

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA “PAULA SOUZA”**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

**CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM**

**SISTEMAS BIOMÉDICOS**

**CRIAÇÃO DE UM PHANTOM UTILIZANDO APLICAÇÕES NO MODO DOPPLER**

**JULIA ALVES DA FONSECA**

**MIRAEISON DOS SANTOS CARVALHO**

**NATHAN DA SILVA AMANCIO**

**PROF.(A) ORIENTADOR(A): MS. WILLIAN PIRES LODDI**

**RIBEIRÃO PRETO, S.P.**

**2021**

**JULIA ALVES DA FONSECA  
MIRAEELSON DOS SANTOS CARVALHO  
NATHAN DA SILVA AMANCIO**

**CRIAÇÃO DE UM PHANTOM UTILIZANDO APLICAÇÕES NO MODO DOPPLER**

**PROF.(A) ORIENTADOR(A): MS. WILLIAN PIRES LODDI**

Trabalho de conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Tecnologia (FATEC) de Ribeirão Preto/SP, como parte dos requisitos para aprovação no curso de Sistemas Biomédicos

Orientador(a): MS. Willian Pires Loddi

Aceite do orientador: \_\_\_\_\_

**RIBEIRÃO PRETO, S.P.**

**2021**

**JULIA ALVES DA FONSECA  
MIRAEELSON DOS SANTOS CARVALHO  
NATHAN DA SILVA AMANCIO**

**CRIAÇÃO DE UM PHANTOM UTILIZANDO APLICAÇÕES NO MODO DOPPLER**

**ORIENTADOR: PROFº. MS. WILLIAN PIRES LODDI  
COORIENTADOR: DR. LUCAS SACCHINI DEL LAMA  
COLABORADOR: TECNÓLOGO MATHEUS BARBOSA CALDEIRA**

**RIBEIRÃO PRETO, S.P.**

**2021**

## RESUMO

Sabe-se que as imagens por ultrassom para finalidades médicas humanas e veterinárias vem numa crescente devido as suas amplas especialidades, e com a tamanha importância que o ultrassom tem na medicina devido ao efeito doppler, se faz necessário a realização de um controle de qualidade para a total veracidade e eficácia do diagnostico com o uso do Simulador *Phantom*. Considerando estes fatores, o objetivo do trabalho refere-se à construção de um objeto simulador para o uso em ultrassom com utilização de materiais de fácil acesso e baixo custo para fins educativos. Seguindo esta linha, consideramos que os resultados esperados foram obtidos, haja vista que através do simulador criado foi possível a obtenção da medição da vazão do Arduíno, a realização do doppler com tubo de silicone com uma leitura precisa através das ondas. Conclui-se que se é possível a realização de um objeto simulador Phantom com finalidades didáticas capaz de colher dados precisos com um custo reduzido levando-se em conta produtos que estão disponíveis no mercado.

**Palavras Chave:** Arduíno. Ultrassom. Efeito Doppler. Phantom. Fins Didáticos.

## ABSTRACT

It is known that ultrasound imaging for human and veterinary medical purposes is increasing due to its broad specialties, and with the great importance that ultrasound has in medicine due to the Doppler effect, it is necessary to have a quality control for a total veracity and effectiveness of the diagnosis with the use of the Phantom Simulator. Considering these factors, the objective of the work refers to the construction of a simulator object for use in ultrasound using easily accessible and low-cost materials for educational purposes. Train of thought, we consider that the expected results were obtained, considering that through the simulator created it was possible to obtain the measurement of the Arduino flow, the realization of the doppler with a silicon tube with an accurate reading through the waves. It is concluded that it is possible to carry out a Phantom simulator object with didactic purposes capable of collecting accurate data at a reduced cost, taking into account products that are available on the market.

**Keywords:** Arduíno. Ultrasound. Doppler Effect. Phantom. Didactic Purposes.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema da variação das ondas sonoras transmitidas e emitidas pelo transdutor.....	11
Figura 2 - Desenho 3D do protótipo inicial.....	16
Figura 3 - Reservatório plástico com furos.....	17
Figura 4 - Reservatório plástico com furos dos dois lados.....	17
Figura 5 – Tubo d1 introduzido.....	18
Figura 6 – Tubo d2 introduzido.....	18
Figura 7 – Tubo d3 introduzindo com visão final da primeira parte.....	19
Figura 8 – Pesagem da gelatina (84g) .....	19
Figura 9 – Gelatina preparada e pronta no reservatório plástico.....	20
Figura 10 – Código do Arduíno em linguagem C.....	21
Figura 11 – Montagem do Arduíno e o sensor de fluxo.....	21
Figura 12 – Reservatório plástico para colocação do fluxo.....	22
Figura 13 – Ligação de sensor de fluxo e bomba peristáltica.....	22
Figura 14 – Ligação do tubo d2 do <i>Phantom</i> com espigão do reservatório.....	23
Figura 15 – Regulador de tensão ajustável com a fonte.....	23
Figura 16 – Bomba peristáltica com os fios soldados nos terminais.....	24
Figura 17 – Arduíno ligado ao computador.....	24
Figura 18 – Montagem finalizada com a mimetização do fluxo sanguíneo.....	25
Figura 19 – Imagem do teste de um <i>Phantom</i> com gelatina.....	26
Figura 20 – Imagem do tubo de silicone.....	26
Figura 21 – Imagem axial do tubo d2 e d1.....	27
Figura 22 – Imagem axial do tubo d3 e d2.....	27
Figura 23 – Imagem longitudinal do tubo d1.....	28
Figura 24 – Imagem longitudinal do tubo d2.....	28
Figura 25 – Imagem longitudinal do tubo d3.....	29
Figura 26 – Fluxo passando pelo tudo d1 no plano longitudinal (sentido de ida) .....	29
Figura 27 – Fluxo passando pelo tudo d1 no plano longitudinal (sentido de volta) .....	30
Figura 28 – Fluxo passando pelo tubo d1 no plano axial (sentido ida) .....	30
Figura 29 – Fluxo passando pelo tudo d1 no plano axial (sentido volta) .....	31
Figura 30 – Monitor serial do Arduíno.....	31
Figura 31 – Modo doppler no tubo de silicone.....	32

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 ULTRASSONOGRRAFIA DOPPLER.....</b>	<b>9</b>
<b>1.2 PHANTOM .....</b>	<b>11</b>
<b>1.2.1 TECIDOS BIOLÓGICOS .....</b>	<b>12</b>
<b>2. OBJETIVO GERAL .....</b>	<b>14</b>
<b>2.1 OBJETIVO ESPECÍFICO .....</b>	<b>14</b>
<b>3. MATERIAIS UTILIZADOS .....</b>	<b>14</b>
<b>4. METODOLOGIA .....</b>	<b>15</b>
<b>4.1 CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO .....</b>	<b>16</b>
<b>4.2 CIRCUITO DO ARDUÍNO .....</b>	<b>20</b>
<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>25</b>
<b>5.1 TESTE DA GELATINA .....</b>	<b>25</b>
<b>5.2 IMAGENS E FLUXO DO TUBO DE SILICONE DO PROTÓTIPO .....</b>	<b>27</b>
<b>5.3 ARDUÍNO E MODO DOPPLER .....</b>	<b>31</b>
<b>6. CONCLUSÃO .....</b>	<b>33</b>
<b>7. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>34</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A medicina se utiliza de imagens por ultrassom para o diagnóstico de doenças, sendo que em 2004 este procedimento correspondia a quase 25% das imagens do setor médico utilizado no mundo (D'AGOSTINI & DANTAS, 2014). A esse respeito, sabe-se que na ultrassonografia, as imagens são geradas a partir da reflexão e do espalhamento de um feixe sonoro pulsado de alta frequência que é enviado por meio do transdutor móvel para o corpo. Toda vez que se tem alterações na densidade ou na elasticidade do meio, uma parte da energia sonora é refletida ou espalhada (PAPALÉO & DE SOUZA, 2019).

“A onda retro espalhada (ou “eco”) é detectada e processada pela eletrônica do sistema, que atribuirá uma escala de tons de cinza de acordo com a amplitude do sinal demodulado e amplificado. Por isso, uma imagem de ultrassom corresponde grosseiramente a um mapa 2D da refletividade acústica dos tecidos. O corpo também pode ser investigado no modo Doppler para obter informações de fluxo, amplamente aplicado na análise do sistema circulatório” (PAPALÉO & DE SOUZA, 2019, p. 14).

As aplicações do ultrassom abrangem tanto a medicina humana quanto à medicina veterinária, além de ser utilizado para fins terapêuticos e estéticos. Esse diagnóstico por imagem possui amplas especialidades, sendo utilizado por exemplo, na cardiologia, na UTI (Unidade de Terapia Intensiva), na ginecologia, na obstetrícia, no centro cirúrgico, nos ambulatórios e em outros setores de ultrassonografia.

O efeito doppler, ferramenta muito utilizada no diagnóstico de ultrassom, é uma alteração da frequência sonora percebida pelo observador em virtude do movimento relativo de aproximação ou de afastamento entre a fonte e esse observador, onde é utilizada para capturar fluxo sanguíneo bem como sua velocidade e sentido.

Diante da importância do ultrassom na medicina, ficou cada vez mais evidente a realização do controle de qualidade para estes equipamentos afim de garantir o correto diagnóstico, onde é empregado um objeto simulador (ou “*Phantom*”) a fim de atestar a eficácia do exame. Porém não há grande acessibilidade devido principalmente aos custos que são empregados para realizar tal controle, sobretudo do objeto simulador. Portanto assim, este trabalho terá a proposta de enfatizar ambas questões na construção do objeto simulador, com o intuito de realizar tal controle com um baixo custo financeiro, didático sem perder sua eficácia.



## 1. 1. ULTRASSONOGRAFIA DOPPLER

A ultrassonografia Doppler para fins de diagnóstico médico se deu início em 1956 e foi desenvolvida por Shigeo Satomura, na Universidade de Osaka. Desde então, há várias pesquisas publicadas, porém, sua ascensão se deu por meados dos anos “80”, onde a técnica se popularizou (CASTELLÓ, 2015).

“Um dos primeiros estudos que envolvia circulação menor foi o de Suzuki e Satomura, no ano 1958, sobre a pulsabilidade do globo ocular. Desde então, a ultrassonografia Doppler tem passado por uma constante evolução dos equipamentos e técnicas possibilitando o estudo não invasivo da hemodinâmica corporal” (CASTELLÓ, 2015, p. 2691 - 2692).

O equipamento de ultrassom oportuniza ao corpo clínico a utilização de vários modos de atuação, podendo ser representados pelo modo A; modo B; modo M e, por fim, pelo modo Doppler. O último modo é objeto deste estudo, trazendo consigo a aplicabilidade em avaliar o fluxo sanguíneo, seja do coração ou em áreas e órgãos específicos do corpo.

A realização da ecografia com o Doppler se faz por alterações nos vasos sanguíneos, sendo estreitamento, dilatação ou oclusão, podendo ocorrer em qualquer tecido do organismo que está susceptível à presença de trombozes, aneurismas, varizes, doenças coronarianas, onde há limitação do fluxo sanguíneo para o coração. Mesmo quando não há indícios de doenças, é possível avaliar o funcionamento do fluxo sanguíneo nas artérias e veias, propiciando assim inúmeros benefícios ao paciente que está necessitando desta tecnologia. O exame também pode ser utilizado durante a gestação, onde é feito um diagnóstico verificando o fluxo sanguíneo da mãe para o feto através da placenta.

O deslocamento Doppler é demonstrado através de meios diferentes, variando de técnicas utilizadas. Ao utilizar no modo Doppler pulsado, as ondas sonoras são transmitidas como um impulso, onde um traçado pode ser visto e simultaneamente um som pode ser ouvido (CARVALHO, CHAMAS & CERRI, 2008).

Para a interpretação correta de imagens de fluxo, faz-se necessário o conhecimento de fatores físicos e técnicos que influenciam o sinal Doppler, como também o conhecimento dos possíveis artefatos causados pelas limitações físicas do modo e/ou configurações inadequadas

no aparelho, haja vista que estas condições podem acarretar em diferenças significativas nos resultados. Faz-se também necessária a análise de outros fatores, como o conhecimento detalhado da anatomia topográfica e vascular da região a ser avaliada, e por sua vez a compreensão dos aspectos dos parâmetros de normalidade e das alterações que podem ocorrer (CASTELLÓ, 2015).

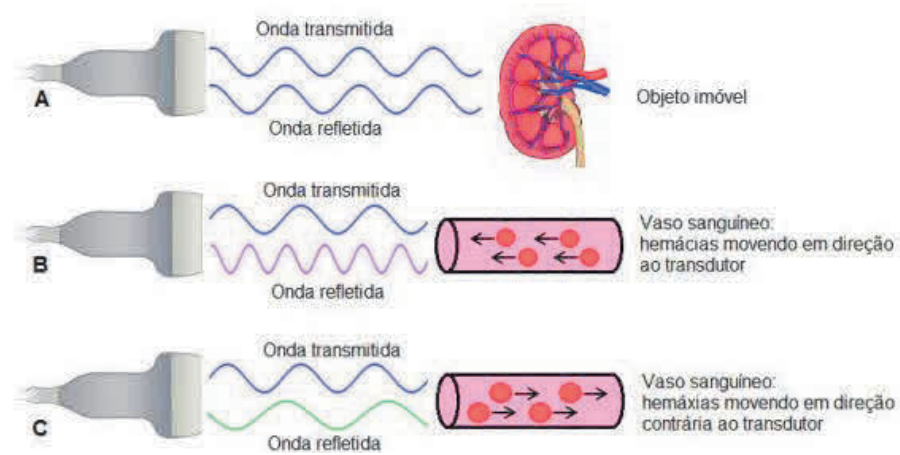
Alguns transdutores para uso clínico utilizam um feixe contínuo de ultrassom (Doppler contínuo). Seu resultado é por sua vez um sinal que demonstra variações de velocidade de todos os elementos móveis atravessados pelo feixe, o que pode apresentar dificuldade para a interpretação do mesmo. Para amenizar os impactos causados devido à dificuldade citada acima, foi desenvolvida a técnica de Doppler com feixe pulsado, onde pulsos de ultrassom são emitidos, o que permite o processamento do sinal em profundidade diferente na secção estudada. (CARVALHO, CHAMAS & CERRI, 2008).

O transdutor de Doppler pulsado possui um cristal piezelétrico, sendo assim, fornece ondas curtas de ultrassom em intervalos regulares e recebe o sinal refletido no restante do tempo, comparando-o com aquele transmitido. Esta onda curta de ultrassom (pulso) permite ao Doppler realizar a medição de uma região específica dentro de um campo de imagem, o que possibilita a medida da velocidade dentro dos vasos selecionados (CARVALHO, CHAMAS & CERRI, 2008).

De acordo com Bragato (2013, p.4), a figura 1 abordará sobre o

esquema da variação das ondas sonoras transmitidas e emitidas pelo transdutor em: A – objeto imóvel – reflete a onda com a mesma frequência que foi emitida; B – objeto com movimentação em direção ao transdutor – reflete a onda com frequência maior que a emitida; C – objeto com movimentação em direção contrária ao transdutor – reflete a onda com frequência menor do que a emitida.

Figura 1 - Esquema da variação das ondas sonoras transmitidas e emitidas pelo transdutor



Fonte: Bragato (2013, p 4)

## 1. 2. PHANTOM

Um *phantom* é um objeto que tem dentre suas características a atribuição de simulações de uma ou mais estruturas biológicas. Nos estudos realizados em que o ultrassom é utilizado como sistema de imagem médica, deve se ter a atenção para que o material do *phantom* possua propriedades acústicas equivalentes àquelas encontradas nos tecidos moles biológicos como a velocidade de propagação acústica no meio, coeficiente de atenuação acústica e coeficiente de retroespalhamento (CABRELLI, 2014).

“Segundo o Conselho Nacional de Proteção Radiológica e Medidas (NCRP), relatório n° 99 um *phantom* de tecido equivalente é necessário para realização de testes do sinal Doppler e nível de ruído, este deve conter um fluido mimetizando o sangue e o coeficiente de atenuação do meio deve estar entre 0,5-0,7 dB/cm/MHz. O mesmo relata o Instituto Americano de Ultrassom em Medicina (AIUM) que em testes de controle de qualidade deve-se usar *phantoms* mimetizadores de tecido como, por exemplo, com o mesmo coeficiente de atenuação citado pela NCRP e com velocidade de propagação do ultrassom de 1450 m/s” (COIADO, 2008, P. 23).

Seu controle de qualidade referente à imagem em aparelhos ultrassônicos é baseado em parâmetros determinados pela norma IEC (IEC, 1996). Alguns dos parâmetros citados na norma referenciada como a largura da faixa de frequência acústica de trabalho, resolução axial, exatidão no sistema de medição, e afins, podem ser avaliados utilizando-se de *phantoms* de tecidos biológicos. Atualmente se tem uma grande necessidade na utilização de um *phantom*

simulador de tecido e de um *phantom* simulador de efeito Doppler para executar o conjunto de testes recomendados pelas normas. (COIADO, 2008).

Sabe - se que os *phantoms* têm grande utilidade para a calibração de equipamentos, além de serem muito utilizados para treinamentos de cunho profissional, como em casos de situações de exame de pacientes críticos ou estáveis (SILVA, 2016).

O *phantom* Doppler é um dispositivo cuja finalidade deve ser a simulação de um vaso sanguíneo com regime de fluxos variados. Desde de meados dos anos “70”, “80” três tipos básicos de *phantoms* foram propostos aqueles que se baseiam na mimetização de fluxo sanguíneo e vaso, aqueles que substituem o vaso e as partículas em movimento dentro dele, aqueles que utilizam um sintetizador eletrônico para injetar na recepção do equipamento Doppler um sinal de saída do elemento de recepção do transdutor (COIADO, 2008).

Laboratórios internacionais desenvolveram dois tipos de *phantoms*, sendo o primeiro desses usando duas correias com características acústicas semelhantes às de fluxo sanguíneo para a produção de movimento que seria detectado através de equipamento de ultrassom no modo doppler; já no segundo foi utilizado uma correia para simular o *clutter* encontrado no sinal Doppler, causado pelo movimento das artérias e dos tecidos ao redor do vaso e um *phantom* vascular (COIADO, 2008).

O *clutter* são sinais indesejados, onde os movimentos têm uma velocidade menor que a do sangue e a frequência doppler mais baixa. Para a eliminação do *clutter* é necessário aplicar o filtro conhecido como filtro de movimento de parede.

O *phantom* deve ter como característica a estabilidade e durabilidade, então desta forma seus componentes devem ser selecionados, além de se fazer necessário o domínio de técnicas de confecção que serão aplicadas para se obter formas e contornos necessários para a modelagem (CARVALHO *et al.*, 2012).

### **1. 2. 1. TECIDOS BIOLÓGICOS**

Tecidos moles são constituídos de tecido conjuntivo, adiposo sendo gordura e tecido muscular. O tecido conjuntivo apresenta variados tipos celulares, são separados por uma matriz

extracelular composta de fibras e substância fundamental, também se refere ao grupo de tecidos orgânicos responsáveis pela ligação de órgãos e tecidos (MENDES, 2011).

O tecido conjuntivo tem como exemplo, o tecido adiposo, o tecido ósseo, o cartilaginoso e o sanguíneo, onde possuem diferentes tipos celulares e uma quantidade grande de matriz extracelular.

Tecido adiposo é formado por células adiposas, chamadas de adipócito, capazes de armazenar uma grande quantidade de lipídios no seu interior. O tecido modela a superfície corporal, auxilia no isolamento térmico e se localiza embaixo da pele, denominado hipoderme.

O tecido cartilaginoso tem a formação por fibras colágenas, elásticas e célula chamada de condrócito. Desempenha função de suporte para tecido mole. O cartilaginoso é resistente e flexível, sendo encontrado em regiões de articulações, traqueia e septo nasal.

Tecido conjuntivo altamente especializado denominado tecido sanguíneo, apresenta uma quantidade excessiva de substâncias intercelular em estado líquido nomeado plasma. No plasma se encontra hemácias, diversos tipos de leucócitos e plaqueta, como funções, realização de trocas gasosas, proteção da invasão de agentes infecciosos ou corpos estranhos e transporta substâncias.

Sabe – se que o tecido ósseo é constituído de células e material extracelular calcificada, chamado de matriz óssea. Suas células são os osteoclastos e os osteócitos, e vale ressaltar que a matriz orgânica é dividida em parte orgânica e parte inorgânica (MENDES, 2011).

“O tecido ósseo forma o esqueleto, serve de apoio para as partes moles e protege órgãos vitais. Oferece suporte aos músculos e sistema de alavancas que aumenta as forças geradas na contração muscular. Macroscopicamente, pode ser classificado em dois tipos. Osso compacto ou cortical é formado por partes sem cavidades visíveis, presente, principalmente, na diáfise de ossos longos. O osso esponjoso apresenta muitas cavidades intercomunicantes (trabéculas), que confere um aspecto poroso. É encontrado na parte mais profunda da diáfise de ossos longos, no centro de ossos curtos e em extremidades, denominadas epífises. Embora tenham as mesmas estruturas histológicas, o osso cortical e o esponjoso apresentam propriedades acústicas diferentes” (MENDES, 2011, p. 16-17).

O tecido muscular é altamente contrátil e responsável pelos movimentos voluntários e involuntários, sendo constituído principalmente por células alongadas chamadas de fibras

musculares. O tecido é classificado em três tipos, sendo eles: Estriado esquelético, estriado cardíaco e liso. O estriado esquelético tem longas fibras estriadas, possuindo contração rápida e voluntária.

O estriado cardíaco tem a mesma composição do estriado esquelético, porém a sua contração é involuntária, sendo encontrado no coração. O tecido muscular liso é formado por fibras sem estrias, sendo diferente dos outros dois, pois a sua contração é lenta e também involuntária.

A verificação de imagens no Phantom, tem um grande potencial de auxiliar profissionais da saúde ou de realização de testes. Este trabalho tem como propósito, construir um Phantom sendo viável financeiramente e usado para fins educacionais, utilizando em modo Doppler.

## **2. OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral deste trabalho é a construção de um objeto simulador (*phantom*) para utilização em ultrassom médico diagnóstico com a utilização de materiais de fácil acesso e de baixo custo, para fins educativos em exames no modo Doppler.

### **2.1. OBJETIVO ESPECÍFICO**

Dentre os objetivos específicos deste trabalho, encontram-se:

- Estimar a vazão do fluxo através de sensor de fluxo e exibir tais medidas com Arduino;
- Avaliar alguns materiais disponíveis no mercado para a construção de um *phantom* resistente;
- Avaliar alguns materiais disponíveis no mercado para a utilização dos tubos simuladores dos vasos.

## **3. MATERIAIS UTILIZADOS**

Para elaboração deste trabalho, foram utilizados os seguintes materiais:

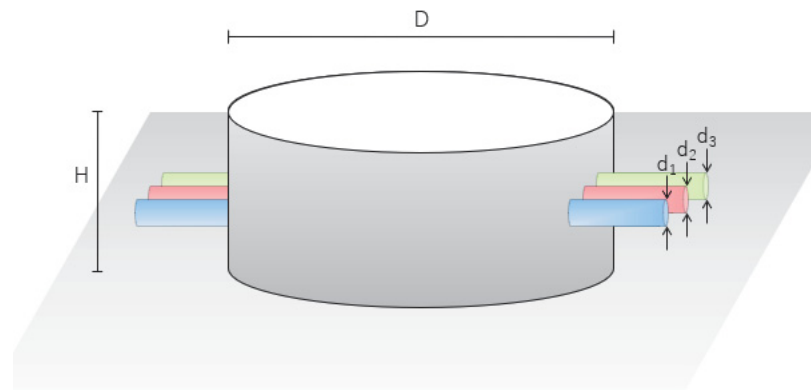
- Gelatina incolor Temper.Ervas de 250 g;
- Reservatórios plásticos Dup de 500 ml;
- Tubos de silicone;
- Sensor de fluxo Unbrand, water flow sensor.
- Arduíno Uno (Microcontrolador);
- Bomba Peristáltica G328, 12V;
- Balança digital Maxmidia 10 kg;
- Espigão;
- Regulador de tensão ajustável;
- Pó de vidro.

#### 4. METODOLOGIA

De acordo com Dal Bem *et al.* (2014, p. 3) houve uma pesquisa minuciosa por referências bibliográficas e materiais já desenvolvidos a respeito do tema proposto. A primeira etapa com as pesquisas foi fundamental para o desenvolvimento de um trabalho de conotação inovadora, margeando a redundância de trabalhos já desenvolvidos e orientando as linhas de pesquisa a serem seguidas para tal realização.

Com os tópicos da pesquisa definidos, uma parte importante para o projeto é o simulador de tecido mole biológico que é a gelatina, procurando a proporção correta e mais adequada para a construção do protótipo. A figura 2 trata-se de uma imagem tridimensional do *phantom*, onde H refere-se a altura do reservatório, D representa o diâmetro e d1, d2 e d3 o diâmetro dos tubos de silicone.

Figura 2 - Desenho 3D do protótipo inicial



Fonte: Autores, 2021

A construção, execução dos testes e a realização dos resultados do Phantom, foi obtido na empresa BRPROBE EQUIPAMENTOS ELETRÔNICOS LTDA, utilizando a máquina de ultrassom da marca Toshiba, modelo APLIO MX e um transdutor linear da marca Toshiba, modelo PLT704SBT.

O modelo final do protótipo é definido e começa-se a etapa de construção. Essa etapa metodológica é executada a critério, dependendo exclusivamente dos resultados obtidos nas etapas de teste e verificação. Se for encontrado alguma divergência entre os resultados que encontramos no teste com os resultados do *phantom* final, passa-se para uma etapa de correção, a fim de isolar as variáveis causadoras dessa divergência.

Foi constatado que é possível a continuidade do trabalho, realizando-se a compra de todos os materiais que serão utilizados e iniciar a construção do *phantom*.

A construção foi dividida em duas partes principais:

- Construção do protótipo;
- Realização e aplicação do circuito do Arduino.

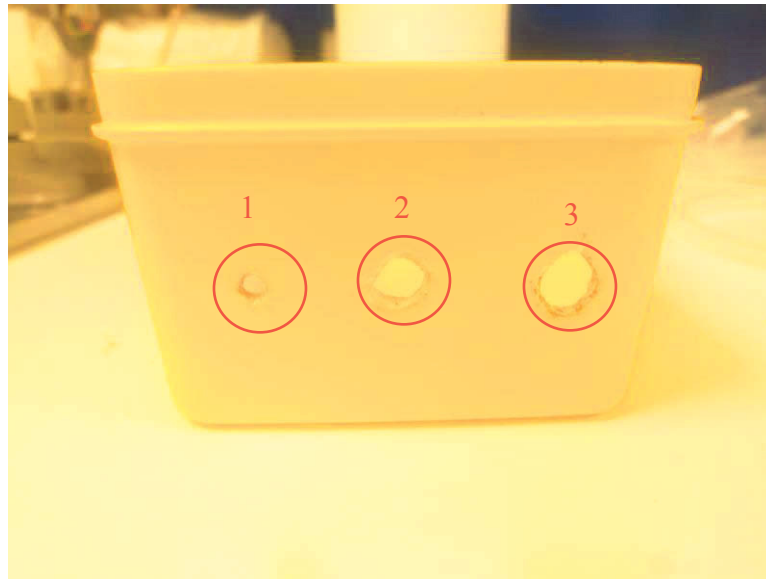
#### 4.1 CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

A construção do protótipo apresenta um item importante cujo é a proporção correta da gelatina para a possibilidade de um funcionamento adequado, como tecido mole biológico. A proporção escolhida da gelatina que será usada é de 84 g para 500 ml de água.



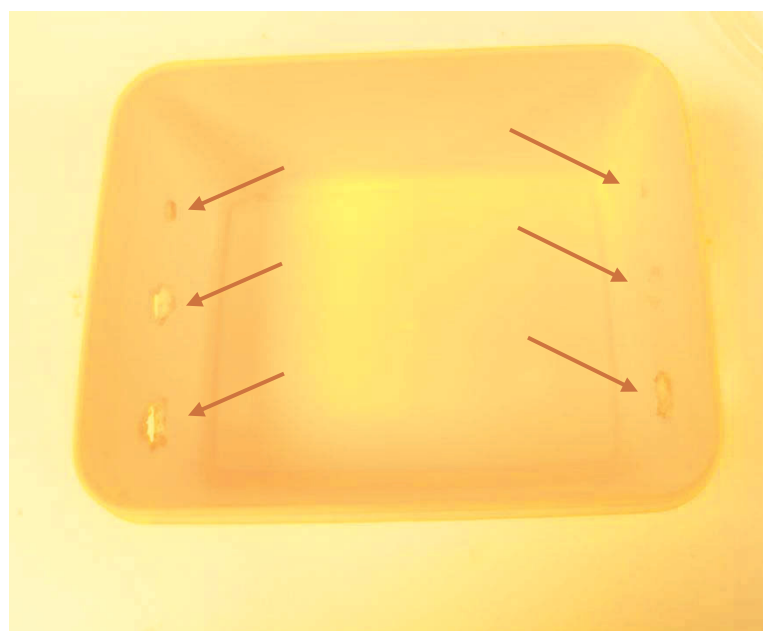
As figuras 3 e 4 mostram a inicialização da construção, começando-se com o reservatório plástico que possui uma capacidade de 500 ml. Nele foi realizado 3 perfurações nos 2 lados do reservatório, cada uma com um diâmetro diferente, perfuradas com o auxílio de um ferro de solda.

Figura 3 – Reservatório plástico com furos



Fonte: Autores, 2021

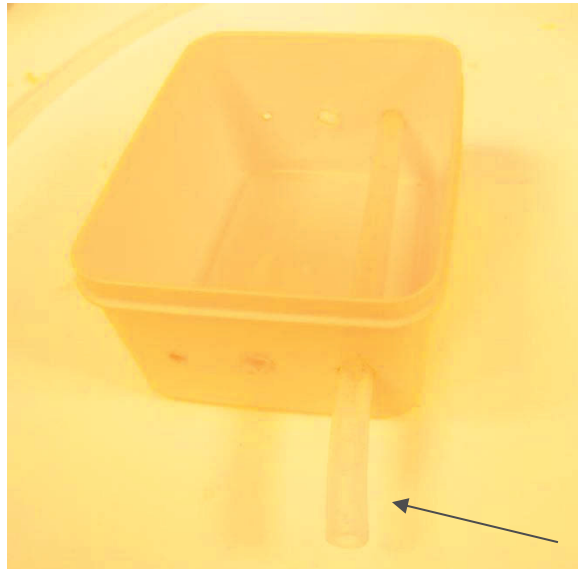
Figura 4 – Reservatório plástico com furos dos dois lados



Fonte: Autores, 2021

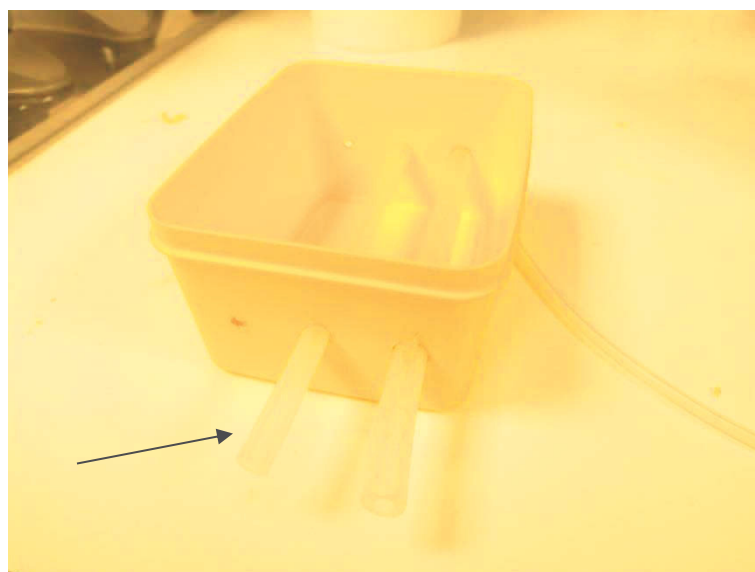
As figuras 5, 6 e 7, iniciam a introdução do tubo de silicone um por um de acordo com o diâmetro de cada tubo, sendo d1 6mm, d2 4mm e d3 2mm. Os três tubos possuem o mesmo comprimento.

Figura 5 – Tubo d1 introduzido



Fonte: Autores, 2021

Figura 6 – Tubo d2 introduzido



Fonte: Autores, 2021

Figura 7 – Tubo d3 introduzido com a visão final da primeira parte



Fonte: Autores, 2021

A figura 8 refere-se a pesagem da gelatina, usando uma balança digital para a proporção correta de 84 g.

Figura 8 – Pesagem da gelatina (84 g)



Fonte: Autores, 2021

Na figura 9 mostra-se a gelatina preparada, onde foi usado 84 g de acordo com a figura 8 acima e 500 ml de água, colocando no reservatório plástico e levando a geladeira para o processo de endurecimento.

Figura 9 – Gelatina preparada e pronta no reservatório plástico



Fonte: Autores, 2021

## 4.2 CIRCUITO DO ARDUINO

A plataforma do Arduino UNO é utilizada para o desenvolvimento de projetos eletrônicos, no qual constituídos tanto de *hardware* quanto de *software*. O componente principal de uma placa Arduino é o microcontrolador, que é um pequeno processador de computador montado em uma placa com diversos outros componentes que vão manipular sua entrada e saída. O Arduino necessita de uma linguagem de programação que é um método padronizado formado por um conjunto de regras para implementação de um código fonte, onde informará instruções de processamento ao computador.

A figura 10 mostra-se o código em linguagem C, feito no *software* Arduino IDE, onde é feito o cálculo de vazão, no qual, verifica-se a vazão em litros por minuto e a vazão acumulada.

Figura 10 – Código do Arduino em linguagem C

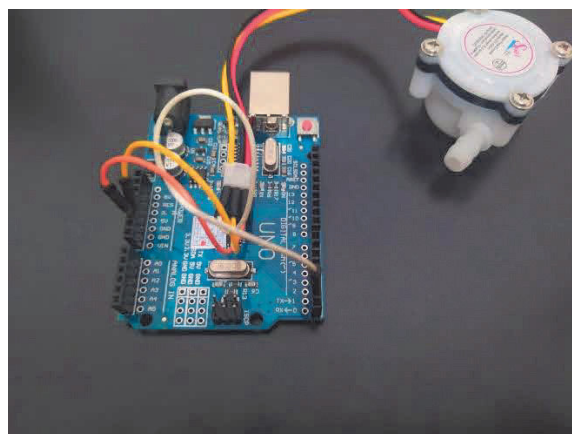
```
1
2
3 double calculoVazao;
4 volatile int contador;
5 float fluxoAcumulado = 0;
6
7 void setup()
8 {
9   pinMode (2, INPUT);
10  attachInterrupt (0, Vazao,RISING);
11  Serial.begin(9600);
12 }
13 void loop()
14 {
15   contador = 0;
16   interrupts();
17   delay(1000);
18   noInterrupts();
19
20   calculoVazao= (contador * 2.25);
21   fluxoAcumulado = fluxoAcumulado + (calculoVazao / 1000);
22   calculoVazao = calculoVazao * 60;
23   calculoVazao = calculoVazao / 1000;
24
25   Serial.println("Litros por minutos : ");
26   Serial.println(calculoVazao);
27   Serial.println("Gasto total L : ");
28   Serial.println(FluxoAcumulado);
29 }
30
31 void Vazao()
32 {
33   contador ++;
34 }
35
```

Fonte: Autores, 2021

O código foi compilado e carregado no IDE fazendo o upload da programação para o arduino, com isso, iniciou-se a montagem com o sensor de fluxo.

A figura 11 foi realizado a montagem do Arduino e o sensor de fluxo, com auxílio de 3 jumper, no qual foi utilizado três conexões. O fio amarelo é conectado a porta digital 2, fio vermelho conectado na porta 5V e o fio preto é conectado na porta GND.

Figura 11 – Montagem do Arduino e o sensor de fluxo



Fonte: Autores, 2021

Para dar continuidade a montagem, foi feito um reservatório onde ficaria a mimetização do fluxo sanguíneo.

A figura 12 mostra-se o reservatório plástico no qual foi feito dois furos, um em cada lateral com o auxílio de um ferro de solda e colocado os dois espigões.

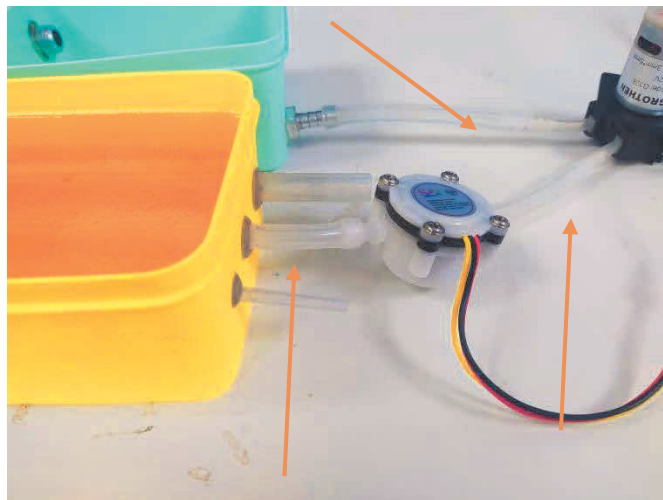
Figura 12 – Reservatório Plástico para a colocação do fluxo



Fonte: Autores, 2021

A figura 13 mostra-se a ligação do sensor de fluxo com a bomba peristáltica com o auxílio de um tubo de silicone na porta de saída do sensor e o tubo d2 de silicone do *Phantom* na porta de entrada do mesmo. A bomba peristáltica foi conectada ao espigão como porta de saída.

Figura 13 – ligação de sensor de fluxo e bomba peristáltica



Fonte: Autores, 2021

A figura 14 mostra-se a ligação do tubo d2 do *Phantom* com o espigão do reservatório sendo a porta de entrada.

Figura 14 – Ligação do tubo d2 do Phantom com o espigão do reservatório

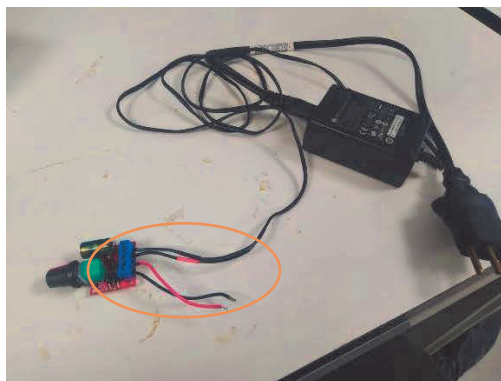


Fonte: Autores, 2021

Realizou-se essa montagem com todas as interligações, foi feito a ligação da bomba no regulador de tensão ajustável que possui uma fonte para ser ligado a tomada.

A figura 15 mostra-se o regulador de tensão ajustável com a fonte, o regulador possui dois fios de cores vermelha e preta que será indicado por um círculo na imagem. O fio preto é o negativo e o vermelho o positivo.

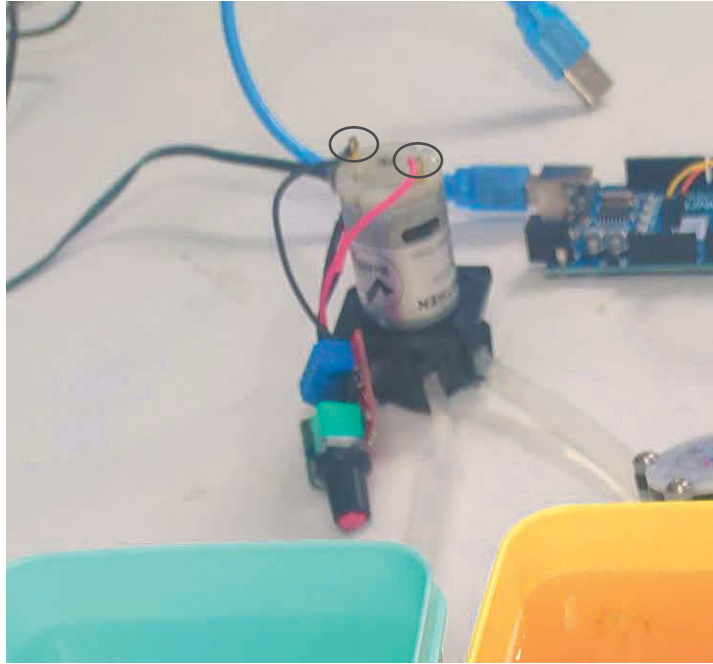
Figura 15 – Regulador de tensão ajustável com a fonte



Fonte: Autores, 2021

Na figura 16, mostra-se a bomba peristáltica com o regulador de tensão ajustável, no qual, foi feito a soldagem dos dois fios nos dois terminais da bomba, respeitando o positivo e o negativo de cada um.

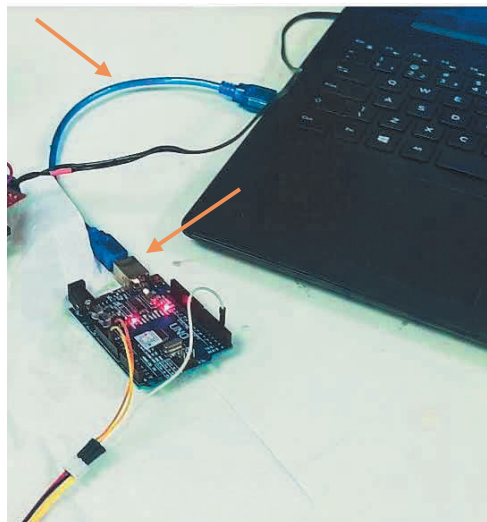
Figura 16 – Bomba peristáltica com os fios soldados nos terminais



Fonte: Autores, 2021

A figura 17 apresenta-se a ligação do Arduino no computador.

Figura 17 – Arduino ligado ao computador



Fonte: Autores, 2021



A figura 18 mostra-se a montagem finalizada e a colocação de 500 ml de água no reservatório plástico, onde foi realizado a mimetização do fluxo sanguíneo, juntamente com 9,1 g de pó de vidro.

Figura 18 – Montagem finalizada com a mimetização do fluxo sanguíneo



Fonte: Autores, 2021

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados adquiridos e a descrição do mesmo, serão mostrados neste capítulo.

### 5.1 TESTE DA GELATINA

Seguidamente, os resultados obtidos no teste serão salientados.

A figura 19 refere-se ao teste da gelatina, utilizando-se uma proporção de 36 g de gelatina para 500 ml de água. Um reservatório plástico, passando tubos de silicone por ele e a verificação da imagem.

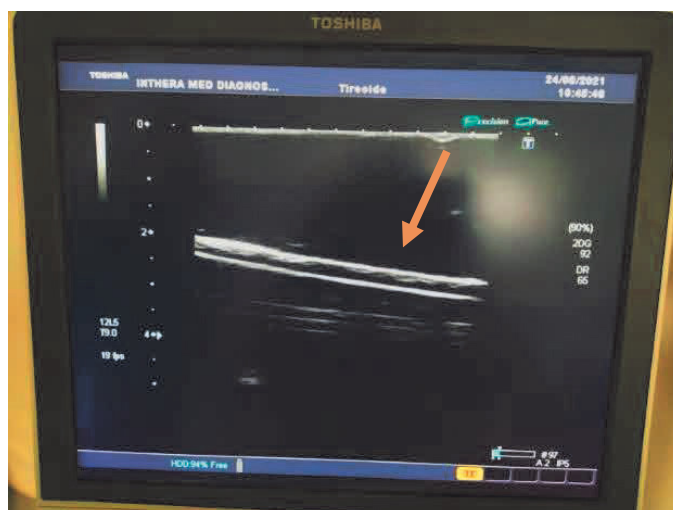
Figura 19 – Imagem do teste de um *Phantom* com gelatina



Fonte: Autores, 2021

A figura 20 mostra a imagem do tubo de silicone indicado com a seta laranja em que o fluxo do sangue simulado permeia. A gelatina feita com a proporção acima mencionada mostrou uma rigidez e preservando sua consistência diante do calor do ambiente, sendo possível prosseguir com o trabalho.

Figura 20 – Imagem do tubo de silicone



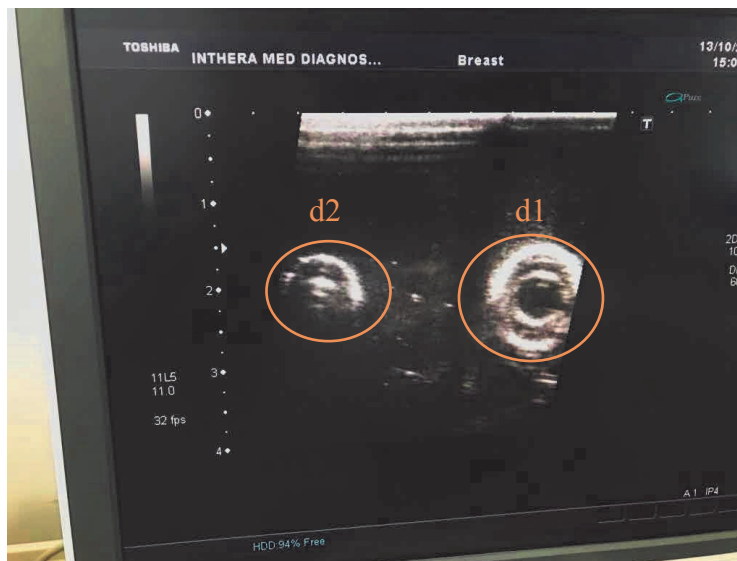
Fonte: Autores, 2021

## 5.2 IMAGENS E FLUXO DO TUBO DE SILICONE DO PROTÓTIPO

Este item, mostrará as imagens realizadas nos 3 tubos de silicone e imagem de 1 tubo com o fluxo passando por ele.

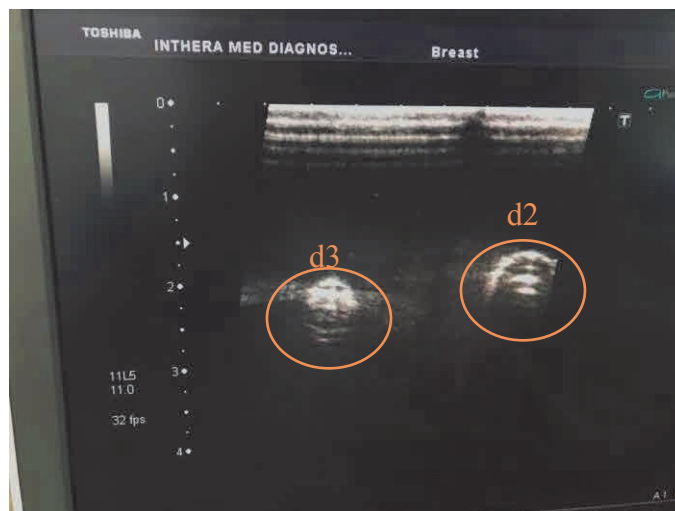
As figuras 21 e 22 mostram as imagens dos 3 tubos de silicone na máquina de ultrassom com a ajuda de um transdutor linear, para essas duas imagens, foi feito no plano axial.

Figura 21 - Imagem axial do tubo d2 e d1



Fonte: Autores, 2021

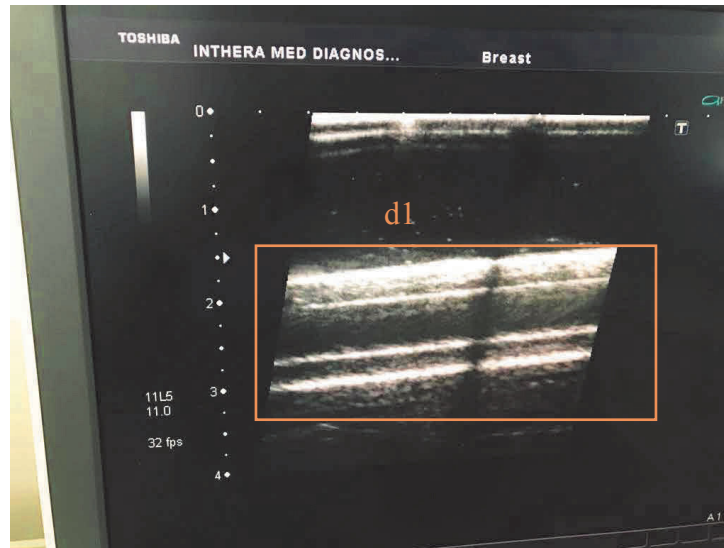
Figura 22 – Imagem axial do tubo d3 e d2



Fonte: Autores, 2021

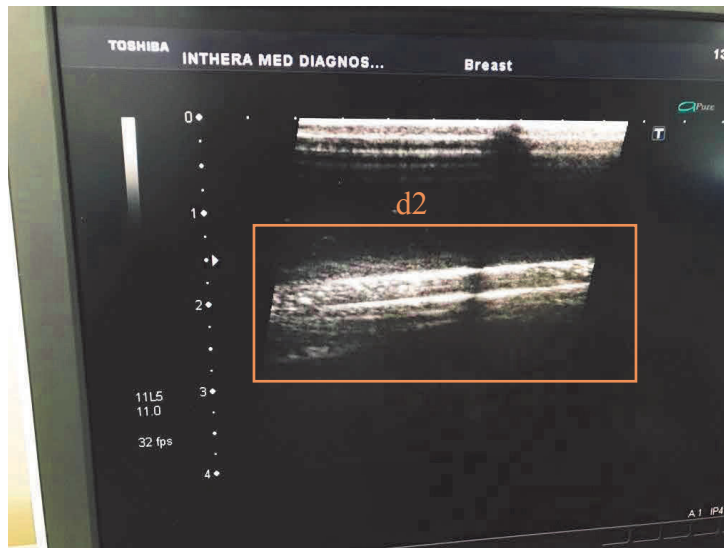
As figuras, 23, 24 e 25, mostram as imagens dos 3 tubos de silicone, porém, em plano longitudinal.

Figura 23 – imagem longitudinal do tubo d1



Fonte: Autores, 2021

Figura 24 – Imagem longitudinal do tubo d2



Fonte: Autores, 2021

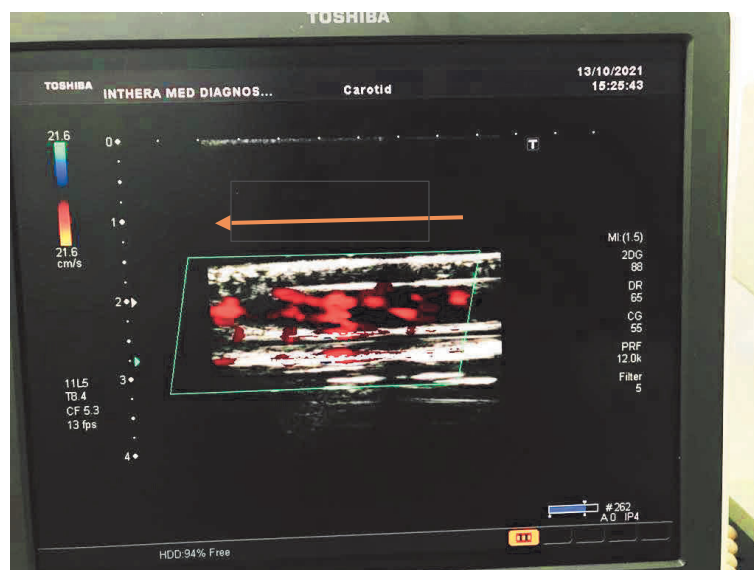
Figura 25 – Imagem longitudinal do tubo d3



Fonte: Autores, 2021

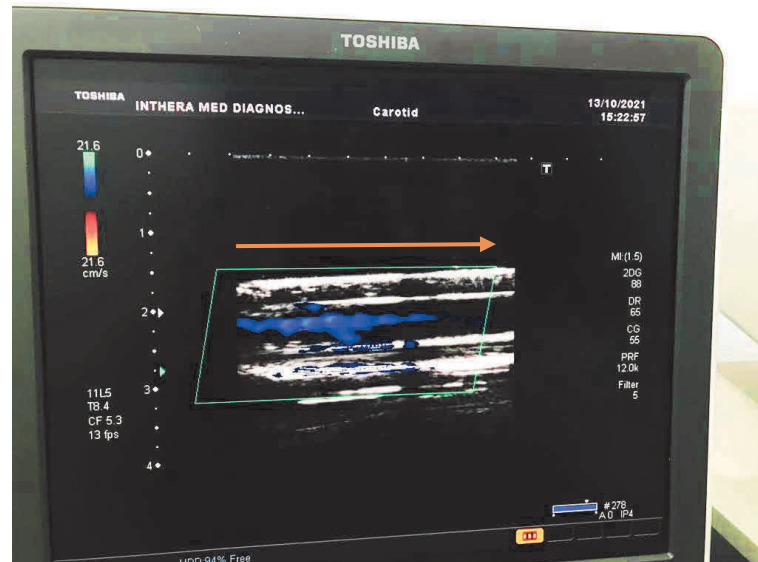
As figuras 26 e 27, mostram modo color do tubo d1, o qual de acordo com Carvalho & Chamas & Cerri (2008, p. 873 – 875) permite avaliar a direção, presença e a qualidade do fluxo sanguíneo mais rapidamente do que qualquer outra técnica não invasiva, fornecendo o sentido e a velocidade do fluxo. Com o auxílio de setas é exibido a entrada e saída do fluxo no plano longitudinal, representado pelas cores vermelhas e azuis.

Figura 26 – Fluxo passando pelo tubo d1 no plano longitudinal (sentido de ida)



Fonte: Autores, 2021

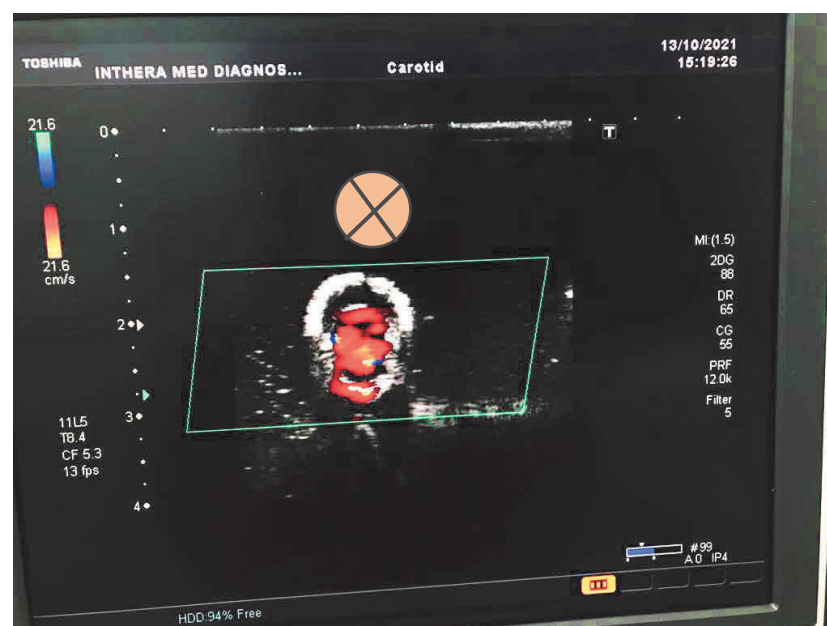
Figura 27 – Fluxo na passando pelo tubo d1 no plano longitudinal (sentido de volta)



Fonte: Autores, 2021.

As figuras 28 e 29, mostram o modo color do tubo d1, no qual realizado em plano axial. Com o auxílio de setas, sendo representada pelas extremidades, exibi a entrada e saída do fluxo, juntamente com as cores vermelhas e azuis.

Figura 28 – Fluxo passando pelo tubo d1 no plano axial (sentido de ida)

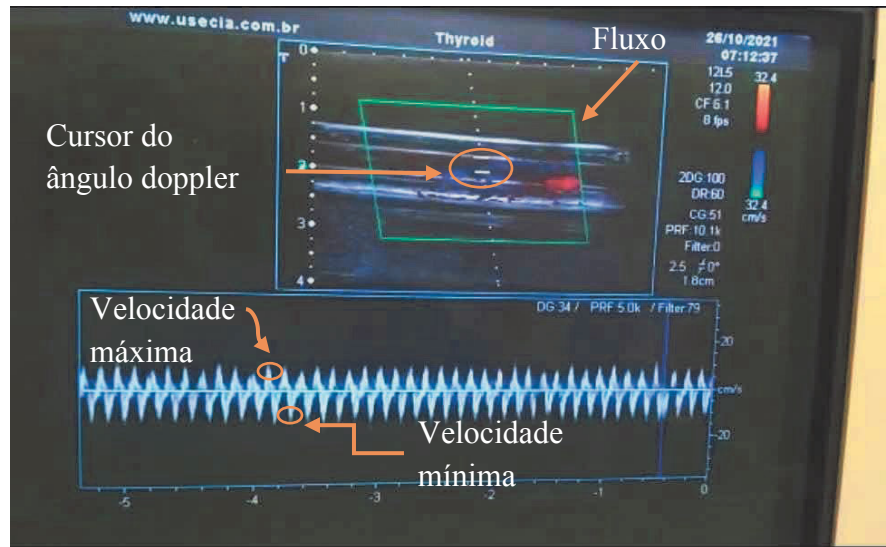




Fonte: Autores, 2021

A figura 31, mostrará o modo doppler realizado no tubo de silicone, no qual possibilita a visualização do fluxo passando pelo tubo, o cursor do ângulo do doppler e as ondas pulsadas com a velocidade máxima e mínima.

Figura 31 – Modo doppler no tubo de silicone



Fonte: Autores, 2021

De acordo com Carvalho & Chamas & Cerri (2008, p. 873 – 875) a frequência com a qual os pulsos são emitidos por segundo é chamada de frequência de repetição de pulso cuja sigla é PRF, já o deslocamento de frequência doppler é o  $f_d$ , ou seja, se o sentido do fluxo sanguíneo for na mesma direção que o transdutor, o  $f_d$  será positivo, no qual o eco retornado terá uma frequência mais alta, mas se o sentido do fluxo for ao contrário do transdutor, o  $f_d$  será negativo.

O tubo d3 não houve muito êxito, devido a sua menor espessura, não tendo assim, uma ótima visualização do Collor e doppler. Já os tubos d1 e d2, obterão resultados positivos, sendo muito semelhantes, principalmente no doppler. Foi observado que com o regulador de tensão ajustável, ao aumentar ou diminuir muito a tensão da bomba, oscilava muito os valores no monitor serial do arduino e também as ondas na realização do doppler.



## 6. CONCLUSÃO

Diante do desenvolvimento deste trabalho, foi possível desenvolver um *Phantom* para fins didáticos, onde é capaz de coletar dados, inclusive de aperfeiçoamento do projeto, trazendo mais técnica e conhecimento, levando em conta a facilidade de construção e o baixo custo com a disponibilidade dos produtos no mercado.

A realização de pesquisas de materiais no mercado para o Phantom, foi essencial para obter êxito no projeto, juntamente com o arduíno, no qual, foi alcançado a vazão constante que se esperava. Portanto, com resultados publicados e dados coletados, afirma-se que este projeto atingiu os objetivos que foram propostos.

## 7. REFERÊNCIAS

BRAGATO, Nathália. **Ultrassonografia Doppler vascular: aspectos importantes para a aplicação da técnica**. Disciplina Seminários aplicados. Programa de Pós-graduação em Ciência Animal. Universidade Federal de Goiás, Goiânia, p. 1–62, 2013. Disponível em <[https://files.cercomp.ufg.br/weby/up/67/o/2013\\_Nathalia\\_Bragato\\_seminario2\\_corrige.pdf](https://files.cercomp.ufg.br/weby/up/67/o/2013_Nathalia_Bragato_seminario2_corrige.pdf)> Acesso em: 15 de setembro de 2021.

CABRELLI, L. C. *et al.* **Phantoms de Géis de Copolímero a Base de Óleo para Ultrassonografia**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, p. 2310-2313, 2014. Disponível em: <[https://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014\\_submission\\_675.pdf](https://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_675.pdf)> Acesso em: 20 de setembro de 2021.

CARVALHO, C.F.; CHAMMAS, M.C.; CERRI, G.G. **Princípios físicos do Doppler em ultrassonografia**. *Ciencia Rural*, v.38, p.872-879, 2008.

CARVALHO, IM *et al.* **Estudo Comparativo de Três Tipos de Pó de Grafite para Confecção de Simuladores de Fantasmas de Tecido Mamário**. In: Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas-PE, p. 1003-100, 2012.

CASTELLÓ, Carla *et al.* **Ultrassonografia Doppler colorido e Doppler espectral para o estudo de pequenos fluxos**. *Enciclopédia Biosfera*, v. 11, n. 22, 2015.

COIADO, Olívia Campos. **Simuladores para medição de fluxo de líquidos por efeito doppler para controle de qualidade de equipamentos de ultra-sonografia**. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas, SP. P. 1-75, 2008 Disponível em: <<http://www.repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/258953>>. Acesso em: 11 setembro 2021

DAL BEM, Júlio César Trevisan *et al.* Desenvolvimento e construção de eletrocardiógrafo de baixo custo. **Revista ESPACIOS| Vol. 34 (Nº 12) Año 2014**, 2014.

D'AGOSTINI, J. G.; DANTAS, T. M. **Aumento da relação sinal-ruído pelo uso de sinal codificado na geração de imagens por ultrassom**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, p. 244-247, 2014. Disponível em <[https://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014\\_submission\\_074.pdf](https://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_074.pdf)> Acesso em: 10 de setembro de 2021.

MENDES, Mayra Roberta Pereira. **Estudo Simulado e Experimental da propagação do pulso ultrassônico em um phantom biológico com tripla camada**. Dissertação de mestrado, Rio de Janeiro, 2011. Disponível em <[http://objdig.ufrj.br/60/teses/coppe\\_m/MayraRobertaPereiraMendes.pdf](http://objdig.ufrj.br/60/teses/coppe_m/MayraRobertaPereiraMendes.pdf)> Acesso em: 18 de setembro de 2021.

PAPALÉO, Ricardo Meurer; DE SOUZA, Daniel Silva. **Ultrassonografia: Princípios Físicos e Controle da Qualidade**. Revista Brasileira De Física Médica, v. 13, n. 1, p. 14-23, 2019.

SILVA, F. A. M. *et al.* **Modelo Simplificado de Phantom de Parede Torácica para Simulação de Linhas-A e Linhas-B em Imagens Ultrassonográficas**. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, p. 1-4, 2016.