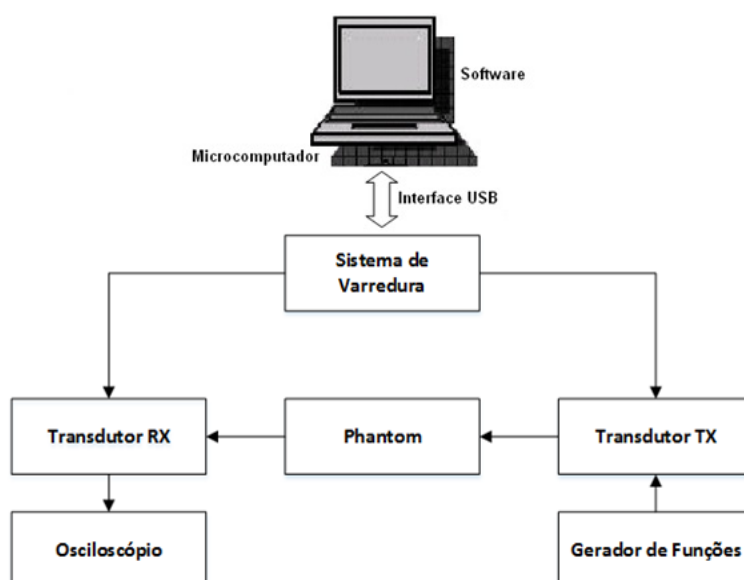
Fonte: MAIA, 2001.

A BUA tem sido usada por muitos autores para a avaliação do estado ósseo na osteoporose para prever risco de fratura com medidas de ultrassom no calcâneo (KRIEG *et al*, 2003; GLÜER *et al*, 2004; GONNELLI *et al*, 2005; COOK *et al*, 2005). Os dados são normalmente coletados usando o método transmissão-recepção, permitindo dessa forma compensar variações de amplitude de sinal com a frequência para um par particular de transdutores de ultrassom.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo será apresentada a descrição completa do sistema desenvolvido. A mesma está dividida em três partes: uma destinada à estrutura mecânica do sistema de varredura, outra aos materiais e equipamentos utilizados nos testes e a terceira às rotinas de *firmware* e *software*, responsáveis pela visualização em tempo real da varredura, acionamento dos motores de passo e processamento dos sinais. A Figura 5 apresenta o diagrama em blocos do sistema desenvolvido, e a Figura 6, uma visão geral do sistema de varredura.

Figura 5 - Diagrama em blocos do sistema desenvolvido.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 6 - Visão geral do Sistema de Varredura.

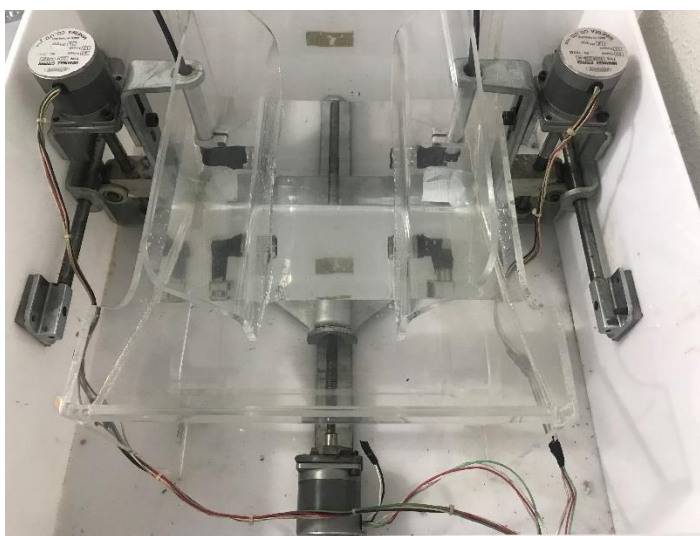


Fonte: Autoria Própria.

3.1 ESTRUTURA MECÂNICA

A estrutura mecânica do sistema é composta pelo tanque de varredura e pela estrutura interna do sistema. A visão geral da estrutura mecânica é apresentada na Figura 7.

Figura 7 - Visão geral da Estrutura Mecânica.

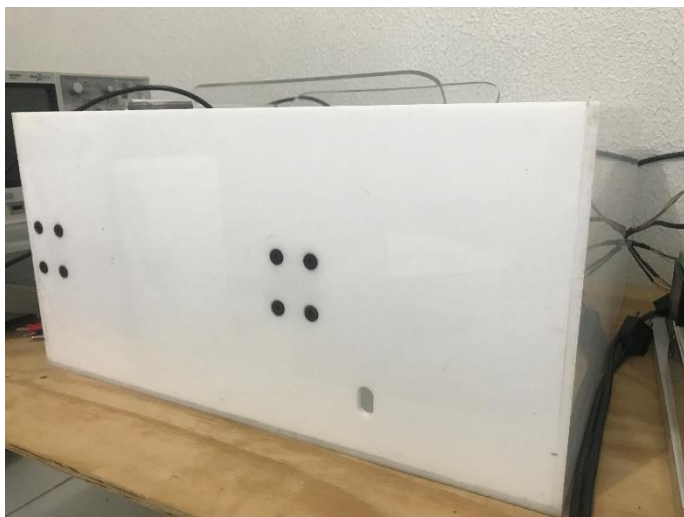


Fonte: Autoria Própria.

3.1.1 Tanque de Varredura

O tanque de varredura foi desenvolvido utilizando material acrílico leitoso com espessura de 6 mm. Sua função é oferecer uma base para adequação da estrutura interna. O mesmo possui as dimensões de 51,2 cm (largura), 53,8 cm (comprimento) e 25,6 cm (altura). Na Figura 8 é apresentada uma visão geral do tanque.

Figura 8 - Tanque de Varredura.

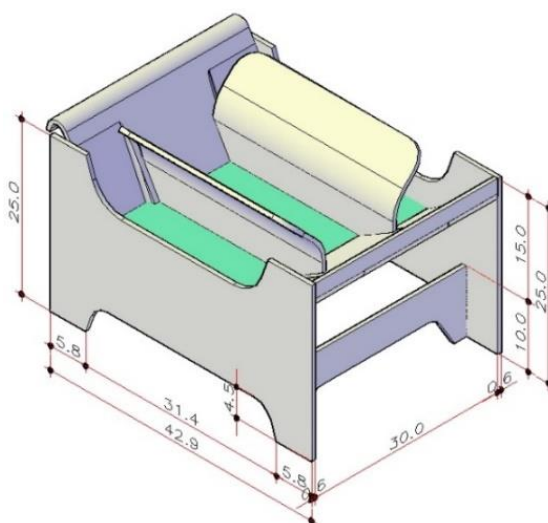


Fonte: Autoria Própria.

3.1.2 Estrutura Interna

A estrutura interna do sistema de varredura, é composta pelo suporte de acrílico translúcido, que possui espessura de 6 mm e tem o objetivo de oferecer um recipiente para a água, que será o meio de referência das ondas ultrassônicas nos testes. A Figura 9 apresenta o suporte de acrílico, bem como as suas dimensões.

Figura 9 - Visão geral do Suporte de Acrílico.



Fonte: Autoria Própria.

Para que ocorra a movimentação dos motores de passo nos eixos X e Y e, por consequência, dos transdutores que estão a eles acoplados, foi desenvolvido um suporte metálico através de um sistema de rosca sem fim, conforme apresentado na Figura 10.

Figura 10 - Visão geral do Suporte Metálico.



Fonte: Autoria Própria.

3.2 EQUIPAMENTOS E MATERIAIS UTILIZADOS NOS TESTES

Para que houvesse um deslocamento preciso dos transdutores no sistema de varredura, optou-se pela utilização de três motores de passo da marca Astrosyn, modelo 23LM-C004-04, que possuem as seguintes especificações: 6 V/fase, 1,2 A/fase e 1,8 grau/passo.

Cada motor de passo foi acionado por um *driver* TB6600 da marca HY, que tem sua estrutura interna baseada no CI TOSHIBA TB6600HG. As especificações de corrente por fase e de subdivisão dos passos dos motores, foram programadas através das DIP *Switches* presentes no *driver*.

Para a alimentação dos *drivers*, foram utilizadas duas fontes chaveadas da marca Steady Power (modelo S-200-24). A mesma possui uma tensão e corrente de saída de 24 V e 8,3 A, respectivamente, suficientes para fornecer a potência necessária para funcionamento do sistema.

A placa de desenvolvimento utilizada foi o Arduino Mega ADK, baseado no microcontrolador ATMEGA2560, que apresenta 54 portas I/O das quais 14 possuem a função PWM (*Pulse Width Modulation*).

O osciloscópio da marca Agilent (modelo DSO-X 2012A), que possui uma largura de banda de 100 MHz e uma taxa de amostragem de 2 GSa/s, foi responsável pela exibição da onda ultrassônica durante a aquisição dos sinais, bem como pela gravação dos mesmos através da porta USB no formato *.csv.

Para a geração do pulso no transdutor responsável por transmitir o sinal de ultrassom foi utilizado um gerador de funções da marca Meastech (modelo ATF20D+/FC/232), configurado com as seguintes especificações: Onda Senoidal, 1 pulso no modo *Burst*, amplitude de 20 Vpp e frequência de 0,5 MHz.

Os dois transdutores da marca Olympus (modelo V318), Figura 11, foram escolhidos para a caracterização no método transmissão-recepção. Ambos possuem diâmetro externo de 25,4 mm e diâmetro da área ativa de 19 mm e frequência central nominal de 0,5 MHz. Para realização dos testes cada transdutor foi conectado a um cabo coaxial com aproximadamente 1,5 m de comprimento.

Figura 11 - Transdutores utilizados no sistema de varredura.



Fonte: Autoria Própria.

Os modelos de *phantoms* responsáveis pela simulação dos tecidos biológicos que possuem características próximas às estruturas ósseas normal e osteoporótica, foram da marca CIRS, conforme a Figura 12.

Figura 12 - *Phantoms* utilizados nos testes.



Fonte: Autoria Própria.

Ambos possuem as dimensões de 60 x 36 x 70 mm e as características apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características dos *phantoms* utilizados nos testes

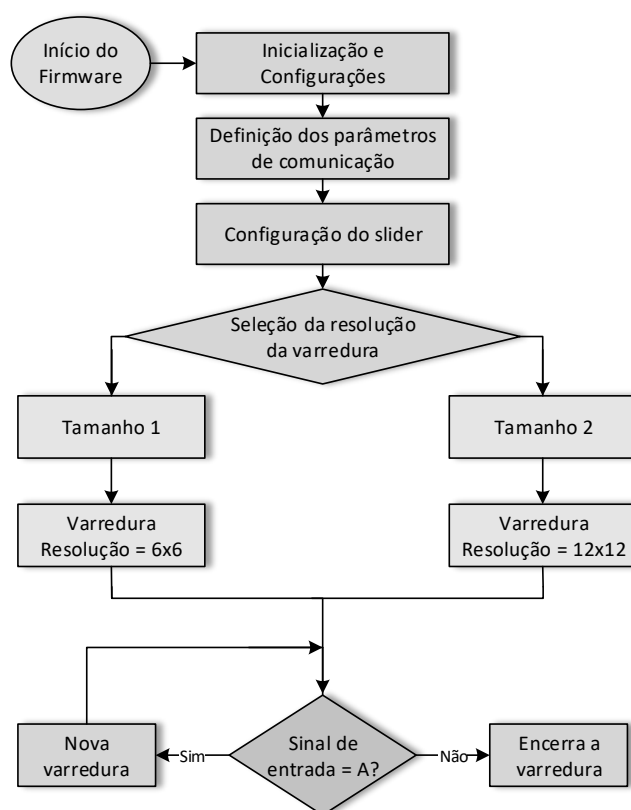
Modelo	Estrutura	BUA (dB/MHz)	Velocidade (m/s)
06301	Normal	75 ± 5	1560 ± 40
06302	Osteoporótica	50 ± 5	1520 ± 40

Fonte: Autoria Própria.

3.3 FIRMWARE PARA VISUALIZAÇÃO DA VARREDURA EM TEMPO REAL

O *firmware* para visualização da varredura em tempo real nos eixos X e Y, foi desenvolvido utilizando a ferramenta Processing, que possui uma linguagem de programação de código aberto e ambiente de desenvolvimento integrado. O *firmware* é responsável pelo envio de dados do posicionamento da varredura em tempo real para o processamento do microcontrolador. A Figura 13 apresenta o fluxograma do *firmware*.

Figura 13 - Rotina do *firmware* de visualização da varredura em tempo real.

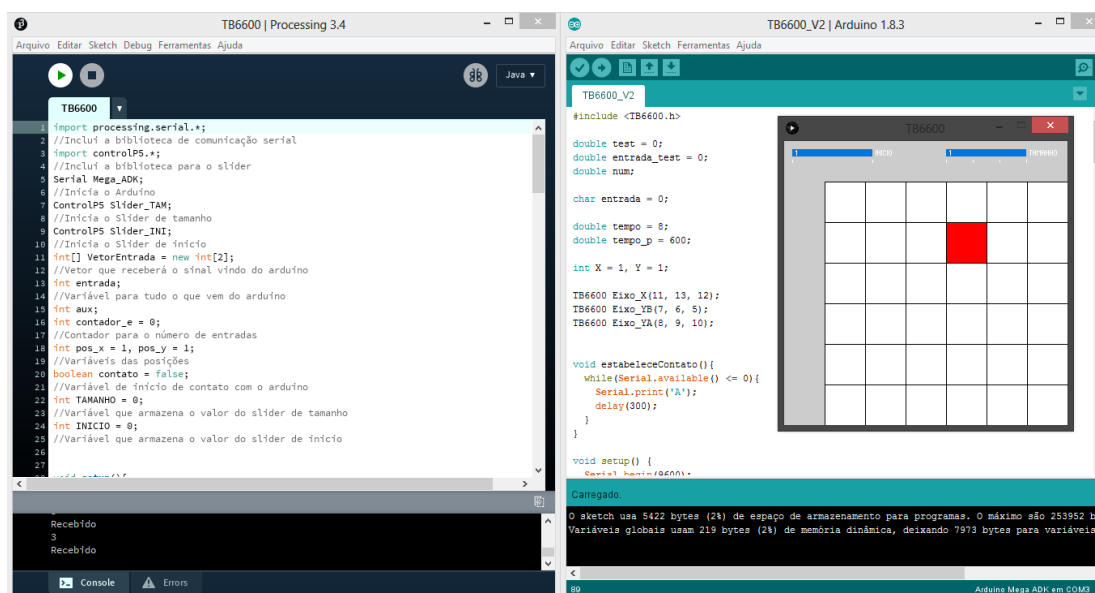


Fonte: Autoria Própria.

Nesta rotina, após as configurações e definição dos parâmetros de comunicação, é realizada a seleção da resolução de varredura, podendo ser escolhidas as resoluções: 'Tamanho 1' representa a resolução 6x6, com passos de 4,16 mm numa área de 25x25 mm e o 'Tamanho 2' representa a resolução 12x12, com passos de 2,08 mm numa área de 25x25 mm. Após a seleção, a interface irá esperar o sinal de entrada do microcontrolador, que caso seja válido, iniciará o recebimento da posição em que os transdutores se encontram. Caso não seja válido, encerrará o processo de leitura. Nas Figuras 14 (a) e 15 (a) são apresentadas uma

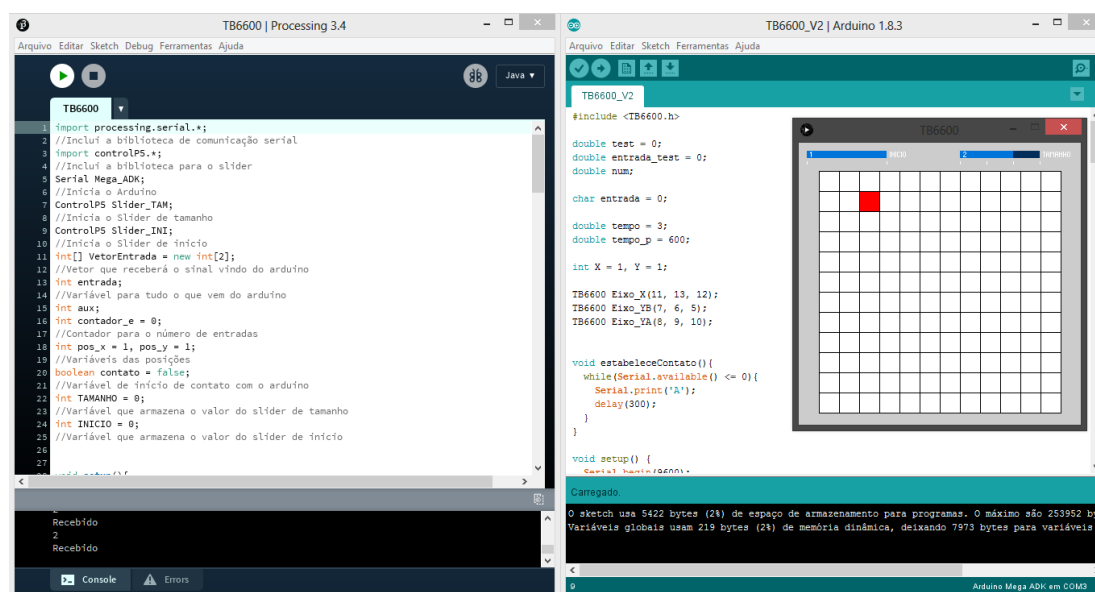
tela do *software* Processing, responsável pela visualização da varredura em seu estado atual, e nas Figuras 14 (b) e 15 (b), em destaque na cor vermelha, se encontra a região do *phantom* que está sendo avaliada no processo de varredura.

Figura 14 - Visualização da Varredura em tempo real para a resolução 6x6.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 15 - Visualização da Varredura em tempo real para a resolução 12x12.

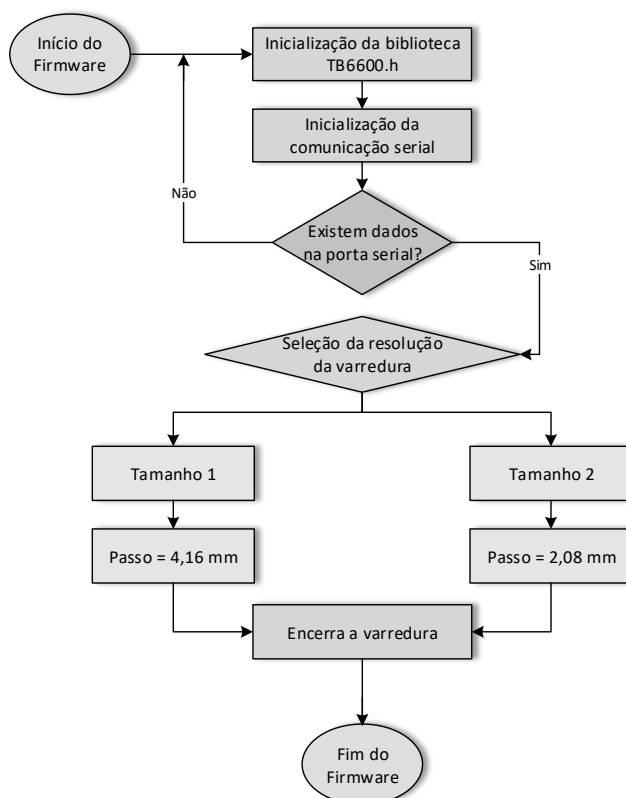


Fonte: Autoria Própria.

3.4 FIRMWARE PARA ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO

O *firmware* para acionamento dos motores de passo, foi desenvolvido na IDE - Ambiente de Desenvolvimento Integrado do Arduino. Ele é responsável pelo controle dos três motores de passo, bem como pelo envio de dados do estado atual da varredura para o computador. A Figura 16 apresenta a rotina principal do *firmware*.

Figura 16 - Rotina do *firmware* de visualização da varredura em tempo real.



Fonte: Autoria Própria.

Nesta rotina é utilizada a biblioteca TB6600.h, que foi desenvolvida especificamente para essa aplicação. Após a verificação da existência de dados na porta serial, o microcontrolador interpretará a resolução da varredura determinada pelo *firmware* de visualização da varredura em tempo real. Se a opção 'Tamanho 1' for escolhida, o motor de passo trabalhará com um passo de 4,16 mm, caso seja o 'Tamanho 2', trabalhará com um passo de 2,08 mm. Após a seleção de opção de passo e realização da varredura na opção de passo escolhida, a rotina será finalizada.

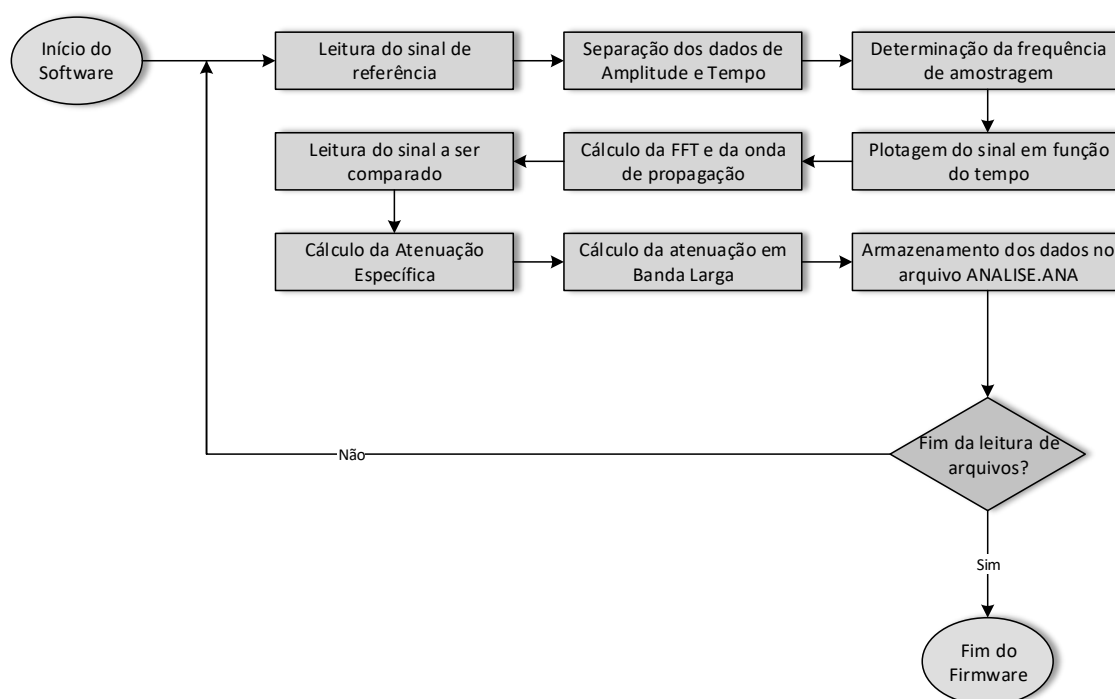
3.5 SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS

O *software* para processamento dos sinais recebidos e salvos pelo osciloscópio é formado por uma rotina executada no Matlab Versão R2015a (Math Works Inc.), que tem por objetivo realizar as tarefas descritas abaixo:

- 1) Tratamento dos dados de sinais ultrassônicos obtidos através do osciloscópio;
- 2) Cálculo dos parâmetros de atenuação específica e atenuação em banda larga (BUA);
- 3) Geração do arquivo ANALISE.ANA, que será utilizado para a análise estatística dos dados a ser realizada no Excel (Microsoft Corp.).

Na Figura 17 é apresentado o fluxograma da rotina para realizar o tratamento dos sinais captados pelo osciloscópio durante a varredura.

Figura 17 - Rotina principal do *software* de processamento de sinais.



Fonte: Autoria Própria.

Para a geração das imagens que serão apresentadas nos resultados, foi utilizado o software Minitab, que possui a capacidade de executar análises estatísticas complexas.

4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados encontrados nos testes voltados para a validação da metodologia do sistema de varredura em uma área quadrada de 25 mm para a caracterização dos *phantoms*. Como visto na metodologia, para uma maior reprodutibilidade dos resultados foram realizadas aquisições de sinais em duas resoluções: 6x6, coletando 36 aquisições e 12x12 num total de 144 aquisições.

4.1 RESULTADOS DOS TESTES DE ATENUAÇÃO EM BANDA LARGA - BUA

As Tabelas 2 e 3 apresentam os resultados da atenuação em banda larga das ondas ultrassônicas para as resoluções 6x6 e 12x12, respectivamente, no modo transmissão-recepção para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Tabela 2 - Atenuação da onda ultrassônica em (dB/MHz) para a resolução 6x6.

Medidas	Modelo 06301 (tecido ósseo normal)	Modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico)
Máximo	91,12	67,18
Mínimo	27,86	44,16
Média	74,58	57,42
Desvio Padrão (\pm)	12,99	3,61

Fonte: Autoria Própria.

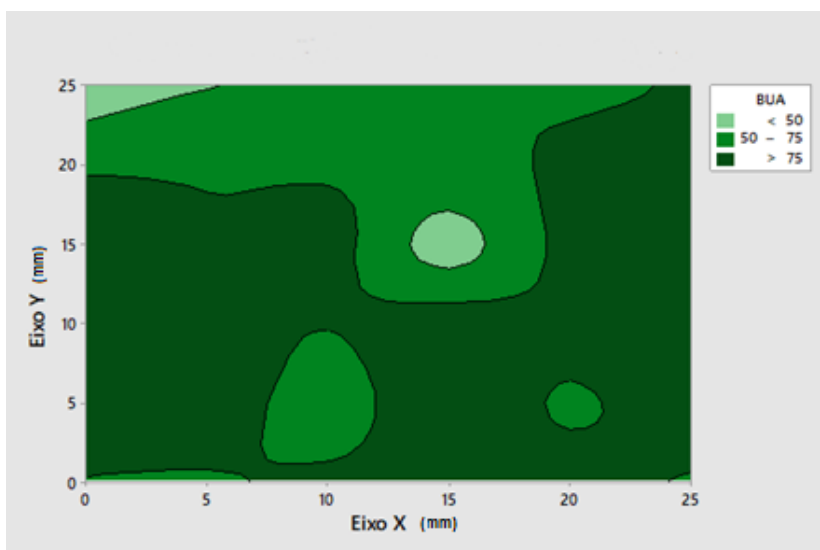
Tabela 3 - Atenuação da onda ultrassônica em (dB/MHz) para a resolução 12x12.

Medidas	Modelo 06301 (tecido ósseo normal)	Modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico)
Máximo	83,68	77,02
Mínimo	9,73	10,75
Média	68,77	58,71
Desvio Padrão (\pm)	13,41	9,83

Fonte: Autoria Própria.

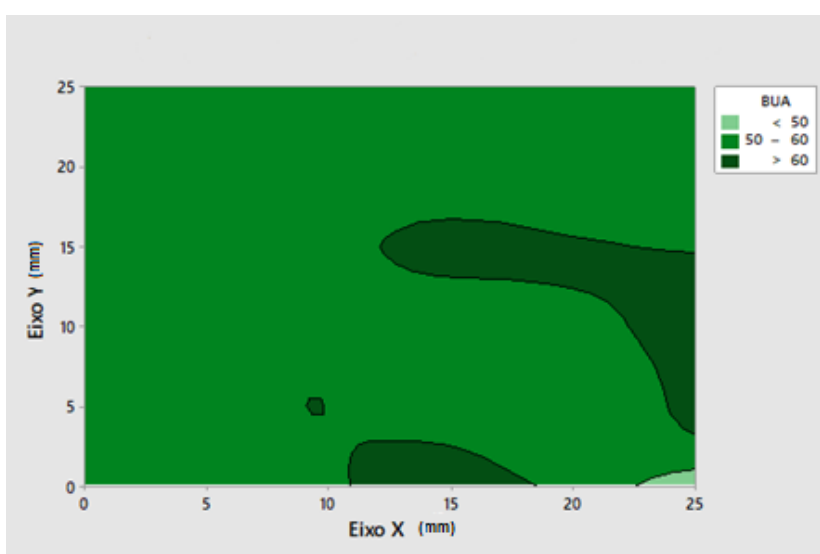
As Figuras 18 e 19 apresentam os gráficos da atenuação em banda larga das ondas ultrassônicas para as resoluções 6x6 para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Figura 18 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 6x6, *phantom* modelo 06301 (tecido ósseo normal).



Fonte: Autoria Própria.

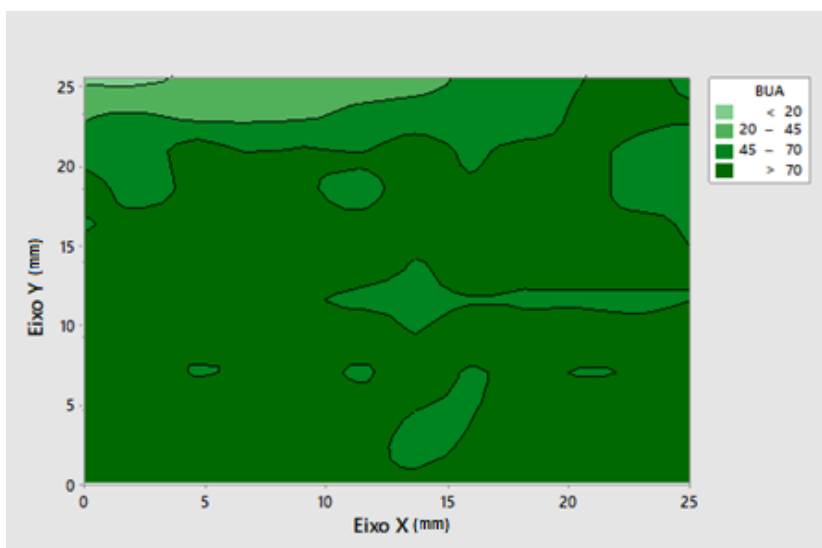
Figura 19 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 6x6, *phantom* modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).



Fonte: Autoria Própria.

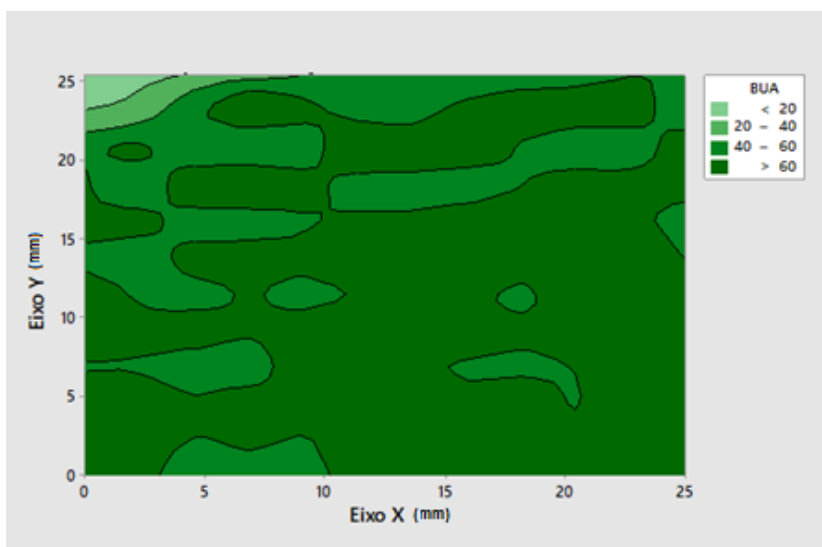
As Figuras 20 e 21 apresentam os gráficos da atenuação em banda larga das ondas ultrassônicas para as resoluções 12x12 para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Figura 20 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 12x12, *phantom* modelo 06301 (tecido ósseo normal).



Fonte: Autoria Própria.

Figura 21 - Gráfico de Contorno de BUA no plano XY para a resolução 12x12, *phantom* modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).



Fonte: Autoria Própria.

4.2 RESULTADOS DOS TESTES DE ATENUAÇÃO ESPECÍFICA

As Tabelas 4 e 5 apresentam os resultados da atenuação das ondas ultrassônicas para as resoluções 6x6 e 12x12, respectivamente, no modo transmissão-recepção para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Tabela 4 - Atenuação específica da onda ultrassônica em dB/(cm.MHz) para a resolução 6x6.

Medidas	Modelo 06301 (tecido ósseo normal)	Modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico)
Máximo	41,17	26,87
Mínimo	36,18	22,42
Média	39,37	25,42
Desvio Padrão (\pm)	0,95	0,99

Fonte: Autoria Própria.

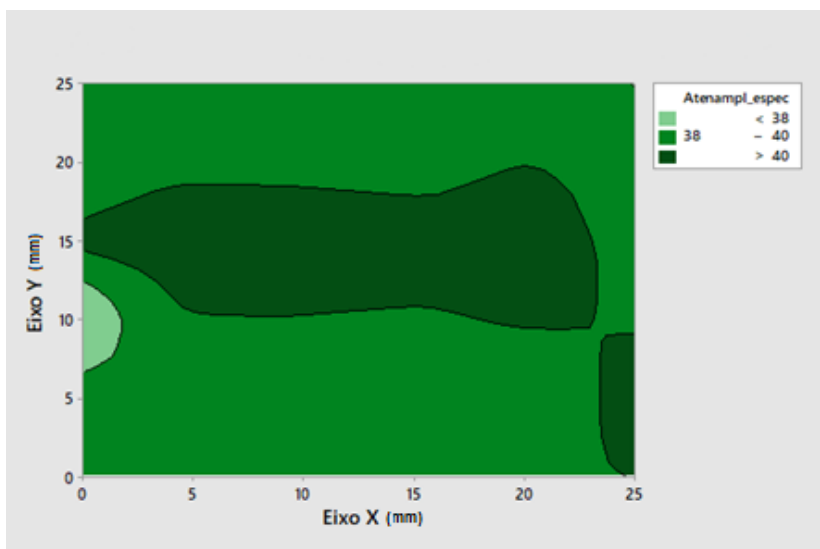
Tabela 5 - Atenuação específica da onda ultrassônica em dB/(cm.MHz) para a resolução 12x12.

Medidas	Modelo 06301 (tecido ósseo normal)	Modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico)
Máximo	42,96	31,60
Mínimo	36,77	14,99
Média	40,02	26,67
Desvio Padrão (\pm)	0,81	2,25

Fonte: Autoria Própria.

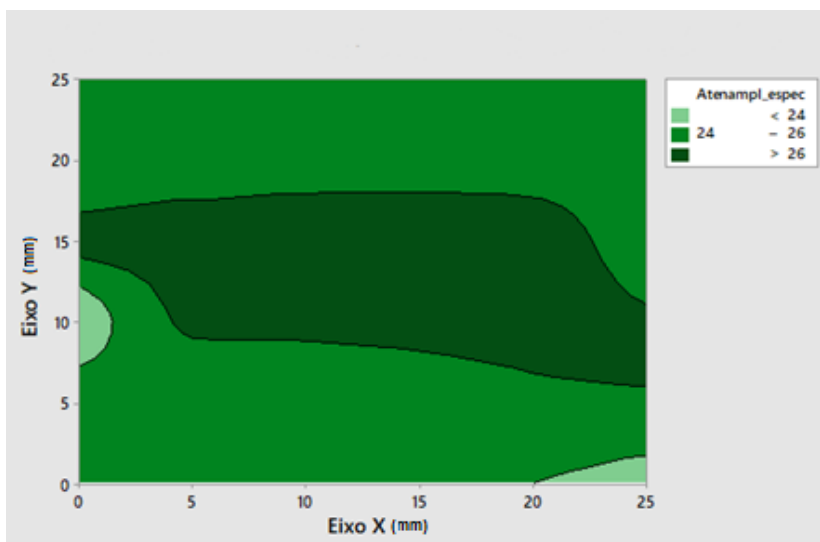
As Figuras 22 e 23 apresentam os gráficos da atenuação específica da onda ultrassônica para as resoluções 6x6 para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Figura 22 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 6x6, *phantom* modelo 06301 (tecido ósseo normal).



Fonte: Autoria Própria.

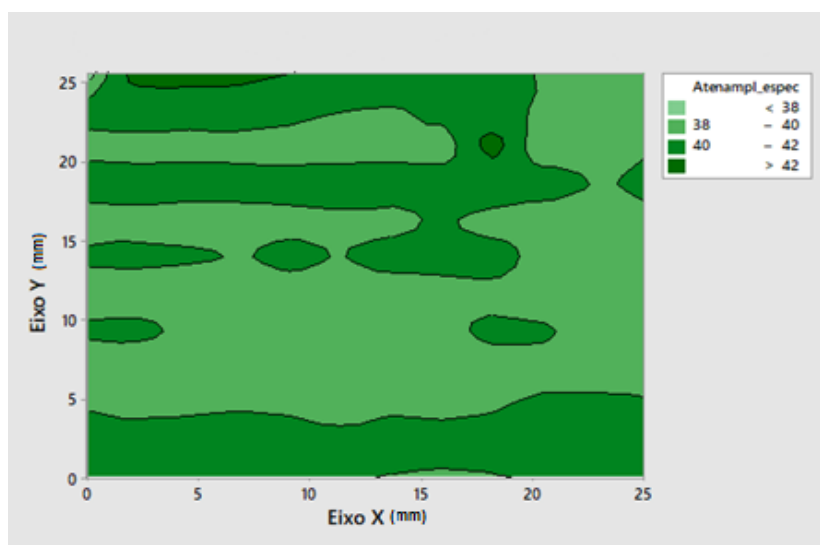
Figura 23 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 6x6, *phantom* modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).



Fonte: Autoria Própria.

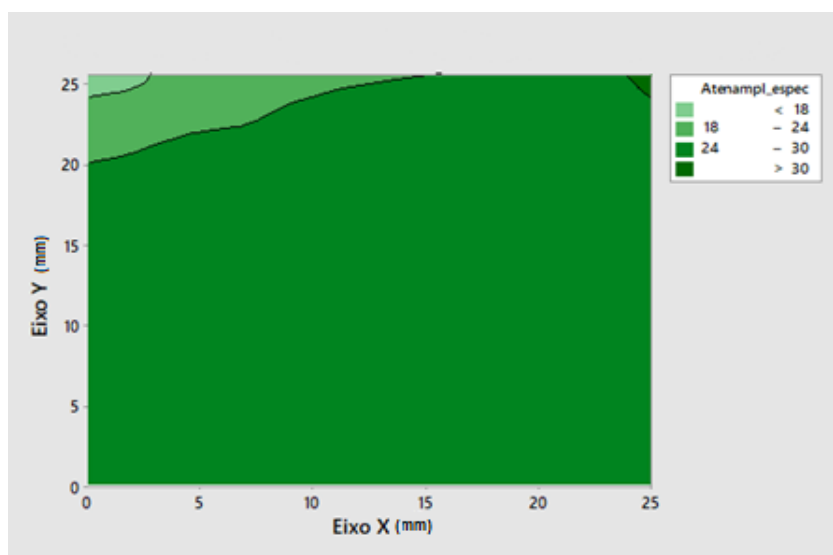
As Figuras 24 e 25 apresentam os gráficos da atenuação específica da onda ultrassônica para as resoluções 12x12 para os modelos de *phantoms* utilizados nos testes.

Figura 24 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 12x12, *phantom* modelo 06301 (tecido ósseo normal).



Fonte: Autoria Própria.

Figura 25 - Gráfico de contorno de atenuação específica no plano XY para a resolução 12x12, *phantom* modelo 06302 (tecido ósseo osteoporótico).



Fonte: Autoria Própria.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Este capítulo apresenta a discussão dos resultados obtidos nos testes realizados comparando com pesquisas relacionadas, bem como as conclusões possíveis a partir destes.

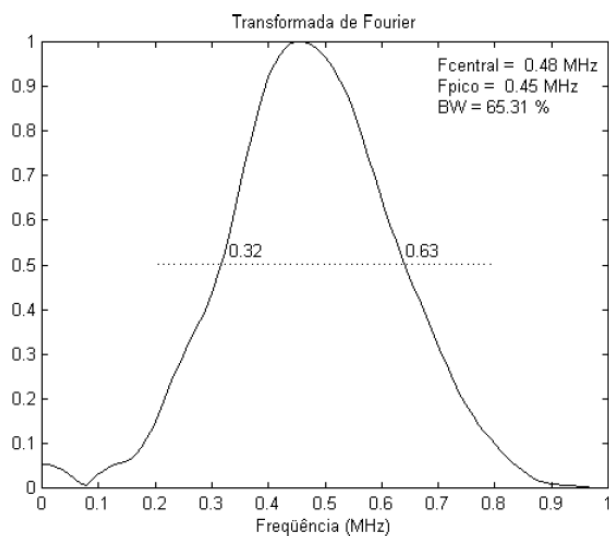
5.1 DISCUSSÃO

A análise estatística dos testes realizados com o sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos mostra que os valores médios encontrados para o parâmetro Atenuação em Banda Larga - BUA, para as duas resoluções aplicadas encontram-se na faixa dos valores citados no *datasheet* do fabricante dos *phantoms*. O tempo utilizado para fazer o mapeamento de cada aquisição foi de 8 segundos, período suficiente para que não ocorresse interferências devido ao movimento da água.

O valor de atenuação do *phantom* de ultrassom para a simulação de uma estrutura óssea normal é de 75 ± 5 dB/MHz (modelo CIRS 06301) e para o de estrutura óssea osteoporótica é de 50 ± 5 dB/MHz (modelo CIRS 06302). Os resultados obtidos utilizando-se o sistema de varredura foram de $74,58 \pm 12,99$ dB/MHz para o *phantom* normal e $57,42 \pm 3,61$ dB/MHz para o *phantom* que simula tecido osteoporótico, com erros percentuais para os valores médios de BUA de 0,56 % e -14,84 %, respectivamente.

Quanto ao parâmetro de Atenuação Específica, quando se considera a espessura do material a ser analisado, cabe ressaltar que os transdutores utilizados no sistema de varredura foram os mesmos usados na pesquisa de (MAIA, 2001). No trabalho em questão, foram captados os sinais ultrassônicos no domínio do tempo utilizando-se um hidrofone colocado na região do campo acústico dos transdutores TR1 e TR2. O processamento desses sinais permitiu determinar os seguintes dados apresentados na Figura 26: O transdutor TR1 possui uma frequência central de 0,48 MHz, uma frequência de pico de 0,45 MHz e uma Largura de Banda (BW) de 65,31 %.

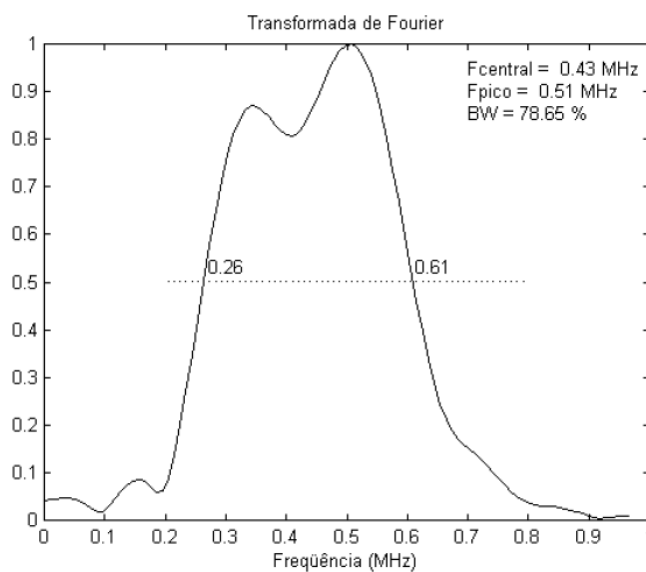
Figura 26 - Espectro de frequências para o transdutor TR1, mostrando os pontos de mínima e máxima frequência para determinação da largura de banda.



Fonte: MAIA, 2001.

Já o transdutor TR2 possui uma frequência central de 0,43 MHz, uma frequência de pico de 0,51 MHz e uma Largura de Banda (BW) de 78,65 %, apresentados na Figura 27.

Figura 27 - Espectro de frequências para o transdutor TR2, mostrando os pontos de mínima e máxima frequência para determinação da largura de banda.



Fonte: MAIA, 2001.

Diante disso, os valores médios encontrados para o parâmetro de Atenuação Específica, que tem por conceito fundamental considerar a espessura do material a ser caracterizado (no caso dos *phantoms* utilizados, a mesma é de 36 mm), para as duas resoluções aplicadas são válidos. No cálculo da atenuação específica foi utilizado o valor de frequência central indicado pelo fabricante (0,5 MHz) apenas por padronização. No entanto, como pode ser visto nas Figuras 25 e 26, os valores reais são ligeiramente diferentes dos especificados pelo fabricante, o que justifica parte das diferenças encontradas nas medições.

Há de se ressaltar também que os valores obtidos nas Tabelas 2 e 3 e Figuras 17 a 20 para a atenuação em banda larga (BUA) apresentam valores ligeiramente diferentes dos especificados pelo fabricante dos *phantoms* (Tabela 1) devido ao fato que o fabricante apresenta os valores referentes a medições realizadas no material dos *phantoms* e que seriam possíveis de serem obtidos apenas na região central destes, enquanto que nos testes realizados com varredura, principalmente nas bordas, as ondas ultrassônicas propagam-se tanto no *phantom* como no material de referência (água), que apresenta atenuação bem menor. Isto pode ser verificado nos gráficos de contorno de BUA no plano XY (Figuras 17 a 20) onde ficam evidenciados que os menores valores de BUA medidos estão nas bordas dos *phantoms*. O mesmo ocorre para a atenuação específica (valores apresentados nas Tabelas 4 e 5 e Figuras 21 a 24). No entanto, o fabricante não apresentou os valores de atenuação específica para comparação.

5.2 CONCLUSÕES

Pode-se considerar que o objetivo deste trabalho, que foi o de projetar e construir um sistema de varredura para aquisição e processamento de sinais ultrassônicos para caracterização de meios biológicos, portátil e com desenvolvimento tecnológico agregado, foi atingido.

A maior contribuição do presente trabalho é que o sistema efetua uma varredura na região de interesse do tecido biológico, como exemplo o calcâneo de uma pessoa. Dessa forma, os resultados obtidos para os parâmetros avaliados (BUA e Atenuação Específica) se aproximam aos dados presentes na literatura, validando dessa forma, a continuidade de pesquisas voltadas para o auxílio ao diagnóstico de patologias de uma forma não-invasiva e não-ionizante.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para dar continuidade a esse trabalho, pode-se destacar:

- Utilização de uma placa Raspberry PI em substituição da placa Arduino, visando a remoção do Microcomputador que atualmente está integrado ao sistema para visualização da varredura em tempo real;
- Desenvolvimento de um hardware para aquisição e gravação dos sinais ultrassônicos, onde não seja necessária a utilização de um osciloscópio para essa função;
- Além dos parâmetros já utilizados, inserir o parâmetro de velocidade das ondas ultrassônicas, bem como fazer um mapa a partir dos resultados encontrados.

Após essas adaptações, o sistema de varredura poderá ser submetido ao Comitê de Ética em pesquisa envolvendo seres humanos para realização de testes em pacientes no auxílio à identificação do risco de fraturas devido à osteoporose, buscando a continuidade do projeto dentro dos padrões éticos.

REFERÊNCIAS

ASSEF, A. A. *et al.* Sistema para geração, aquisição e processamento de sinais de ultrassom. **Revista Controle e Automação**, v.20, n. 2, 2009.

ASSEF, A. A. **Sistema de aquisição e processamento de sinais de ultrassom para caracterização de meios biológicos e não biológicos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Curitiba, 2006.

BOSSY, E.; PADILLA, F.; PEYRIN, F.; LAUGIER, P. Three-dimensional simulation of ultrasound propagation through trabecular bone structures measured by synchrotron microtomography, **Phys Med Biol**. v. 50, n. 23, p. 5545–5556, 2005.

CHIPCHASE, L.; WILLIAMS, M.; ROBERTSON, V. J. Electrophysical agents in physiotherapy practice and education: Still a good idea after all these years? **WCPT, Vancouver, Canada, Physiotherapy**. v. 93, 2007.

COOK, R. B.; COLLINS, D.; TUCKER, J.; ZIOUPOS, P. The ability of peripheral quantitative ultrasound to identify patients with low bone mineral density in the hip or spine, **Ultras. Med. Biol**. v. 31, n. 5, p. 625-632, 2005.

DONALD, I.; MACVICAR, J.; BROWN, T. G. Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. **Lancet (London, England)**, v. 1, n. 7032, 1958.

DUARTE, M. A.; MACHADO, J. C.; PEREIRA, W. C. A. Método para classificação de ecos reais e de reverberação em meios homogêneos multicamadas. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 3, 1999.

FULGHAM, P. F.; GILBERT, B. R. **Practical Urological Ultrasound**. Switzerland, Humana Press, 2017.

GLÜER, C. C.; EASTELL, R.; REID, D. M.; FELSENBURG, D.; ROUX, C.; BARKMANN, R.; TIMM, W.; BLENK, T.; ARMBRECHT, G.; STEWART, A. CLOWES, J.; THOMASIU, F. E.; KOLTA, S. Association of five quantitative ultrasound devices and bone densitometry with osteoporotic vertebral fractures in a population-based sample: the OPUS Study. **J. Bone Miner. Res.** v. 19, n. 5, p. 782-793, 2004.

GONNELLI, S.; CEPOLLARO, C.; GENNARI, L.; MONTAGNANI, A.; CAFFARELLI, C.; MERLOTTI, D.; ROSSI, S.; CADIRNI, A.; NUTI, R. Quantitative ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry in the prediction of fragility fracture in men, **Osteopor. Int.**, v. 16, n. 8, p. 963-968, 2005.

HAAR, G. ter; DYSON, M.; OAKLEY, E. M. The use of ultrasound by physiotherapists in Britain, **Ultrasound Med. Biol**. v. 13, p. 659–663, 1985.

HILL, C. R. **Physical Principles of Medical Ultrasonics**. Ellis Horwood Limited. Chischester-England, 1986.

KRIEG, M. A.; CORNUZ, J.; RUFFIEUX, C.; SANDINI, L.; BUCHE, D.; DAMBACHER, M. A.; HARTL, F.; HAUSELMANN, H. J.; KRAENZLIN, M; LIPPUNER, K.; NEFF, M.; PANCALDI, P.; RIZZOLI, R.; TANZI, F.; THEILER, R.; TYNDALL, A.; WIMPFHEIMER, K.; BURCKHARDT, P. Comparison of three bone ultrasounds for the discrimination of subjects with and without osteoporotic fractures among 7562 elderly women. **J. Bone Miner. Res.**, v. 18, n. 7, p. 1261-1266, 2003.

LANGTON, C. M.; PALMER, S. B.; PORTER, R. W. The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. **Eng. Med.** v. 13, n. 2, p. 89-91, 1984.

LINZER, M.; NORTON, S. J. Ultrasonic Tissue Characterization. **Ann. Rev. Biophys. Bioeng**, v. 11, 1982.

MAIA, J. M. **Sistema ultrassônico para auxílio ao diagnóstico da osteoporose.** Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Campinas, 2001.

MASON W. P. Piezoelectricity, its history and applications. **Journal Acoustic Society American.** v. 70, n. 6, p. 1561-1566, 1981.

POPE, G. D.; MOCKETT, S. P.; WRIGHT, J. P. A survey of electrotherapeutic modalities: ownership and use in the NHS in England, **Physiotherapy.** v. 81, n. 2, p. 82-91, 1995.

TER HAAR, G. Review Therapeutic Ultrasound. **European Jornal of Ultrasound**, v. 9, n. 3, p. 3-9, 1999.

THIJSEN, J. M. Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization. **Pattern Recognition Letters**, v. 24, 2003.

WATSON, T. Modality and dose dependency in electrotherapy. **WCPT 2007, Vancouver, Canada: Physiotherapy.** v. 93, 2007.

WEAR, K. A. Mechanisms for attenuation in cancellous-bone-mimicking phantoms. **IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control** v. 55, n. 11, p. 2418–2425, 2008.

APÊNDICE A - *FIRMWARE* PARA VISUALIZAÇÃO DA VARREDURA EM TEMPO REAL

```
import processing.serial.*;
    //Inclui a biblioteca de comunicação serial
import controlP5.*;
//Inclui a biblioteca para o slider
Serial Mega_ADK;
//Inicia o Arduino
ControlP5 Slider_TAM;
//Inicia o Slider de tamanho
ControlP5 Slider_INI;
//Inicia o Slider de inicio
int[] VetorEntrada = new int[2];
//Vetor que receberá o sinal vindo do Arduino
int entrada;
//Variável para tudo o que vem do Arduino
int aux;
int contador_e = 0;
//Contador para o número de entradas
int pos_x = 1, pos_y = 1;
//Variáveis das posições
boolean contato = false;
//Variável de início de contato com o Arduino
int TAMANHO = 0;
//Variável que armazena o valor do slider de tamanho
int INICIO = 0;
//Variável que armazena o valor do slider de início

void setup(){
    size(350, 350);
    //Tamanho da janela
    printArray(Serial.list());
    //Imprime a lista de portas disponíveis
    String portName = Serial.list()[0];
    //Recebe a porta necessária
    Mega_ADK = new Serial(this, portName, 9600);
    //Atribui a porta ao seu objeto
```

```

Slider_INI = new ControlP5(this);
//Atribui o slider ao seu objeto
Slider_INI.addSlider("INICIO")
//Declara o objeto slider como um slider
.setPosition(10, 10)
//Declara a posição do slider
.setRange(0, 1)
//Declara o tamanho da leitura
.setNumberOfTickMarks(2)
//Declara o número de "interseções"
;
;
Slider_TAM = new ControlP5(this);
//Atribui o slider ao seu objeto
Slider_TAM.addSlider("TAMANHO")
//Declara o objeto slider como um slider
.setPosition(200, 10)
//Declara a posição do slider
.setRange(0, 2)
//Declara o tamanho da leitura
.setNumberOfTickMarks(3)
//Declara o número de "interseções"
;
}

void draw(){

if(TAMANHO == 1){
for(int x = 1; x <= 6; x++){
//Laço de repetição do eixo x
for(int y = 1; y <= 6; y++){
//Laço de repetição do eixo y
if((x == pos_x) && (y == pos_y)){ //condicionamento do posicionamento
fill(#ff0000); //Caso esteja na mesma posição do protótipo, preenche com a cor
vermelha
}else{
fill(255); //Caso contrário, preenche com a cor branca
}
}
}
}
}

```

```

    rect((x*50), ((y*50)), 50, 50);//Desenha um quadrado
  }
}
}

if(TAMANHO == 2){
  for(int x = 1; x <= 12; x++){
    //Laço de repetição do eixo x
    for(int y = 1; y <= 12; y++){
      //Laço de repetição do eixo y
      if((x == pos_x) && (y == pos_y)){ //condicionamento do posicionamento
        fill(#ff0000); //Caso esteja na mesma posição do protótipo, preenche com a cor
          vermelha
      }else{
        fill(255); //Caso contrário, preenche com a cor branca
      }
      rect((x*25), ((y*25) + 10), 25, 25);//Desenha um quadrado
    }
  }
}
}

void serialEvent(Serial Mega_ADK){
  //Função que é acionada sempre que acontece uma comunicação

  int entrada = Mega_ADK.read();
  //Faz a leitura da porta
  if(INICIO == 1){
    //Se o usuário tiver declarado o início do processo
    if(contato == false){
      //Se a variável de início de contato for falsa
      if(entrada == 'A'){
        //E se a entrada for 'A'
        Mega_ADK.clear(); //limpa a porta
        contato = true; //declara que já houve contato
        Mega_ADK.write('A'); //pede mais informação ao microcontrolador
        println("Começou"); //Situação de Debug
        Mega_ADK.write(TAMANHO);
      }
    }
  }
}
}

```



```
    }  
  } else {  
    VetorEntrada[contador_e] = entrada;  
    //Atribui a entrada à sua respectiva posição no Vetor  
    contador_e++;  
    //Aumenta o contador  
  
    if(contador_e > 1){  
      //Se o contador for maior que 1 (ou seja, o limite do vetor)  
      pos_x = VetorEntrada[0]; //Atribui a posição do eixo X  
      pos_y = VetorEntrada[1]; //Atribui a posição do eixo Y  
  
      println(TAMANHO);  
      println("Recebido"); //Função de debug  
  
      Mega_ADK.write('A'); //pede mais informação ao microcontrolador  
      Mega_ADK.write(TAMANHO);  
  
      contador_e = 0; //Zera o contador  
    }  
  }  
}  
}
```

APÊNDICE B - FIRMWARE PARA ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO

```
#include <TB6600.h>

double test = 0;
double entrada_test = 0;
double num;

char entrada = 0;

double tempo = 8;
double tempo_p = 600;

int X = 1, Y = 1;

TB6600 Eixo_X(11, 13, 12);
TB6600 Eixo_YB(7, 6, 5);
TB6600 Eixo_YA(8, 9, 10);

void estabeleceContato(){
  while(Serial.available() <= 0){
    Serial.print('A');
    delay(300);
  }
}

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  while(!Serial){
    ;
  }
  estabeleceContato();

  for(int i = 5; i <= 13; i++){
    pinMode(i, OUTPUT);
  }
}
```

```
void loop() {

  if(Serial.available() > 0){
    entrada = Serial.read();

    if(entrada == 'A'){

      while(test == 0){
        entrada_test = Serial.read();
        if(entrada_test != 'A'){
          test++;
        }
      }
    }
  }

  if(entrada_test == 1){
    num = 0.5;
  }
  if(entrada_test == 2){
    num = 0.25;
  }

  Serial.write(X);
  Serial.write(Y);

  if(num == 0.5){

    for(int j = 1; j <= 6; j++){
      for(int i = 1; i < 6; i++){

        if(j % 2 != 0){
          Eixo_X.frente(num);
          X = X + 1;

          Serial.write(X);
          Serial.write(Y);
          Eixo_X.para(tempo);
```

```
}
if(j % 2 == 0){
    Eixo_X.tras(num);
    X = X - 1;

    Serial.write(X);
    Serial.write(Y);

    Eixo_X.para(tempo);
}
}

Eixo_YA.baixo(num);
Eixo_YB.baixo(num);
Y = Y + 1;

Serial.write(X);
Serial.write(Y);

Eixo_YA.para(tempo/2);
Eixo_YB.para(tempo/2);
}

for(int k = 6; k >= 1; k--){

    Eixo_YA.cima(num);
    Eixo_YB.cima(num);
    Y = Y - 1;

    Serial.write(X);
    Serial.write(Y);
}

Serial.write(X);
Serial.write(Y);
}

if(num == 0.25){
```

```
for(int j = 1; j <= 12; j++){
  for(int i = 1; i < 12; i++){

    if(j % 2 != 0){
      Eixo_X.frente(num);
      X = X + 1;

      Serial.write(X);
      Serial.write(Y);
      Eixo_X.para(tempo);
    }
    if(j % 2 == 0){
      Eixo_X.tras(num);
      X = X - 1;

      Serial.write(X);
      Serial.write(Y);

      Eixo_X.para(tempo);
    }
  }
  Eixo_YA.baixo(num);
  Eixo_YB.baixo(num);
  Y = Y + 1;

  Serial.write(X);
  Serial.write(Y);

  Eixo_YA.para(tempo/2);
  Eixo_YB.para(tempo/2);
}

for(int k = 12; k > 1; k--){

  Eixo_YA.cima(num);
  Eixo_YB.cima(num);
  Y = Y - 1;
```

```
Serial.write(X);  
Serial.write(Y);  
}
```

```
Serial.write(X);  
Serial.write(Y);  
}  
Eixo_X.para(tempo_p);  
Eixo_YA.para(tempo_p/2);  
Eixo_YB.para(tempo_p/2);  
}
```

APÊNDICE C - BIBLIOTECA PARA CONTROLE DO ACIONAMENTO DOS MOTORES DE PASSO

```

#include "Arduino.h"
#include "TB6600.h"

TB6600::TB6600(int ena, int pul, int dir){
    _ena = ena;
    _pul = pul;
    _dir = dir;

    pinMode(_ena, OUTPUT);
    pinMode(_dir, OUTPUT);
    pinMode(_pul, OUTPUT);
}

void TB6600::frente(float tam){

    digitalWrite(_ena, LOW);
    digitalWrite(_dir, HIGH);

    for(int passo = 0; passo <= (10000 * tam); passo++){
        //Contagem de movimentos, cada passo movimenta 0.0001 cm, o total de
        //passos movimenta 0.1cm.
        digitalWrite(_pul, HIGH); //Pulso em alta.
        delayMicroseconds(100);
        digitalWrite(_pul, LOW); //Pulso em baixa.
        delayMicroseconds(100);
    }
}

void TB6600::tras(float tam){

    digitalWrite(_ena, LOW);
    digitalWrite(_dir, LOW);

    for(int passo = 0; passo <= (10000 * tam); passo++){
        //Contagem de movimentos, cada passo movimenta 0.0001 cm, o total de
        //passos movimenta 0.1cm.

```

```

    digitalWrite(_pul, HIGH); //Pulso em alta.
    delayMicroseconds(100);
    digitalWrite(_pul, LOW); //Pulso em baixa.
    delayMicroseconds(100);
  }
}

void TB6600::cima(float tam){

    digitalWrite(_ena, LOW);
    digitalWrite(_dir, LOW);

    for(int passo = 0; passo <= (10000 * tam); passo++){
        //Contagem de movimentos, cada passo movimenta 0.0001 cm, o total de
        //passos movimenta 0.1cm.
        digitalWrite(_pul, HIGH); //Pulso em alta.
        delayMicroseconds(100);
        digitalWrite(_pul, LOW); //Pulso em baixa.
        delayMicroseconds(100);
    }
}

void TB6600::baixo(float tam){

    digitalWrite(_ena, LOW);
    digitalWrite(_dir, HIGH);

    for(int passo = 0; passo <= (10000 * tam); passo++){
        //Contagem de movimentos, cada passo movimenta 0.0001 cm, o total de
        //passos movimenta 0.1cm.
        digitalWrite(_pul, HIGH); //Pulso em alta.
        delayMicroseconds(100);
        digitalWrite(_pul, LOW); //Pulso em baixa.
        delayMicroseconds(100);
    }
}

void TB6600::para(float time){

```



```
        digitalWrite(_ena, HIGH);
        digitalWrite(_dir, LOW);
        digitalWrite(_pul, LOW);
        delay((time * 1000));
    }

#ifndef TB6600_h
#define TB6600_h

#include "Arduino.h"

class TB6600
{
public:
    TB6600(int ena, int pul, int dir);
    void frente(float tam);
    void tras(float tam);
    void cima(float tam);
    void baixo(float tam);
    void para(float time);

private:
    int _ena;
    int _pul;
    int _dir;
};

#endif
```

APÊNDICE D - SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Fonte: Adaptado de MAIA (2001)

```

echo on;
% *****
% * Este programa calcula a FFT e Atenuação Específica *
% * Utiliza um arquivo de dados organizado em uma matriz com o *
% * número de linhas igual ao número de pontos amostrados e em *
% * cada linha traz as informações sobre a onda (2000 pontos), *
% * Os dados são capturados via USB do Osciloscópio Agilent com *
% * e os arquivos têm extensão .csv *
% * Descartar as duas primeiras linhas *
% * 1a coluna = tempo (s) *
% * 2a coluna = Amplitude CH1 *
% * 3a coluna = Amplitude CH2 *
% *****
clear;
clc;
echo off
%
% *****
% * Lê o Sinal de Referência *
% *****
disp('Le o Nome do Arquivo de Dados de Referencia');
% Le o nome do arquivo de dados com extensão .CSV
[nomearq,diretorio] = uigetfile('*.csv','Abrir Arquivo de Referencia');
if (diretorio == 0) % Foi acionado Cancel ou houve erro na leitura dos arquivos
    disp('Foi acionado Cancel ou houve erro na leitura dos arquivos');
    clear;
    return;
end

% Abre arquivo de dados
[fid,message] = fopen(nomearq,'rt');

% *****
% * Lê o Sinal de Referência *
% *****
% Lê as 2 primeiras linhas, despreza a parte escrita (lixo)
% e capta os tempos e amplitudes
pat = ','; % String para localizar vírgula no texto
for i = 1:2
    [lixo,count] = fgets(fid); % Lê a linhas 1 a 2 e descarta *****
end

% Lê o restante dos dados do arquivo, linhas 18 a 10.000 ou até o final do
% arquivo. O programa foi adaptado para ler qualquer tamanho de arquivo

ni = 1;
while ~feof(fid), % Enquanto não encontrar o fim do arquivo, lê as linhas

```

```

[linha, count] = fgets(fid); % Lê a linha i
linha = regexp(linha, pat, ' '); % Substitui vírgula por espaço no texto
valores = sscanf(linha, '%g');
if length(valores) >= 3,
    % Lê o Tempo
    t(ni) = valores(1);
    % Lê a Amplitude
    srch1(ni) = valores(2);
    sref(ni) = valores(3); % o sinal está no Canal 2 do Osciloscópio
else % Verifiquei que em alguns arquivos faltaram a 2a coluna de valores
    % Atribui o Tempo
    t(ni) = valores;
    % Faz amplitude igual a 0 Lê a Amplitude
    srch1(ni) = 0;
    sref(ni) = 0;
end

Nlinhas = ni; % Atribui o número de linhas lidas à variável Nlinhas
ni = ni + 1;
end
fclose(fid);

% Separa a coluna de amplitude do sinal no vetor y
y = sref';
% y = y - mean(y); %(Tirar o comentário dessa
%%%%%%%%%%%%%% linha para funcionar
com valor médio
%%%%%%%%%%%%%% diferente de zero!!!!!!
ch1 = srch1';
% Separa a coluna de tempo do sinal no vetor t1
t1 = t';

% Determina a frequência de amostragem do sinal utilizando o passo
% de amostragem (Segundo dado do vetor t)
FA = 1.0/(t1(2)-t1(1));

% Plota o sinal original em função do tempo
plot(t1,y), title('Sinal de Referência no Domínio do Tempo'), ...
ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
clc;
disp('Sinal Original no Domínio do Tempo');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar. ');
pause;
clc;
close;
% Plota o sinal do Canal 1 em função do tempo
plot(t1,ch1), title('Sinal do Canal 1 no Domínio do Tempo'), ...
ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
clc;
disp('Sinal do Canal 1 no Domínio do Tempo');

```

```

disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

grid on;
pause;
clc;
close;

% Plota o sinal de Referência em função do tempo
plot(t1,y), title('Sinal de Referência no Domínio do Tempo'), ...
ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
clc;
disp('Sinal Original no Domínio do Tempo');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

grid on;
pause;
clc;
hold on;
% Plota a Transformada de Hilbert do Sinal
plot(t1,imag(hilbert(y)),'k--*');
% Plota o envelope do sinal de referência
env = abs(hilbert(y));
pause;
plot(t1,env,'g-');
legend('Sinal','Transformada de Hilbert','Envelope','best');
pause;
% hold off;
close;

% Determina a amplitude máxima do envelope e o índice do mesmo.
[am,idref] = max(env);

% Determina a velocidade de propagação do som no meio de referência;
disp('Escreva a distância entre os transdutores (em centímetros):');
% dtd = upper(input('Distância: '));
dtd = 20; % Comprimento da amostra em centímetros
dtd = dtd*1e-2; % Transforma dtd para metros
vref = dtd/t1(idref)

y((Nlinhas+1):100000) = 0; % Preenche com zeros

% Calcula a transformada rápida de Fourier (FFT)
Y = fft(y);

% Determina a escala de frequência, eliminando a parte simétrica
% FA = frequência de amostragem do sinal
np = length(y); % número de pontos
npz = np/10; % número de pontos para mostrar zoom
f = FA*(0:np/2)/np;
f = f/1e6; % Escala em MHz

% Plota Zoom da Transformada de Fourier (dBVrms)
```

```

% plot(f(1:npz),20*log10(abs(Y(1:npz)/np))), ...
plot(f(1:npz),20*log10(abs(Y(1:npz)/Nlinhas))), ... % Para manter o valor rms
%correto
xlabel('Frequência (MHz)'), ylabel('Amplitude (dBVrms)');
clc;
disp('Transformada de Fourier (dBVrms)');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

pause;
clc;

% Armazena a transformada de Fourier do sinal de referência em VR
% O sinal de referência vem do suporte livre (propagação na água)
VR = Y;
yr = y;

close;
return; % Comentar para continuar com a segunda parte

% *****
% * Sinal a ser Comparado *
% *****
disp('Le Arquivo de Dados do Material a Ser Caracterizado');
% Le o nome do arquivo de dados com extensão .CSV
[nomearq,n] = uigetfile('*.csv','Abrir Arquivo de Material',107,232);
if (nomearq == 0)
    clear;
    return;
end

% Abre arquivo de dados
[fid,message] = fopen(nomearq,'rt');

% Lê as 2 primeiras linhas, despreza a parte escrita (lixo)
% e capta os tempos e amplitudes
pat = ','; % String para localizar vírgula no texto
for i = 1:2
    [lixo,count] = fgets(fid); % Lê as linhas 1 a 17 *****
end

% Lê o restante dos dados do arquivo, linhas 18 a 10.000 ou até o final do arquivo
ni = 1;
while ~feof(fid) % Enquanto não encontrar o final do arquivo, lê as linhas
    [linha,count] = fgets(fid); % Lê a linha i
    linha = regexp(linha, pat, ' '); % Substitui vírgula por espaço no texto
    valores = sscanf(linha, '%g');
    if length(valores) >= 3,
        % Lê o Tempo
        tc(ni) = valores(1);
        % Lê a Amplitude
        scch1(ni) = valores(2);
    end
end

```

```

    scomp(ni) = valores(3);
else % Verifiquei que em alguns arquivos faltaram a 2a coluna de valores
    % Atribui o Tempo
    tc(ni) = valores;
    % Faz amplitude igual a 0Lê a Amplitude
    scch1(ni) = 0;
    scomp(ni) = 0;
end
Nlinhas = ni; % Atribui o número de linhas lidas à variável Nlinhas
ni = ni + 1;
end
fclose(fid);

% Separa a coluna de amplitude do sinal no vetor y
y = scomp';
%%%%%%%%%%%%%% y = y - mean(y); %(Tirar
o comentário dessa
%%%%%%%%%%%%%% linha para funcionar
com valor médio
%%%%%%%%%%%%%% diferente de zero!!!!!!
ch1 = scch1';

% Separa a coluna de tempo do sinal no vetor t
t1 = tc';

% Determina a frequência de amostragem do sinal utilizando o passo
% de amostragem (Segundo dado do vetor t)
FA = 1.0/(t1(2)-t1(1));

% Plota o sinal original com a escala de tempo calculada
plot(t1,y), title('Sinal do Phantom no Domínio do Tempo'), ...
ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
grid on;
clc;
disp('Sinal do Phantom no Domínio do Tempo');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

pause;
close;
% Plota o sinal do Canal 1 com a escala de tempo calculada
plot(t1,ch1), title('Sinal do Canal 1 no Domínio do Tempo'), ...
ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
grid on;
clc;
disp('Sinal Original no Domínio do Tempo');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

pause;
close;

% Plota o sinal original com a escala de tempo calculada
plot(t1,y), title('Sinal do Phantom no Domínio do Tempo'), ...

```

```

ylabel('A (V)'), xlabel('Tempo (s)');
grid on;
clc;
disp('Sinal Original no Domínio do Tempo');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

pause;

```

clc;
hold on;
% Plota a Transformada de Hilbert do Sinal
plot(t1,imag(hilbert(y)),'k--*');
% Plota o envelope do sinal de referência
env = abs(hilbert(y));
plot(t1,env,'r-');
legend('Sinal','Transformada de Hilbert','Envelope','best');
pause;
hold off;
close;
```

% Determina a amplitude máxima do envelope e o índice do mesmo.

```
[am,idcomp] = max(env);
```

% Determina a velocidade de propagação do som no meio de referência;

```
dtd = 0.20; % Considerando a amostra de 20 cm de comprimento
vcomp = dtd/t1(idcomp)
y((Nlinhas + 1):100000) = 0; % Preenche com zeros
```

% Calcula a transformada rápida de Fourier (FFT)

```
Y = fft(y);
```

% Determina a escala de frequência, eliminando a parte simétrica

```
% FA = frequência de amostragem do sinal
% np = length(y); % número de pontos
% npz = np/8; % número de pontos para mostrar zoom
% f = FA*(0:np/2)/np;
% f = f/1e6; % Escala em MHz
```

% Plota Zoom da Transformada de Fourier (dBVrms)

```
%plot(f(1:npz),20*log10(abs(Y(1:npz)/np))), ...
plot(f(1:npz),20*log10(abs(Y(1:npz)/Nlinhas))), ... % Para manter o valor rms correto
xlabel('Frequência (MHz)'), ylabel('Amplitude (dBVrms)');
clc;
disp('Transformada de Fourier (dBVrms)');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

pause;

```
clc;
```

% Armazena a transformada de Fourier do Sinal a ser comparado em VS

```
% O sinal vem do suporte com o pé, alumínio ou acrílico
VS = Y;
ys = y;
```

```

% Determina os valores em dB de VR e de VS
VRdB = 20*log10(abs(VR));
VSdB = 20*log10(abs(VS));
%VRdB = log(exp(VR/1024)); %log na base e
%VSdB = log(exp(VS/1024)); %log na base e

% d = é a espessura em (cm) da amostra
% dtr = distância entre os transdutores
disp('Escreva a espessura da amostra (em milímetros):');
% d = upper(input('Espessura: '));
d = 20.0;
d = d*1e-2; % Transforma d para metros

% Determina a atenuação específica da amostra
%aten = 20*log10(abs(VR) - abs(VS))/d;
aten = abs(VRdB - VSdB)/d;

% Plota Zoom da Atenuação Específica na Faixa de Linearidade
% Se o transdutor for de 0,5 MHz, Faixa = 0,3 - 0,7

% Determine em que frequência ocorre o máximo da FFT para identificar a
% frequência central do transdutor. Começa a verificar a partir de 10
% pontos pois em muitos sinais a componente DC é maior que na frequência
% central do transdutor
[Ampl,indice] = max(abs(FFT(10:Nlinhas/2)));

if indice == 1
    indice = 400;
end
nx1 = 400; nx2 = 1200;

% Transdutor de 0,5 MHz
if (f(indice) > 0.4) & (f(indice) < 0.6)
    for i = 1:indice,
        if (f(i) > 0.2) & (f(i) < 0.32) % Localiza índice inferior
            nx1 = i;
        end
    end
    for i = indice:128
        if f(i) < 0.72 % Localiza índice superior
            nx2 = i;
        end
    end
end
end
% Determina a regressão linear dos pontos
POLYX = f(nx1:nx2);
POLYZ = aten(nx1:nx2);
for cont = 1:1:(nx2 - nx1 + 1), POLYY(cont) = POLYZ(cont); end;
[coefic,erros] = polyfit(POLYX,POLYY,1);

```



```

regressao = coefic(2) + coefic(1)*POLYX;
[reta,erro] = sprintf(' Aten = %g + %g*f',coefic(2),coefic(1));

% Plota Zoom do Sinal de Atenuação Específica
plot(f(1:npz),aten(1:npz)), title('Atenuação em Banda Larga (BUA)'), ...
xlabel('Frequência (MHz)'), ylabel('Atenuação (dB)'), text(f(12),aten(1),reta);
hold on;
% Plota a regressão no mesmo gráfico
plot(f(nx1:nx2),regressao,'r*--');
%, text(f(nx1),regressao(1),reta);
clc;
disp('Atenuação Específica');
disp('Aperte qualquer tecla para continuar.');
```

```

pause;
close;
clc;

% Monta nome do arquivo para armazenar os Resultados da Analise
% Extensão .RES
% fanalise = nomearq;
fanalise = 'Analise.txt';
i = findstr(fanalise, '.');
fanalise(i+1) = 'A';
fanalise(i+2) = 'N';
fanalise(i+3) = 'A';

% Abre arquivo para armazenar resultados da analise
[fres,message] = fopen(fanalise,'at');
```

```

% Armazena resultados da análise no arquivo .RES
% Coeficientes Regressão (a + BUA*f)
% formato do arquivo: nomearq a bua vref(m/s) vcomp(m/s)
fprintf(fres,'%s %f %f %f %f\n',nomearq, coefic(2),coefic(1),vref, vcomp);

fclose('all');
```

```

% Mostra Resultados na Tela
disp('Arquivo'); disp(nomearq);
disp('a = '); disp(coefic(2));
disp('BUA = '); disp(coefic(1));
disp('Vref = '); disp(vref);
disp('Vpahntom = '); disp(vcomp);
disp('Ampl = '); disp(Ampl);
disp('indice = '); disp(indice);

% clear;

echo off;
disp('FIM');
```

APÊNDICE E - DESENHOS TÉCNICOS DA ESTRUTURA MECÂNICA

