

INSTITUTO FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL - IFRS
CAMPUS RESTINGA

Rodrigo Lopes Rezer

Projeto e Avaliação de um Simulador Materno Fetal

Porto Alegre

2022

Rodrigo Lopes Rezer

Projeto e Avaliação de um Simulador Materno Fetal

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso Superior de Tecnologia em Eletrônica Industrial no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Sul (IFRS)– *Campus* Restinga, como requisito parcial para obtenção de título de Tecnólogo(a) em Eletrônica Industrial.

Prof. Dr. Eng. Alexsandro Cristovão Bonatto
Profa. Dra. Sheila Santisi Travessa

Porto Alegre

2022

Rodrigo Lopes Rezer

Projeto e Avaliação de um Simulador Materno Fetal

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso Superior de Tecnologia em Eletrônica Industrial no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Sul (IFRS)– *Campus* Restinga, como requisito parcial para obtenção de título de Tecnólogo(a) em Eletrônica Industrial.

Trabalho aprovado. Porto Alegre, 9 de Agosto de 2021:

**Prof. Dr. Eng. Alexsandro Cristovão
Bonatto**
Orientador

Profa. Dra. Sheila Santisi Travessa
Coorientadora

Profa. Dra. Elizandra Martinazzi
Avaliadora - IFRS campus Restinga

Prof. Dr. Rodrigo Wolff Porto
Avaliador - IFRS campus Restinga

Porto Alegre
2022

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus.

Quero agradecer à minha família pelo apoio.

Quero agradecer ao meu orientador Bonatto e a minha coorientadora Sheila Santisi Travessa. Também aos outros e outras que foram meus professores e professoras ao longo dessa jornada do curso.

Agradeço de forma geral a todos que colaboraram para a realização desse trabalho.

Agradeço ao IFRS pelos ensino público e de qualidade.

Agradeço à Hospital moinhos de vento (HMV) que é o local onde eu trabalho e pude realizar meus experimentos.

RESUMO

Um simulador materno-fetal é um equipamento utilizado para gerar sinais elétricos que simulam os batimentos cardíacos do feto e contração uterina. É utilizado na manutenção e na calibração de equipamentos médicos hospitalares presentes em laboratórios e clínicas obstétricas. O teste é feito através de cabos, conectando diretamente o simulador ao equipamento a ser testado. Permitindo assim o teste em apenas algumas marcas e modelos específicos de equipamentos médicos. O objetivo deste projeto de um simulador automatizado é implementar um protótipo que permita testar equipamentos de diferentes marcas e modelos, bem como e seus acessórios, tais como o cabo de ultrassom e o cabo de medição da contração uterina. O simulador poderá ser utilizado para avaliar as condições físicas dos cabos e os sinais gerados pelos acessórios transmitidos para equipamentos médicos. Outra possível aplicação do simulador é como ferramenta de ensino nos cursos de medicina e engenharia clínica. O algoritmo do simulador foi desenvolvido em plataforma de código aberto utilizando a linguagem C++. Para o controle do sistema será utilizando a plataforma Arduino Mega, que simulará sinais materno-fetais, abordados aqui em dois tipos: (i) o primeiro será o batimento por minuto do feto, que será gerado por um sistema eletroacústico composto por um sinal de saída do controlador Arduino que controla um acionador de um alto-falante; (ii) o segundo é o sinal de contração uterina, que será gerado por um sistema eletropneumático através de um conjunto composto por uma bomba pneumática, válvula e um balão controlado pelo Arduino. O simulador materno fetal possui um mostrador de cristal líquido com botões para apresentação e controle das suas funções. Pode-se concluir neste trabalho que o simulador materno fetal entregou uma variação máxima nas leituras da contração uterina de $\pm 2,83$ mmHg, já nos teste em batimento o mesmo apresentou uma variação máxima de $\pm 2,40$ BPM, mostrando que o equipamento possui confiabilidade.

Palavras-chave: Monitor Fetal, Controle de Qualidade, Simulador Biomédico, Arduino.

ABSTRACT

A maternal-fetal simulator is a device used to generate electrical signals that simulate fetal heartbeat and uterine contraction. It is used in the maintenance and calibration of hospital medical equipment present in laboratories and obstetric clinics. The test is done through cables, directly connecting the simulator to the equipment to be tested. Thus allowing testing on only a few brands and specific models of medical equipment. The purpose of this simulator project automation is to implement a prototype that allows testing equipment of different brands and models, as well as their accessories, such as the ultrasound cable and the measurement of uterine contraction. The simulator can be used to evaluate the conditions cables and the signals generated by the accessories transmitted to equipment doctors. Another possible application of the simulator is as a teaching tool in medicine and clinical engineering. The simulator algorithm was developed on a platform open source using the C++ language. To control the system, it will be used the Arduino Mega platform, which will simulate maternal-fetal signals, discussed here in two types: (i) the first will be the fetal beats per minute, which will be generated by a system electroacoustic instrument composed of an output signal from the Arduino controller that controls a speaker driver; (ii) the second is the uterine contraction signal, which will be generated by an electro-pneumatic system through a set consisting of a pump pneumatics, valve and a balloon controlled by Arduino. The fetal maternal simulator will have a liquid crystal display with buttons for displaying and controlling the their functions. It can be concluded in this work that the maternal fetal simulator delivered a maximum variation in uterine contraction readings of ± 2.83 mmHg, already in the test in beat, it presented a maximum variation of $\pm 2,40$ BPM, showing that the equipment has reliability.

Keywords: Fetal Monitor, Quality Control, Biomedical Simulator, Arduino.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1 – O transmissor emite uma onda de ultrassom, que é refletida em um glóbulo vermelho e captada pelo receptor. Como os glóbulos vermelhos estão se movendo, a frequência e o comprimento de onda aparentes do ultrassom refletido e captado pelo receptor não são iguais aos do emitido. | 16 |
| Figura 2 – Variação da frequência de onda refletida de acordo com o sentido do fluxo das hemácias no sangue; em (a) o objeto está imóvel e a onda que foi transmitida pelo transdutor sensor foi refletida pelo objeto com a mesma frequência; em (b) as hemácias movem-se em direção ao transdutor sensor que percebe uma onda refletida com frequência maior do que a emitida; e em (c) as hemácias movem-se no sentido contrário ao transdutor sensor, que percebe uma frequência menor do que a emitida. | 17 |
| Figura 3 – Representação gráfica de uma contração uterina registrado por um transdutor de pressão, os resultados são mostrados em mmHg por segundos. | 18 |
| Figura 4 – Amostra de exame de Cardiotocografia onde pode-se ver o registro dos batimentos do feto (linha superior), podendo variar de 0 a 240 batimentos por minuto, e as contrações uterinas da gestante (linha inferior), que podem variar de 0 a 100 mmHg. | 19 |
| Figura 5 – Método de testar transdutor de ultrassom com o módulo MFH-1. | 20 |
| Figura 6 – Simulador materno-fetal Fluke Biomedical PS 320, com o módulo para teste de pressão uterina. | 21 |
| Figura 7 – Neste fluxograma é mostrado as três partes do projeto, com o fluxo de ligação dos componentes. | 23 |
| Figura 8 – Nesta figura temos os itens externos do projeto: 1 - botões para configurações, 2 - caixa plástica, 3 - display de 16x2, 4 - chave liga e desliga, 5- membrana plástica referente a contração uterina, 6 - trava para fixar os transdutores no simulador materno fetal, 7 - membrana plástica referente ao coração mecânico. | 24 |
| Figura 9 – Nesta Figura esta a disposição de todos os componentes deste projeto no interior da caixa plástica. | 24 |
| Figura 10 – Placa Arduino Mega. | 25 |
| Figura 11 – <i>Display LCD Shield</i> , possui 6 botes, que serão utilizados para configurar as pressões e batimentos, os mesmo utilizam apenas uma entrada do controlador e um display com 16 colunas com 2 linhas. | 26 |
| Figura 12 – Nesta figura temos o <i>Shield Display LCD</i> acoplado ao Arduino Mega. | 28 |

| | |
|--|----|
| Figura 13 – <i>driver</i> H L298n. | 29 |
| Figura 14 – Sensor de pressão diferencial MPX5700DP, foi aplicado devido ser um componente de fácil aplicação e comunicação. | 30 |
| Figura 15 – Bomba de ar TM-30A. | 31 |
| Figura 16 – Módulo relé 5V, com NA e NF. | 32 |
| Figura 17 – Válvula Solenoide 5 V DC, para baixas pressões. | 33 |
| Figura 18 – Representação de um alto falante de bobina móvel. | 34 |
| Figura 19 – Fonte de Alimentação 5V 3A. | 35 |
| Figura 20 – É representado nesta Figura o circuito eletroeletrônico do módulo do gerador de batimento fetal (coração mecânico). | 37 |
| Figura 21 – É representado nesta Figura o circuito eletroeletrônico do módulo do gerador de Contração uterina. | 38 |
| Figura 22 – Fluxograma do funcionamento das etapas do programa, no tópico anterior foi detalhado cada etapa. | 41 |
| Figura 23 – Fotografia da montagem de protótipo do simulador materno-fetal. | 42 |
| Figura 24 – Relação entre os valores discretos indicados por um instrumento de medição e o valor real da grandeza mensurada no domínio contínuo. | 44 |
| Figura 25 – Detalhe do primeiro degrau da conversão do valor do mensurando e a indicação de um instrumento. | 44 |
| Figura 26 – Distribuição retangular de uma descrição razoável para probabilidade de conhecimento sobre uma quantidade x_i | 45 |
| Figura 27 – Medição da frequência gerada usando um osciloscópio digital. | 46 |
| Figura 28 – Medição da frequência utilizando o osciloscópio. | 48 |
| Figura 29 – Configuração do simulador materno fetal para a geração de 60 BPM. | 49 |
| Figura 30 – No canto superior esquerdo é ilustrado o valor do batimento que o monitor materno materno fetal esta recebendo do simulador materno fetal. | 50 |
| Figura 31 – Teste em bancada com o sistema pneumático x manômetro. | 51 |
| Figura 32 – Configurando o simulador materno fetal para gerar 20 mmHg. | 52 |
| Figura 33 – Na lateral direita tens o valor da pressão uterina gerada pelo simulador materno fetal. | 53 |
| Figura 34 – Trecho de uma tabela contendo os valores críticos da distribuição t de <i>Student</i> | 60 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 – Valor do Analisador PS320 Simulador fetal Comercial. | 14 |
| Tabela 2 – A configurações para o display na programação. | 26 |
| Tabela 3 – Parâmetros para configuração dos botões na programação. | 27 |
| Tabela 4 – Especificações do módulo ponte H. | 29 |
| Tabela 5 – Especificações técnicas do sensor de pressão MPX5700DP. | 30 |
| Tabela 6 – Especificações da bomba de ar TM-30 A. | 31 |
| Tabela 7 – Especificações da válvula. | 33 |
| Tabela 8 – Especificações da válvula. | 34 |
| Tabela 9 – Especificações da fonte de tensão. | 36 |
| Tabela 10 – Conversão - Relação entre Frequência Cardíaca (BPM), Frequência (Hz) e Período (s). | 37 |
| Tabela 11 – A Tabela ilustra de L1 a L10, os sinais de frequência (Hz), gerados pelo simulador materno fetal. | 47 |
| Tabela 12 – Análise da incerteza das medidas realizadas com as leituras de L1 a L10, para o gerador de batimentos cardíacos. | 47 |
| Tabela 13 – Relação entre Batimento gerado pelo simulador e o monitor materno fetal. | 48 |
| Tabela 14 – Análise quantitativa dos resultados | 49 |
| Tabela 15 – Relação entre o sistema pneumático do simulador e o manômetro. | 50 |
| Tabela 16 – Análise quantitativa dos resultados. | 51 |
| Tabela 17 – Avaliação do sistema pneumático do simulador materno fetal comparado com o manômetro. | 52 |
| Tabela 18 – Análise dos resultados obtidos através dos testes realizados em campo. | 52 |
| Tabela 19 – Avaliação de erros comparando o monitor materno fetal x Simulador materno fetal. | 53 |
| Tabela 20 – Monitor materno fetal X Simulador materno fetal. | 54 |
| Tabela 21 – Tabela com todos os componentes necessários para o projeto. | 59 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BPM Batimento por minuto.

mmHg Milímetros de mercúrio.

LCD Liquid crystal display.

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|-------|--|
| s | Desvio padrão |
| u_e | Incerteza do conjunto de medias de entrada |
| u_r | Incerteza devido à resolução |
| u_c | Incerteza combinada |
| U | Incerteza expandida |
| r | Resolução do instrumento de medição |
| k | Fator de cobertura |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 13 |
| 1.1 | Contextualização | 13 |
| 1.2 | MOTIVAÇÃO | 14 |
| 1.3 | Objetivos | 15 |
| 1.3.1 | Objetivos geral | 15 |
| 1.3.2 | OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 15 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO | 16 |
| 2.1 | Efeito doppler na medicina | 16 |
| 2.2 | Simulação de contração uterina | 17 |
| 2.2.1 | CONTRAÇÕES DE BRAXTON HICKS | 18 |
| 2.2.2 | CONTRAÇÕES DO TRABALHO DE PARTO | 18 |
| 2.3 | Cardiotocografia | 19 |
| 2.4 | MODELO COMERCIAL - PS30 FLUKE | 20 |
| 2.4.1 | CORAÇÃO MECÂNICO (MFH-1) | 20 |
| 2.4.2 | simulação de CONTRAÇÃO UTERINA | 21 |
| 3 | DESENVOLVIMENTO DO PROJETO | 22 |
| 3.1 | VISÃO GERAL DO PROJETO EM DIAGRAMA DE BLOCOS | 22 |
| 3.2 | DESENHO MECÂNICO | 23 |
| 3.3 | Arduino | 24 |
| 3.4 | SENSORES, ATUADORES E SHIELDS | 25 |
| 3.4.1 | INTERFACE HOMEM MÁQUINA | 26 |
| 3.4.1.1 | A <i>Shield</i> DISPLAY LCD | 26 |
| 3.4.2 | Módulo Driver H L298n | 28 |
| 3.4.3 | SENSOR DE PRESSÃO DIFERENCIAL | 30 |
| 3.4.4 | BOMBA DE AR | 31 |
| 3.4.5 | RELÉ | 32 |
| 3.4.6 | VÁLVULA SOLENOIDE | 33 |
| 3.4.7 | ALTO FALANTE | 34 |
| 3.4.8 | Balão de Ar | 35 |
| 3.4.9 | Fonte de Alimentação | 35 |
| 3.5 | DESENHO ELETRÔNICO | 36 |
| 3.5.1 | CIRCUITO DO CORAÇÃO MECÂNICO | 36 |
| 3.5.2 | simulação da CONTRAÇÃO UTERINA | 37 |

| | | |
|-----|---|----|
| 3.6 | Software de acionamento e controle | 39 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES | 42 |
| 4.1 | Análise da Incerteza das Medidas | 43 |
| 4.2 | Análise de Resultados para o Simulador de Batimentos Cardíacos. | 46 |
| 4.3 | Análise de Resultados para o Simulador de Contração Uterina. | 50 |
| 5 | CONCLUSÕES | 55 |
| 5.1 | Melhorias futuras | 55 |
| | REFERÊNCIAS | 56 |
| | APÊNDICE A – TABELAS | 59 |
| A.1 | Tabela com os componentes utilizados no projeto. | 59 |
| A.2 | Valores críticos da distribuição <i>t</i> de <i>Student</i> | 60 |

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentado uma breve introdução ao simulador materno fetal, seus objetivos gerais e específicos e as delimitações do projeto. Também será apresentado um comparativo entre alguns equipamentos comerciais existentes.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O interesse nas medidas de arritmias cardíacas fetais tem aumentado nos últimos anos, devido as novas tecnologias dedicadas a cardiologia fetal, trazendo a possibilidade de obteres diagnósticos mais precisos, consequentemente gerando uma maior demanda na utilização de métodos para monitorização fetal (LINDSEY A.D.; ROBERT, 1983).

A função do monitor fetal eletrônico é detectar e gravar tanto a frequência cardíaca do feto quanto a atividade uterina da mãe em trabalho de parto (ZIELINSKY, 1997).

Para verificação do funcionamento eletrônico do monitor materno fetal há necessidade de realizar testes de desempenho. Os ensaios são divididos em duas partes: (i) avaliação qualitativa, que consiste na inspeção visual das condições estruturais dos equipamentos, partes, módulos e acessórios e; (ii) testes quantitativos, que consistem na medição ou simulação de grandezas biomédicas do equipamento (Lucatelli M V; Batista M M B; Silva H, Garcia R; Federal U; Catarina D S , 2003). Uma alternativa para o teste é utilizar-se de equipamentos simuladores, o qual visam apresentar situações práticas vivenciadas no dia-a-dia (DIAS C.F.; ROSECLER, 2021).

O aperfeiçoamento de equipamentos médicos decorrentes dos casos clínicos utilizando a eletrônica para realizar a simulação de sinais biomédicos também permite novas abordagens para o ensino e práticas médicas, denominadas de Medicina Baseada em Simulação. Por exemplo, os estudantes podem usar simulações anatômicas e fisiológicas para prever os resultados de procedimentos e, assim, acompanhar os resultados de tratamentos a pacientes virtuais (BECKER, 2009).

O aperfeiçoamento de simuladores para a área da saúde se dá, em grande parte, no uso de microprocessadores. Os simuladores utilizam algoritmos que podem realizar leituras de pressões de gases, fluxo de líquidos, temperatura, grandezas elétricas e etc (ALMEIDA M.C.; TAVOLARO C. R.; MOLISANI, 2011).

O Arduino é uma ferramenta microprocessada de fácil manipulação, que possibilita a utilização na medicina baseada em simulação. A plataforma Arduino é baseada num sistema microcontrolador muito versátil que potencializa suas funções para além de uma

simples interface passiva de aquisição de dados, podendo operar sozinho no controle de vários dispositivos (SOUZA A R, PAIXÃO A, UZÊDA D D, DIAS M A, DUARTE S, AMORIM H S, 2011).

Devido a necessidade de testar os monitores materno-fetais, desenvolver um processo de qualidade rigoroso permite estimar o grau de deterioração do equipamento. Além disso, permite fornecer informações sobre os componentes defeituosos e verificar a qualidade dos reparos efetuados (OLIVEIRA, MAIA, Gamba, Gewehr, Pereira, 2010). Em processos de melhoria contínua, a implantação do controle de qualidade tem o objetivo de garantir a segurança e confiabilidade dos resultados dos diagnósticos (Severo L S, Lammoglia P, Saito R H , Reis G , Furquim T A C, Costa P R, HerdadeS B, 2001).

Outro ponto relevante a ser considerado é a necessidade do envolvimento da equipe médica assistencial no desempenho da tecnologia médica hospitalar. Além de compreender o funcionamento da tecnologia utilizada, a equipe assistencial (médicos e enfermeiros) precisará envolver-se cada vez mais no ciclo de vida de um equipamento. Isso possibilita auxiliar na redução de custos e maximização dos benefícios clínicos. A realização de testes com simuladores também é uma forma de interagir com os engenheiros clínicos, para se garantir uma manutenção preventiva efetiva e para participar da fase de avaliação de substituição de uma tecnologia obsoleta ou insegura (Ministério da Saúde, 2009).

Para suprir esta necessidade, pretende-se desenvolver neste projeto um protótipo com o objetivo de simular contrações uterinas e batimentos fetais, por meio de sistema automatizado de baixo custo. Este sistema permitirá a aplicação em universidades e em hospitais que busquem ter padrões de qualidade nos testes dos monitores materno fetais.

1.2 MOTIVAÇÃO

Neste trabalho, buscou-se desenvolver um equipamento que pudesse fazer testes dos monitores e detectores materno fetais e seus acessórios de qualquer marca e modelo.

Como modelo de referência, utilizando amplamente nos hospitais, será usado o Simulador PS320 da marca Fluke Bionmédica (referência). Até o momento da escrita desta monografia, desconhece-se outro simulador que cumpra tais funções. A Tabela 1 apresenta uma cotação deste equipamento.

Tabela 1 – Valor do Analisador PS320 Simulador fetal Comercial.

| Equipamento de teste | Valor | Data da cotação |
|----------------------|----------------|-----------------|
| Simulador PS320 | R\$ 119.496,30 | 08/2022 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVOS GERAL

O objetivo principal deste trabalho é simular contrações uterinas e batimentos fetais, por meio de sistema eletrônico, de fácil aplicação com intuito de obter padrões de qualidade nos testes dos monitores materno fetais.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desenvolver um equipamento que possa gerar simulações dos batimentos cardíacos de um feto, dentro das seguintes características: 30, 60, 90, 120, 180 BPM;
- Um equipamento que possa gerar simulações de contrações uterinas de uma gestante, com as seguintes características: 20, 40, 60, 80 e 100 mmHg;
- O simulador pode auxiliar os técnicos de eletrônica nas manutenções corretivas e preventivas de equipamentos biomédicos.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo irá trazer o embasamento teórico necessário para compreensão do estudo e desenvolvimento de equipamentos, com aplicação para monitoramento das condições de gestantes e dos fetos durante a gestação.

2.1 EFEITO DOPPLER NA MEDICINA

O chamado efeito Doppler pode ser definido como sendo o princípio físico no qual se verifica a alteração da percepção da frequência das ondas sonoras refletidas quando o objeto (corpo) se move em relação a uma fonte emissora de ondas sonoras. Esse mesmo princípio se aplica também quando a onda sonora é refletida sobre um objeto móvel e o receptor permanece fixo (TIPLER, 2000). Sendo assim deve-se esperar a observação da variação da frequência refletida sobre o objeto receptor, havendo um aumento da frequência quando ambos, emissor e receptor, se aproximam e redução da frequência quando se afastam, conforme exemplificado na Figura 1.

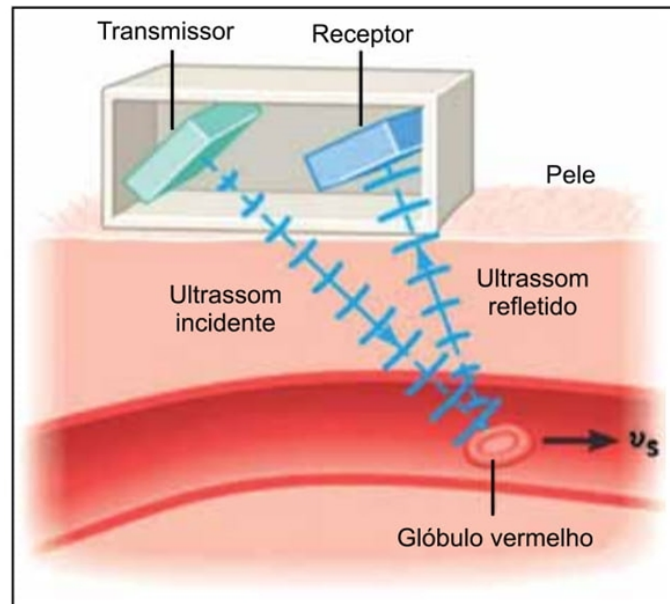


Figura 1 – O transmissor emite uma onda de ultrassom, que é refletida em um glóbulo vermelho e captada pelo receptor. Como os glóbulos vermelhos estão se movendo, a frequência e o comprimento de onda aparentes do ultrassom refletido e captado pelo receptor não são iguais aos do emitido.

Fonte: Adaptado de (FERREIRA, 2020).

O estudo do efeito Doppler aplicado na medicina, permite registrar o movimento

do sangue no sistema cardiovascular. Isso ocorre devido às hemácias em movimento dentro dos vasos, que ao encontrarem uma onda sonora, comportam-se como corpos refletores. O transdutor sensor é composto por cristal piezoelétrico que irá detectar a frequência refletida a partir de um objeto analisado (CERRI, 2008).

Na Figura 2, são apresentados três exemplos de como o efeito doppler é aplicado na medicina.

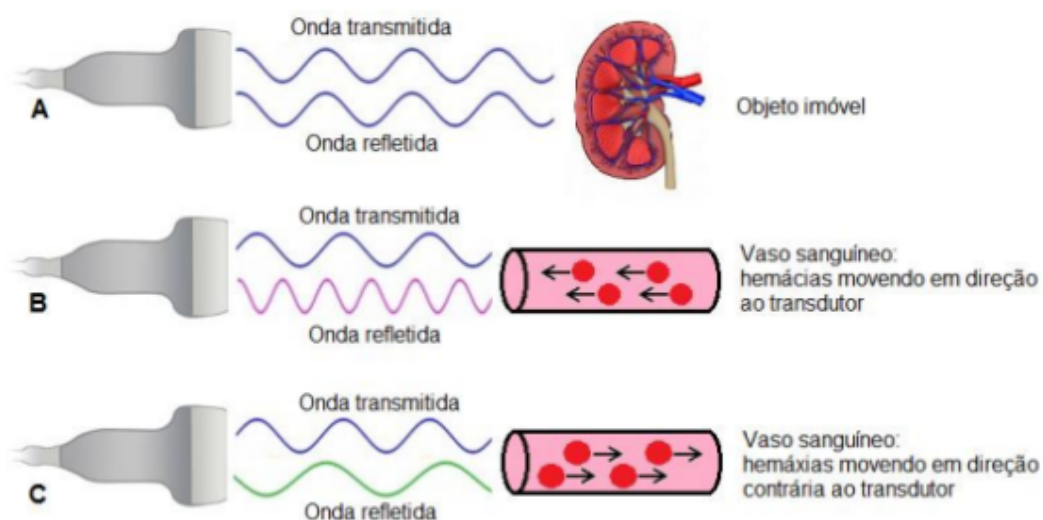


Figura 2 – Variação da frequência de onda refletida de acordo com o sentido do fluxo das hemácias no sangue; em (a) o objeto está imóvel e a onda que foi transmitida pelo transdutor sensor foi refletida pelo objeto com a mesma frequência; em (b) as hemácias movem-se em direção ao transdutor sensor que percebe uma onda refletida com frequência maior do que a emitida; e em (c) as hemácias movem-se no sentido contrário ao transdutor sensor, que percebe uma frequência menor do que a emitida.

Fonte: Adaptado de (BRAGATO, 2013).

Na obstetrícia, alguns exames que avaliam o bem estar das pacientes gestantes, são compostos pelo efeito Doppler concomitantemente ao registro das contrações uterinas, que será melhor explicado no próximo tópico.

2.2 SIMULAÇÃO DE CONTRAÇÃO UTERINA

Contração uterina ocorre quando os músculos uterinos ficam mais curtos e rígidos. A Figura 3 é a representação gráfica de uma contração uterina que é percebida através de uma palpação abdominal que é detectado por um transdutor de pressão. Apesar de serem uma parte importante do processo de trabalho de parto, ter contrações não significam necessariamente que a gestante esteja entrando em trabalho de parto. Irei falar de dois tipos

de contrações que será necessário para o desenvolvimento deste trabalho. (SHEFFIELD, 2014).

2.2.1 CONTRAÇÕES DE BRAXTON HICKS

O termo contrações de Braxton Hicks se originou em 1872, quando um médico inglês chamado John Braxton Hicks descreveu as contrações que ocorreram antes do trabalho de parto real. As contrações de Braxton Hicks podem começar já no segundo trimestre. No entanto, eles são mais comuns no terceiro trimestre da gestação. A contração se dará para os valores acima de 10 mmHg, podendo variar no tempo de 30 a 60 segundos, e às vezes até dois minutos (SHEFFIELD, 2014).

2.2.2 CONTRAÇÕES DO TRABALHO DE PARTO

As contrações de parto são as mais intensas que a gestante irá sentir durante a gravidez. Elas dilatam o colo do útero em até dez centímetros e indicam que o momento do parto está próximo. Quando o colo do útero se dilata de sete a dez centímetros, a análise da contração se dará para os valores acima de 10 mmHg, que poderá variar o tempo entre 60 e 90 segundos (SHEFFIELD, 2014).

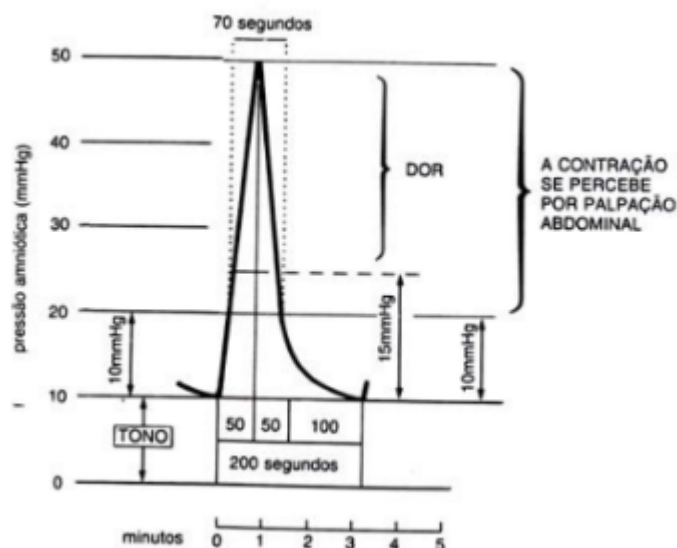


Figura 3 – Representação gráfica de uma contração uterina registrado por um transdutor de pressão, os resultados são mostrados em mmHg por segundos.

Fonte: Adaptado de (SAITO, 2017).

O gráfico da Figura 3 mostra a variação de pressão do abdômen de uma gestante. Na base do gráfico é ilustrada o valor de 0 a 10 mmHg, a mesma é descartado, devido ser a pressão mais baixa exercida pelo útero. De 10 a 20 mmHg e referente as contrações de braxton hicks. A pressão de 25 a 50 mmHg seria referente as pressões do parto. O tempo total da contração leva em torno de 200 segundos.

2.3 CARDIOTOCOGRAFIA

O significado da palavra cardio é coração, já toco significa parto e grafia é descrição, ambos provém do grego (POZZOBON, 2022). Cardiotocografia é um método de avaliação das reais condições do feto dentro da barriga da mãe. É usado para detectar a frequência cardíaca do feto e as contrações uterinas. Como resultado da Cardiotocografia é feito um registro gráfico, como pode-se ver na Figura 4, o qual permite avaliar as condições do feto e da gestante (SUS, 2022).

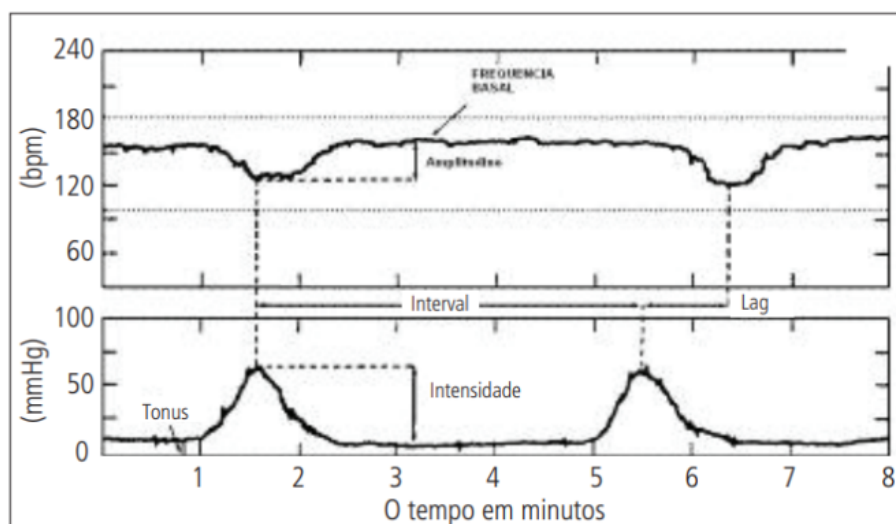


Figura 4 – Amostra de exame de Cardiotocografia onde pode-se ver o registro dos batimentos do feto (linha superior), podendo variar de 0 a 240 batimentos por minuto, e as contrações uterinas da gestante (linha inferior), que podem variar de 0 a 100 mmHg.

Fonte: Adaptado de (SAITO, 2017).

O procedimento é indolor e não invasivo, tanto para a gestante quanto para o feto. São utilizados dois cintos com sensores posicionados na barriga da mãe: um para captar os batimentos cardíacos do feto e outro para descobrir a frequência e a intensidade das contrações uterinas. Se for uma gestação múltipla, há um sensor especial para cada coração. Os dados obtidos são transmitidos para um papel ou para um monitor, em um gráfico, e depois são interpretados pelo médico. O exame pode ajudar a fazer uma avaliação do feto no final da gravidez ou durante o trabalho de parto (MELLO, 2022).

Nos tópicos anteriores foi relatado a composição e como é feito um exame de cardiocografia, o equipamento cardiocógrafa possui transdutores muito sensíveis, no caso do batimento a exatidão pode chegar em torno de mais ou menos três na impressão, e no caso da pressão uterina variando aproximadamente uma unidade mmHg. Junto com isso vem a necessidade de manter o equipamento e acessórios em boas condições, através de manutenções preventivas regulares utilizando simuladores biomédicos, é mostrado no próximo tópico (CALIL, 2002).

2.4 MODELO COMERCIAL - PS30 FLUKE

O simulador materno-fetal PS320 é utilizado para gerar sinais de batimentos cardíacos fetais e maternos, eletrocardiograma, juntamente com a atividade uterina durante o trabalho de parto para testar e solucionar problemas de monitores eletrônicos fetais com precisão.

2.4.1 CORAÇÃO MECÂNICO (MFH-1)

É um acessório que possibilita o teste dos transdutores de ultrassom. O módulo possui a seguinte maneira de utilização: Na Figura 5, pode-se ver como é feita a simulação, colocando o transdutor de ultrassom voltado para cima de uma superfície plana, colocar gel condutor entre o MFH-1 e o transdutor. Por fim emite o sinal mecânico através da janela de simulação. Podendo ser ajustado para simular 30, 60, 90, 120, 150, 180 a 250 BPM, com uma resolução de um BPM, e com exatidão de mais ou menos um.

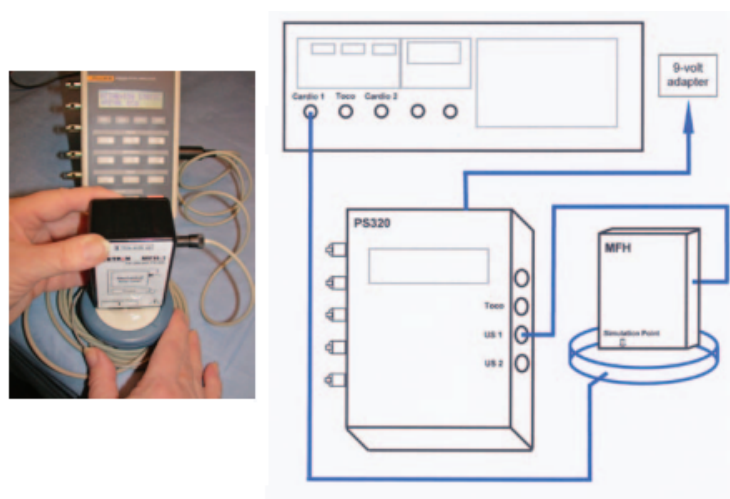


Figura 5 – Método de testar transdutor de ultrassom com o módulo MFH-1.

Fonte: Adaptado de (FLUKE, 2022).

2.4.2 SIMULAÇÃO DE CONTRAÇÃO UTERINA

O método de avaliação da contração uterina é através do sinal elétrico. Na Figura 6 é mostrado a ligação do mesmo, o equipamento necessita de um cabo específico para ser ligado no monitor materno-fetal e no simulador. O equipamento possui uma configuração de 40 Volts, por mmHg podendo variar de 0 - 100 mmHg. O equipamento possui uma resolução de 40 Volts e uma exatidão de ± 1 mmHg.

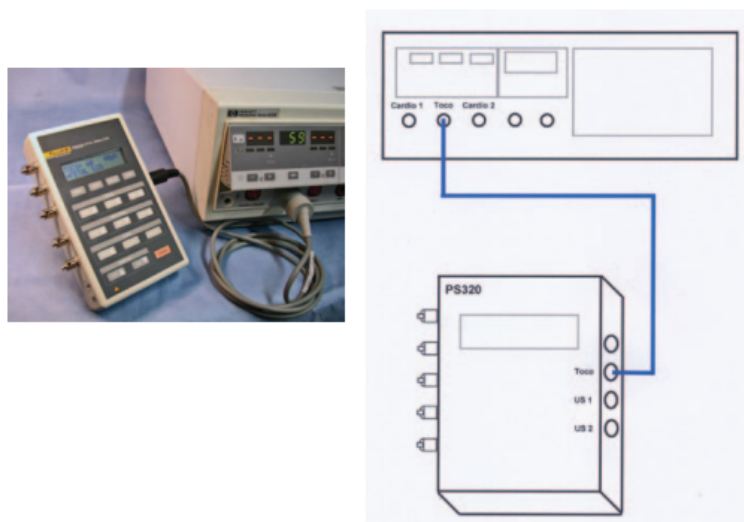


Figura 6 – Simulador materno-fetal Fluke Biomedical PS 320, com o módulo para teste de pressão uterina.

Fonte: Adaptado de (FLUKE, 2022).

3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Neste capítulo serão detalhados os conjuntos mecânicos e circuitos eletrônicos desenvolvidos para a construção do simulador materno fetal, os quais implementam as funções necessárias para o funcionamento deste equipamento.

3.1 VISÃO GERAL DO PROJETO EM DIAGRAMA DE BLOCOS

Um fluxograma do projeto do simulador é apresentado na Figura 7:

- 1° Interface homem máquina, fonte de alimentação e processamento com Arduino.
- 2° Coração mecânico.
- 3° Contração uterina.

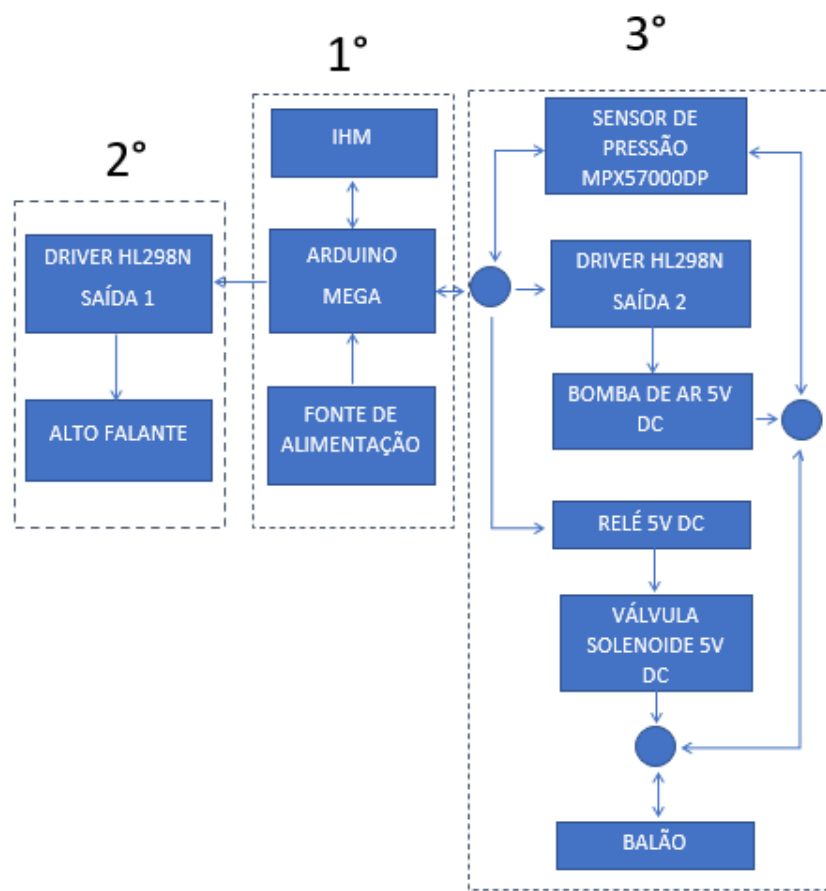


Figura 7 – Neste fluxograma é mostrado as três partes do projeto, com o fluxo de ligação dos componentes.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

3.2 DESENHO MECÂNICO

Na Figura 8, pode-se ver o projeto mecânico. Nos próximos tópicos serão detalhadas cada etapa e componente utilizado neste projeto. Na Tabela 12, no apêndice A, possui a lista de todas as peças utilizadas para realizar deste projeto.

Na Figura 9, e apresentado uma visão interna de como ficar a distribuição dos componentes.

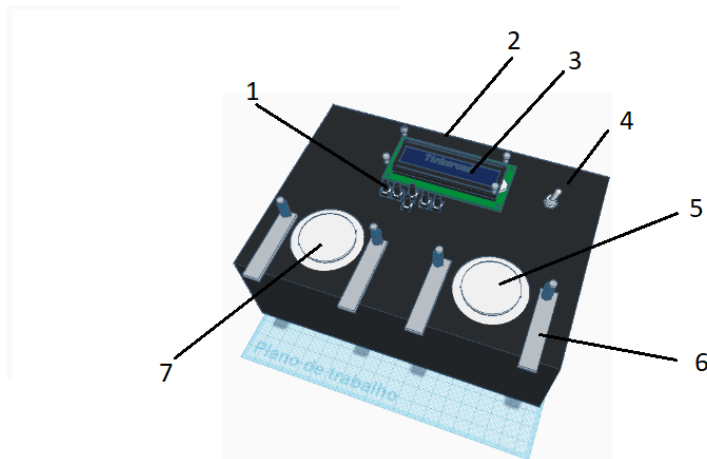


Figura 8 – Nesta figura temos os itens externos do projeto: 1 - botões para configurações, 2 - caixa plástica, 3 - display de 16x2, 4 - chave liga e desliga, 5- membrana plástica referente a contração uterina, 6 - trava para fixar os transdutores no simulador materno fetal, 7 - membrana plástica referente ao coração mecânico.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

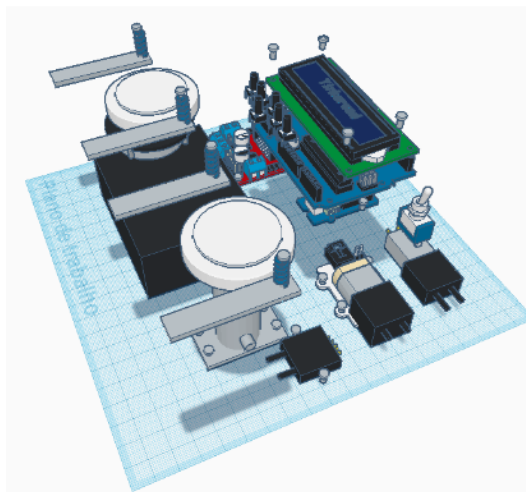


Figura 9 – Nesta Figura esta a disposição de todos os componentes deste projeto no interior da caixa plástica.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

3.3 ARDUINO

O Arduino MEGA2560, como mostrado na Figura 10, é uma placa baseada no ATmega2560, 54 pinos I/O digital, 16 entradas analógicas, quatro UARTs que são portas seriais de hardware, um oscilador de cristal de 16 MHz, conexão USB, conector de energia, botão reset. Dentre as entradas digitais 15 podem ser usadas como saídas PWM (BAÚDAELETÔNICA, 2022).

O Arduino mega foi utilizado neste trabalho devido atender as necessidades de portas analógicas e digitais, as mesmas podem receber e enviar sinais de até 5 V, e mesmo possui a facilidade de conexão com a shield LCD que é utilizado neste trabalho, o baixo custo para aquisição e com uma plataforma de fácil programação.

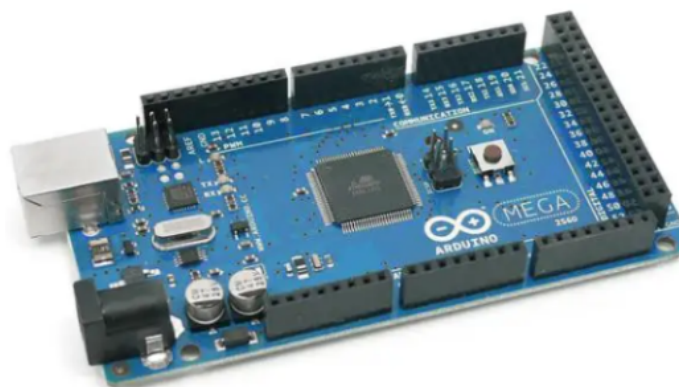


Figura 10 – Placa Arduino Mega.

Fonte: Adaptado de ([BAÚDAELETÔNICA, 2022](#)).

3.4 SENSORES, ATUADORES E *SHIELDS*

Para realizar a comunicação entre a placa Arduino e o meio externo são necessários sensores e atuadores, dependendo da aplicação um ou outro ou ambos. Sensores, atuadores e *shields* são conjuntos de componentes eletrônicos que convertem variáveis físicas ou mecânicas em sinais elétricos, ou vice-versa, para comunicação com o microcontrolador ([BAÚDAELETÔNICA, 2022](#)).

3.4.1 INTERFACE HOMEM MÁQUINA

A interface utilizada neste projeto será a *Display LCD Shield* com teclado. A Figura 11, é composta por um *Display LCD* de 16X2 e cinco botões para comandos (BAÚDAELETÔNICA, 2022).

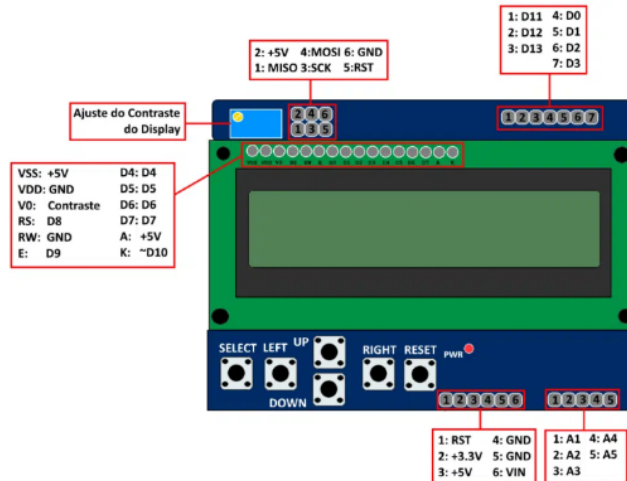


Figura 11 – *Display LCD Shield*, possui 6 botes, que serão utilizados para configurar as pressões e batimentos, os mesmo utilizam apenas uma entrada do controlador e um display com 16 colunas com 2 linhas.

Fonte: Adaptada de (BAÚDAELETÔNICA, 2022).

3.4.1.1 A SHIELD DISPLAY LCD

A *Shield* contém um *Display* alfanumérico de 2 linhas de 16 colunas, com *backlight* azul. Ao ser encaixado no Arduino, o *Shield* necessariamente ocupa alguns pinos do Arduino que serão dedicados ao *Display*. Pode-se ver na Tabela 2, as conexões para operação no modo quatro bits.

Tabela 2 – A configurações para o display na programação.

| Sinal do Display | Pino do Arduino |
|------------------|------------------|
| D4 | D4 |
| D5 | D5 |
| D6 | D6 |
| D7 | D7 |
| RS | D8 |
| E | D9 |
| R/W | GND (só escrita) |

Fonte: Adaptado de (BAÚDAELETÔNICA, 2022).

Esta é uma configuração padrão, que deve ser informada na definição do objeto *LiquidCrystal* durante a programação. Além dos pinos citados acima, o pino D10 do Arduino controla o *backlight* do *display*. Quando o pino D10 estiver em nível alto o *backlight* estará aceso; quando estiver em nível baixo o *backlight* estará apagado. O potenciômetro no canto superior esquerdo deve ser usado para ajustar de forma manual o contraste do *display*.

Os cinco botões para interação com o operador são *Up*, *Down*, *Left*, *Right* e *Select*. Entretanto, podem ser configurados para atender qualquer finalidade de comando que o usuário deseje.

Como estratégia para economizar portas digitais, a leitura dos botões é feita através de parâmetros analógicos. Os botões estão ligados à entrada analógica *A0* através de resistores diferentes. Portanto o botão pressionado pode ser determinado através da tensão medida pelo ADC através da função *analogRead(A0)*, onde cada faixa de valor está associada a um botão conforme Tabela 3.

Tabela 3 – Parâmetros para configuração dos botões na programação.

| Tecla Pressionada | Faixa de Valores |
|-------------------|------------------|
| Direita | < 50 |
| Cima | >= 50 e < 150 |
| Baixo | >= 150 e < 300 |
| Esquerda | >= 300 e < 500 |
| Select | >= 500 e < 750 |
| (nenhuma) | >= 750 |

Fonte: Adaptado de (FILIPEFLOP, 2022).

Os *Shields* são uma das formas que mais facilitam o uso do Arduino para conectar componentes eletrônicos e afins. São placas empilháveis sobre o Arduino, que dispensam o uso de *jumper*s, *protoboard* ou soldas, evitando erros de ligação, como pode ser evidenciado na Figura 12.

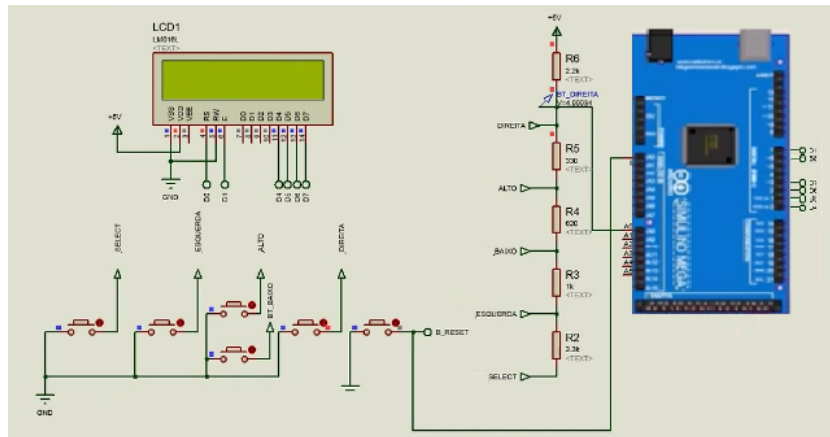


Figura 12 – Nesta figura temos o *Shield Display LCD* acoplado ao Arduino Mega.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Foi utilizado neste trabalho a shield display LCD, mostrada na Figura 12, devido a facilidade de comunicação com o arduino mega, possuir seis botões e um display 16x2, que seria o suficiente para visualização e controle do usuário.

3.4.2 MÓDULO DRIVER H L298N

A Ponte H é um circuito que permite realizar a inversão da polaridade de uma corrente elétrica direcionada para uma carga. É um dispositivo muito utilizado para controlar a velocidade e o sentido de rotação de motores DC (corrente contínua), podendo manipular até dois motores. Um exemplo de módulo de Ponte H é o L298n, mostrado na Figura 13.

Figura 13 – *driver* H L298n.

Fonte: Adaptado de (FILIPEFLOP, 2022).

As especificações do módulo Ponte H são ilustrados na Tabela 4.

Tabela 4 – Especificações do módulo ponte H.

| Especificação | Valor | Unidade |
|-----------------------------|--------------------------|---------|
| Tensão de operação | 4 – 35 (DC) | V |
| Corrente de operação máxima | 2 (por canal) 4 (máxima) | A |
| Tensão lógica | 5 | V |
| Corrente lógica | 0 – 36 | mA |
| Temperatura de operação | -20 - +135 | °C |
| Potência máxima | 25 | W |
| Dimensões | 43 x 43 x 27 | mm |
| Peso | 30 | g |

Fonte: Adaptado de (FILIPEFLOP, 2022).

Conectando portas digitais do Arduino a portas lógicas do módulo Ponte H é possível controlar, individualmente, o sentido de rotação dos motores conectados ao módulo. A velocidade de rotação é manipulada por portas digitais reprogramadas para função analógica de saída (as chamadas portas PWM) conectadas, também, a portas lógicas do módulo Ponte H. Os módulos Ponte H serão usados para controlar a potência de uma bomba pneumática e de um alto-falante (SILVA, 2019).

No presente trabalho, foi utilizado o Driver H L298n, devido possuir duas saídas independentes uma da outra, uma para controle da bomba de ar e outro para o controle do alto-falante. O mesmo possui uma tensão e corrente de entrada e saída o suficiente para atender a demanda do projeto, também de fácil aquisição e comunicação com o controlador.

3.4.3 SENSOR DE PRESSÃO DIFERENCIAL

O sensor de pressão diferencial é um tipo de sensor que quantifica a diferença de pressão entre dois pontos. O sensor tem orifícios que, em contato com diferentes meios, é capaz de medir a diferença de pressão entre eles. O dispositivo retorna um sinal elétrico com determinada tensão proporcional à pressão diferencial lida. Para o desenvolvimento dos módulos deste trabalho será usado o sensor de pressão diferencial MPX5700DP, fabricado pela Motorola é mostrado na Figura 14 (SILVA, 2019).



Figura 14 – Sensor de pressão diferencial MPX5700DP, foi aplicado devido ser um componente de fácil aplicação e comunicação.

Fonte: Adaptado de (SILVA, 2019).

Tabela 5 – Especificações técnicas do sensor de pressão MPX5700DP.

| Especificação | Valor | Unidade |
|-------------------------|------------------|---------|
| Tensão de operação | 4,75 – 5,25 (DC) | V |
| Corrente de operação | 7 - 10 | mA |
| Faixa de pressão | 0 – 700 | kPa |
| Sensibilidade | 6,4 | mV/kPa |
| Temperatura de operação | -40 - +125 | °C |
| Dimensões | 29 x 37 x 10 | mm |

Fonte: Adaptada de (SILVA, 2019).

Foi utilizado o sensor de pressão MPX5700DP, devido sua máxima pressão máxima que é entorno de 5250,43 mmHg o suficiente par este projeto que irá utilizar uma pressão máxima de 100 mmHg. O mesmo é fácil alimentação devido utilizar uma alimentação de 5 V.

3.4.4 BOMBA DE AR

A bomba de ar é um dispositivo capaz de adicionar energia ao ar. Existem diversos tipos desses dispositivos para uso com Arduino. Neste trabalho necessitamos de bomba de mini bomba de ar modelo TM30A, mostrado na Figura 15, para gerar as pressões da contração uterina. As especificações da bomba são mostradas na Tabela 6.



Figura 15 – Bomba de ar TM-30A.

Fonte: Adaptada de (TOPSFLO, 2002) .

Tabela 6 – Especificações da bomba de ar TM-30 A.

| Especificação | Valor | Unidade |
|----------------------|--------|-----------|
| Tensão de operação | 5 (DC) | V |
| Corrente de operação | 0,4 0 | A |
| Vazão máxima | 6 | l/minutos |

Fonte: Adaptada de (TOPSFLO, 2002).

No presente trabalho, optou-se pelo uso desta bomba de ar devido seu tamanho e tensão e corrente de alimentação, com estas características torna-se fácil alocar no projeto e também de fácil controle para o driver H L298n que possui uma corrente máxima na saída de 2 A, já a bomba de ar consome uma corrente de 0,4 A.

3.4.5 RELÉ

Relé é um interruptor eletromecânico, que funciona quando um campo eletromagnético é criado por uma corrente elétrica que passa por uma bobina, mudando o estado dos contatos elétricos. Módulos relés compatíveis com Arduino podem ser encontrados com um ou mais canais, em que cada canal funciona como um interruptor, isoladamente, será utilizado neste trabalho um módulo com apenas um relé conforme mostrado na Figura 16.



Figura 16 – Módulo relé 5V, com NA e NF.

Fonte: Adaptada de ([FILIPEFLOP, 2022](#)) .

Caso a conexão seja realizada no borne NA, o dispositivo será acionado quando o relé recebe sinal do microcontrolador por meio da porta digital do Arduino. Por outro lado, se a conexão for realizada no borne NF, o dispositivo permanecerá ligado até que receba sinal do Arduino para ser desligado([FILIPEFLOP, 2022](#)).

No caso deste trabalho, a placa de relé utilizada foi com apenas um relé o suficiente para o controle da válvula, o mesmo e de fácil controle do processador devido trabalhar com uma tensão de controle de 5 V. Os contatos de saída podem controlar até 10 A a 220 V, sendo que a válvula necessita de 770 mA a 5 V.

3.4.6 VÁLVULA SOLENOIDE

A válvula solenoide é controlada eletricamente convertendo energia elétrica em energia mecânica. Um campo magnético é criado quando uma corrente elétrica passa pela bobina, movimentando, assim, o êmbolo. Com isso o orifício da válvula é aberto. O tipo de válvula escolhido para utilização neste trabalho é utilizado o modelo SC0520AVG mostrado na Figura 17.



Figura 17 – Válvula Solenoide 5 V DC, para baixas pressões.

Fonte: Adaptado de (SKOOCOM, 2022).

Na Tabela 7 estão listadas as propriedades da válvula utilizada neste trabalho.

Tabela 7 – Especificações da válvula.

| Especificação | Valor | Unidade |
|----------------------|-------|----------|
| Tensão de operação | 5 | V |
| Corrente de operação | 770 | mA |
| Resistência | 65 | Ω |
| Máxima pressão | 350 | mmHg |

Fonte: Adaptada de (SKOOCOM, 2022).

Neste trabalho, utilizou-se a válvula solenoide de SC0520AVG, que possui uma pressão de trabalho máxima de 350 mmHg, sendo que a pressão de trabalho do sistema será de 100 mmHg no máximo. Possui alimentação de 5 V tornando de fácil aplicação

devido todo o projeto possuir a mesma alimentação. E também a mesma e dimensões pequenas tornando de fácil alocação no projeto.

3.4.7 ALTO FALANTE

Sons podem ser criados através da vibração de vários tipos de membranas. Normalmente os tipos de alto falantes são transdutores eletroacústicos que convertem energia elétrica em energia acústica através da vibração de membranas. São mostrados na Figura 18.

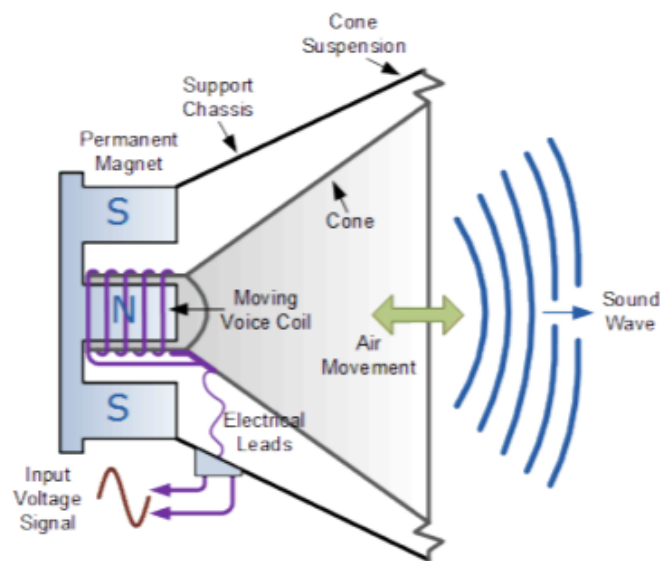


Figura 18 – Representação de um alto falante de bobina móvel.

Fonte: Adaptada de (Lucas Jordão Santos, 2019).

Tabela 8 – Especificações da válvula.

| Especificação | Valor | Unidade |
|---------------|-------|----------|
| Impedância | 8 | Ω |
| Potência | 0,50 | W |
| Diâmetro | 28 | mm |
| Espessura | 4,5 | mm |

Fonte: Adaptada de (Lucas Jordão Santos, 2019).

Foi utilizado neste projeto um alto-falante com 28 mm de diâmetro, sendo o suficiente para gerar um sinal para o transdutor. O mesmo é de baixa potência e de pequeno porte, tornando fácil aplicação.

3.4.8 BALÃO DE AR

Será utilizado neste trabalho um balão para atuar como um reservatório que será inflado e esvaziado de acordo com a necessidade e a escolha de pressão pelo usuário.

Foi utilizado no projeto um balão devido sua boa resposta a pequenas pressões, exemplo a pressão de 20 mmHg. Devido a (a chamada pressão manométrica) a pressão máxima de um balão deve-se à membrana de borracha que constitui a parede do balão. Então foram realizados alguns testes e o mesmo passou de 150 mmHg de pressão, sendo o suficiente para este trabalho (LEVIN, 2022).

3.4.9 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Fonte de alimentação com regulação por chaveamento é um equipamento que controla o fluxo de energia. A conversão pode ser realizada para diferentes valores de tensão e corrente, sendo assim, diversos projetos de fontes são desenvolvidos, sempre visando atender a necessidade do circuito subsequente. As fontes chaveadas são destinadas para alimentação de circuitos eletrônicos que realizam as mais diversas funções. Na Figura 19 é mostrada a fonte utilizada neste trabalho, o modelo é S-05-10.



Figura 19 – Fonte de Alimentação 5V 3A.

Fonte: Adaptada de (PROAUTO, 2022).

Neste trabalho é utilizada uma fonte de alimentação cujas especificações encontram-se na Tabela 9.

Tabela 9 – Especificações da fonte de tensão.

| Especificação | Valor | Unidade |
|--------------------------|-----------|---------|
| Tensão de entrada | 127 a 220 | V |
| Tensão de saída | 5 | V |
| Corrente máxima de saída | 3 | A |

Fonte: Adaptada de (PROAUTO, 2022).

Neste projeto foi utilizado esta fonte devido sua saída de 5 V, sendo que todos os componentes necessitam desta alimentação, a corrente de 3 A é suficiente para aplicação no projeto, sendo que o mesmo consumirá em torno de 1,7 A, ligando-se todos os componentes ao mesmo tempo.

3.5 DESENHO ELETRÔNICO

Nesta seção serão apresentados os projetos dos dois módulos, o de coração mecânico e o gerador de contração uterina, utilizaremos a plataforma Arduino contendo toda a especificação e dimensionamento dos materiais necessários.

3.5.1 CIRCUITO DO CORAÇÃO MECÂNICO

Na Figura 20, é apresentado o diagrama de ligações de projeto eletrônico do coração mecânico, composto por uma placa Arduino, um *display*, um módulo de ponte H e um bobina. O Arduino é usado para o controle do funcionamento do alto-falante, através do módulo de ponte H.

Para o correto funcionamento do alto-falante é necessário um módulo Ponte H para controlar o pulso que será gerado pelo microcontrolador Arduino e um resistor de 47 Ω e 1 W, para limitar a corrente no alto-falante. Para desenvolvimento deste tópico serão necessário dois cálculos de conversão.

$$f = \frac{BPM}{60} [Hz] \quad (3.1)$$

$$T = \frac{1}{f} [s] \quad (3.2)$$

onde f é a frequência dada em Hertz, BPM é o número de batimentos por minuto e T é o período dado em segundos.

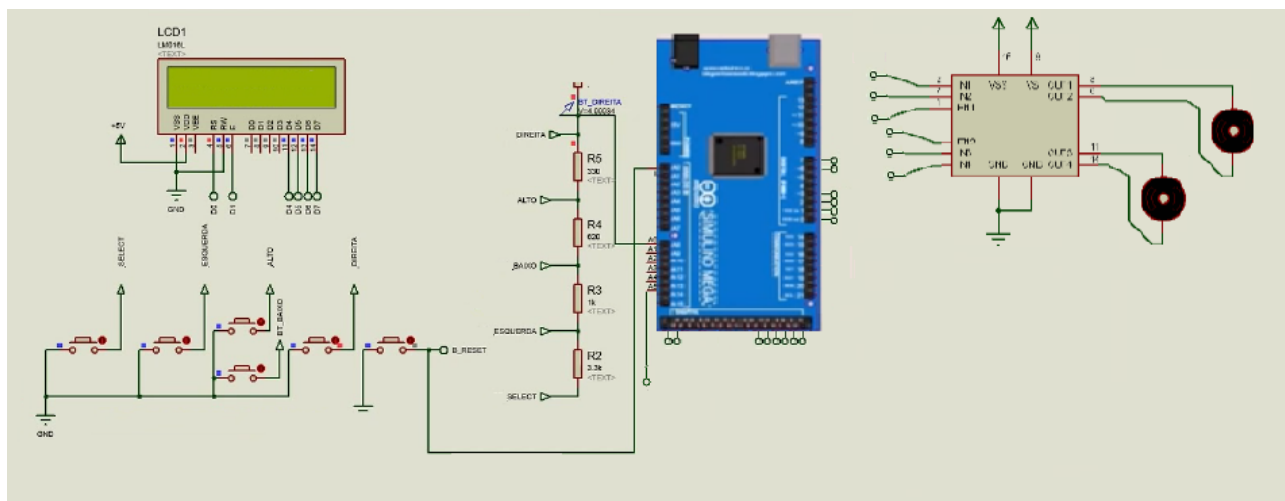


Figura 20 – É representado nesta Figura o circuito eletroeletrônico do módulo do gerador de batimento fetal (coração mecânico).

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Valores de BPM e frequência padronizados no teste que foi implementado neste projeto são apresentados na Tabela 10. A partir desta, será desenvolvido o programa de controle do alto falante implementado para o Arduino.

Tabela 10 – Conversão - Relação entre Frequência Cardíaca (BPM), Frequência (Hz) e Período (s).

| BPM | Frequência (Hz) | Período (s) |
|-----|-----------------|-------------|
| 30 | 0,5 | 2000 |
| 60 | 1,0 | 1000 |
| 90 | 1,5 | 666 |
| 120 | 2,0 | 500 |
| 180 | 3,0 | 333 |
| 240 | 4,0 | 250 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Através dos botões da interface homem máquina, o operador pode configurar os batimentos cardíacos conforme informados na Tabela 10.

3.5.2 SIMULAÇÃO DA CONTRAÇÃO UTERINA

No circuito mostrado na Figura 21 pode-se observar que este sistema usado para simular a contração uterina é composto por uma bomba de ar e uma válvula que controla a entrada e saída de pressão do circuito pneumático.

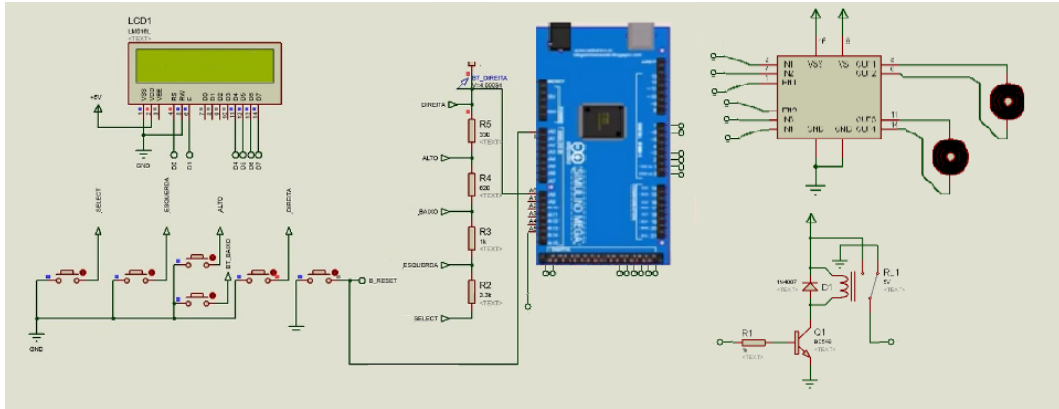


Figura 21 – É representado nesta Figura o circuito eletroeletrônico do módulo do gerador de Contração uterina.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A bomba de ar é controlada através do módulo ponte H. Um sensor de pressão é conectado no Arduino pela entrada analógica A9, usado para monitorar a pressão do sistema pneumático, tornando possível com que o Arduino seja programado para manter uma pressão específica no circuito pneumático. Esta pressão poderá ser configurada nos seguintes valores: 20, 40, 60, 80, 100 mmHg.

3.6 SOFTWARE DE ACIONAMENTO E CONTROLE

Neste tópico será detalhado como o programa de controle foi desenvolvido. Na Figura 22 é ilustrado o fluxograma de como o programa foi implementado. Cada etapa apresentada no fluxograma é descrita em sequência.

- ETAPA 1 - Display - Escolha qual simulação : Batimento ou pressão.
Através de uma interface homem máquina o usuário irá selecionar que tipo de simulação irá ser.
- ETAPA 2 - Comando externo.
O programa fica aguardando o sinal do botão up ou do donw.
- ETAPA 3 -Avaliação de um comando externo.
Caso o usuário queira pressione o botão up o programa irá para a tela de escolha de batimento caso seja falso o programa ficará aguardando um comando verdadeiro.
- ETAPA 4 - Display BPM.
Mostra na tela do display que foi escolhido BPM e fica aguardando um comando para iniciar.
- ETAPA 5 - Comando externo.
O programa aguarda o comado para do usuário para inicial.
- ETAPA 6 - Retorno a etapa 1.
Caso o usuário queira voltar ao início e só precisar o botão RST, se isso for falso o programa continuará.
- ETAPA 7 - Comando externo.
O usuário poderá selecionar as seguintes configurações ema de cada vez: (SELECT= 30, LEFT = 60, UP = 90, DONW =120 E RIGHT=180 (BPM)).
- ETAPA 8 - Comando externo.
A saída 34 ficará oscilando de acordo com o batimento selecionado. A frequência e o período podemos ver na Tabela 10.
- ETAPA 9 - Retornar a etapa 1.
Caso o usuário queira voltar ao início e só apertar o botão RST.
- ETAPA 10 - Avaliação de um comando externo.
Caso o usuário queira pressione o botão donw o programa irá para a tela de escolha de batimento caso seja falso o programa ficará aguardando um comando verdadeiro.
- ETAPA 11 - Display.
Mostrará no display que o foi selecionado o oposição de teste de pressão.

- ETAPA 12 - Comando externo.
O programa aguarda o comando para do usuário para inicial.
- ETAPA 13 - Retorno a etapa 1.
Caso o usuário queira voltar ao início e só precisar o botão RST, se isso for falso o programa continuará.
- ETAPA 14 - Comando externo.
O usuário poderá selecionar as seguintes configurações em a de cada vez: (SELECT= 20, LEFT= 40, UP=60, DOWN = 90 E RIGHT=100 (mmHg))
- ETAPA 15 - Armazenamento de dados - comando interno.
O programa irá guardar em M1 a informação de qual pressão o usuário irá selecionar.
- ETAPA 16 - Comando externo.
Irá ler o valor que está na entrada A8 correspondente ao sinal do sensor de pressão.
- ETAPA 17 - Comando de comparação.
O programa irá compara a entrada A8 com o valor salvo na memória, se for verdadeiro o programa desliga a bomba de pressão e termina. Caso seja falso o programa irá para as próximas etapas.
- ETAPA 18 - Comando externo.
Desliga a porta 24 do processador, sendo a responsável pelo controle da bomba de ar.
- ETAPA 19 - Comando externo.
Liga a porta 53 do processador, sendo a responsável pelo controla da válvula.
- ETAPA 20 - Comando externo.
Liga a porta 24 do processador, que irá controlar a bomba de ar.
- ETAPA 21 - Retornar a etapa 1.
Caso o usuário queira voltar ao início e só apertar o botão RST que irá desligar a porta 24 e 53 e limpar a memória M1 e retornar para a etapa 1. Caso seja falso o programa irá para a próxima etapa, ficando no loop até o valor de M1 ficar igual a do A8.
- ETAPA 22 - Comando externo.
Desliga a porta 24 do processador, irá desligar a bomba de ar.
- ETAPA 23 - Comando externo.
Desliga a porta 53 do processador, irá desligar o válvula despressurizando o circuito pneumático.

- ETAPA 24 - Comando interno.
Limpa a memória M1.

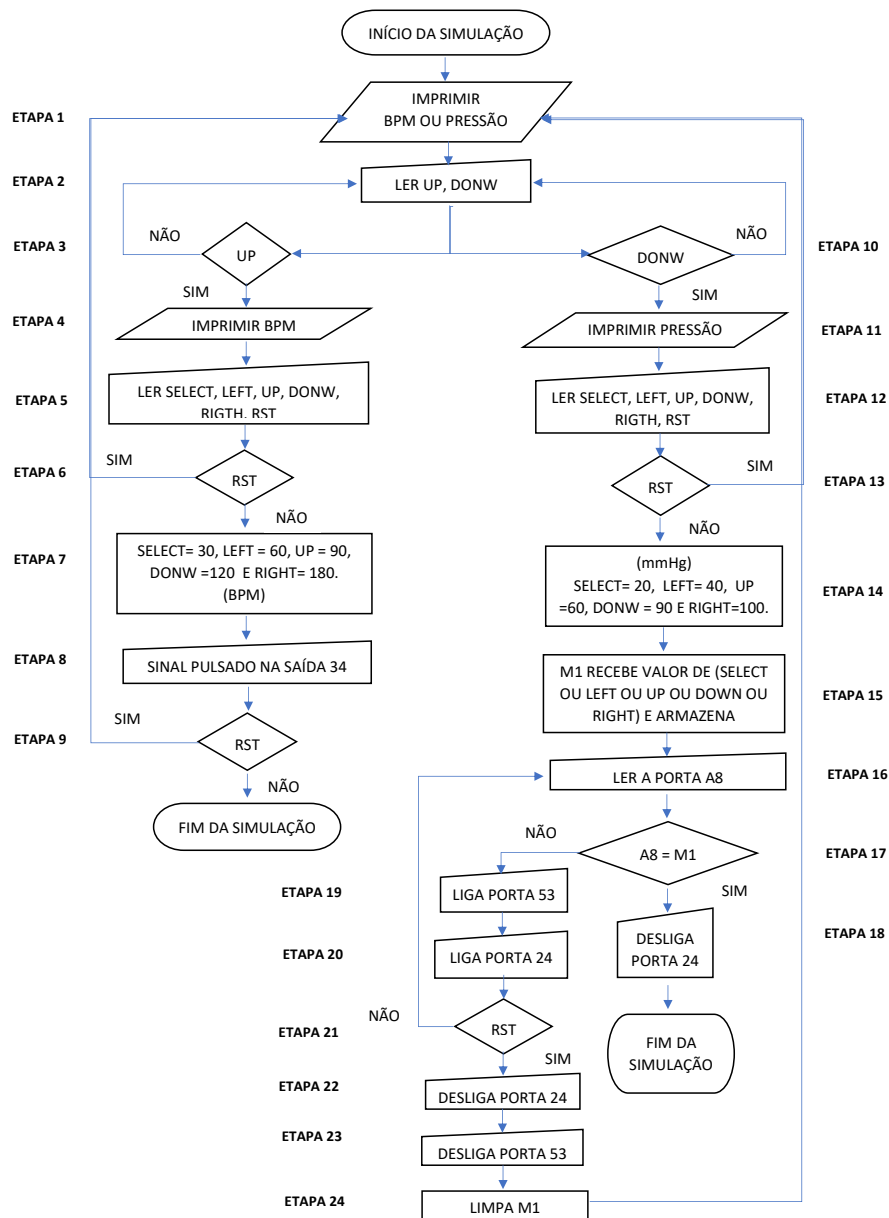


Figura 22 – Fluxograma do funcionamento das etapas do programa, no tópico anterior foi detalhado cada etapa.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O seguinte capítulo descreve os testes e resultados do protótipo. Ao todo foram realizados quatro experimentos, os dois primeiros foram utilizado padrões de frequência e de pressão, com o intuito de poder quantificar o desvio padrão dos sinais gerados. Outros dois testes foram realizados em campo com um monitor materno fetal, com o intuito de avaliar o funcionamento do simulador materno fetal como um todo.

A Figura 23 mostra uma imagem do resultado da montagem do protótipo de simulador materno-fetal.

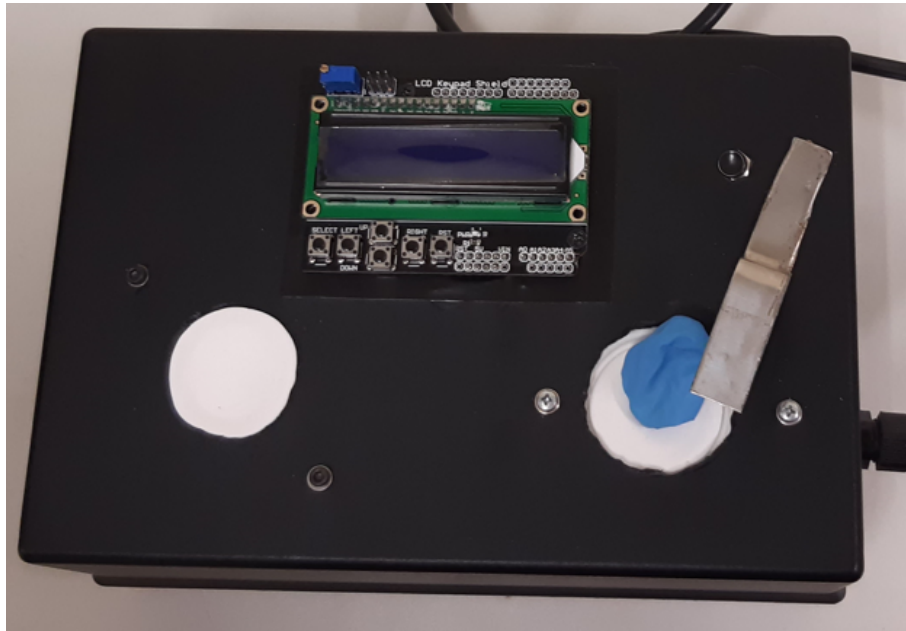


Figura 23 – Fotografia da montagem de protótipo do simulador materno-fetal.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A incerteza de uma medição é classificada em dois tipos (BALBINOT, 2019): A e B. A incerteza do tipo A é aquela obtida através de observações independentes e análise estatística de um conjunto de resultados de medição de uma grandeza de entrada, sob as mesmas condições. Já a incerteza do tipo B é aquela obtida através de outros meios, diferente da análise estatística, tais como manuais de equipamentos e dados de calibração. Neste trabalho foram realizadas medições para análise do funcionamento do simulador materno-fetal e foram determinadas as incertezas dos tipos A e B, como é apresentado neste capítulo.

Para a obtenção dos conjunto de medições, fez-se o procedimento de ligar os equipamento, aguardar 30 min, regular e zerar os padrões e repetir cada medição de

uma grandeza por 10 vezes. Os ensaios foram feitos no ambiente laboratorial do Hospital Moinhos de Vento, com temperatura da sala em temperatura de $(20,0 \pm 1,0)$ °C. Nos ensaios realizados, o operador exerce pouca influência, pois os valores são obtidos através de mostradores digitais e não é necessário regular a força de contato para as medições.

4.1 ANÁLISE DA INCERTEZA DAS MEDIDAS

A média aritmética \bar{X} das medições de um mesmo mensurando é dada pela Expressão 4.1.

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (4.1)$$

Onde x_i representa o resultado da i -ésima medição e N representa a quantidade de resultados considerados.

O desvio padrão s do conjunto de medidas x_i é dado pela Expressão 4.2.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X})^2}{N - 1}} \quad (4.2)$$

A incerteza associada a estimativa de entrada dos valores x_i é dada por u_e , calculada através do valor do desvio padrão s dividido pela raiz quadrada da quantidade de amostras, mostrado na Expressão 4.3.

$$u_e = \frac{s}{\sqrt{N}} \quad (4.3)$$

A resolução de um instrumento com indicador digital influencia no cálculo da incerteza de um resultado de medição. Devido à sua natureza quantizada, somente resultados inteiros são indicados, conforme mostra a Figura 24.

A resolução do instrumento é a menor quantidade que pode ser indicada e está relacionada com o número de dígitos decimais. Quando maior a resolução do instrumento, maior será o número de dígitos decimais e, conseqüentemente, menor será o erro entre o valor do mensurado e a sua respectiva indicação. A Figura 25 mostra o primeiro degrau da Figura 24 em destaque. Para um dado de mensurando, a indicação poderá ser 0 ou 1.

O processo de conversão analógica para digital pode não ser determinístico, portanto valores próximos do ponto de mudança de indicação do instrumento podem gerar incerteza no resultado.

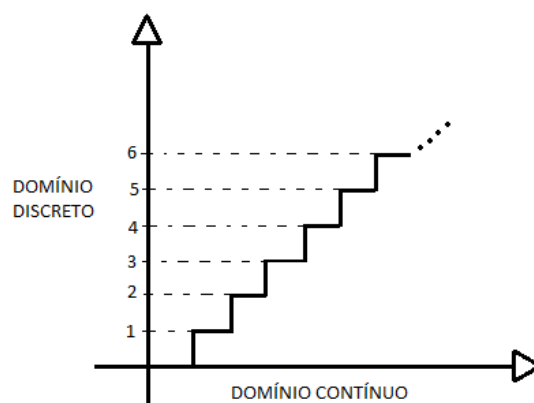


Figura 24 – Relação entre os valores discretos indicados por um instrumento de medição e o valor real da grandeza mensurada no domínio contínuo.

Fonte: Adaptada de (BALBINOT, 2019).

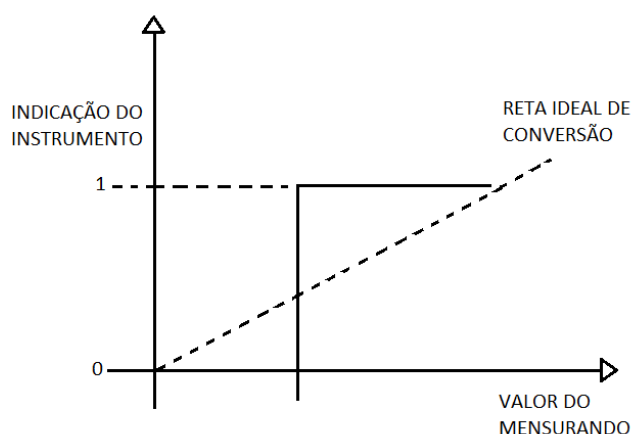


Figura 25 – Detalhe do primeiro degrau da conversão do valor do mensurando e a indicação de um instrumento.

Fonte: Adaptada de (BALBINOT, 2019).

Se r for a resolução do instrumento, então a Figura 26 representa a distribuição de probabilidade de uma indicação. A Figura 26 mostra que para qualquer valor mensurado, o instrumento converte para um valor discreto e nesse processo pode haver um erro positivo ou negativo em igual probabilidade de ocorrência.

O cálculo de incerteza de entrada oriunda da leitura (u_r) dos instrumentos de medição utilizados, com mostrador digital com resolução r , é dado pela Expressão 4.4.

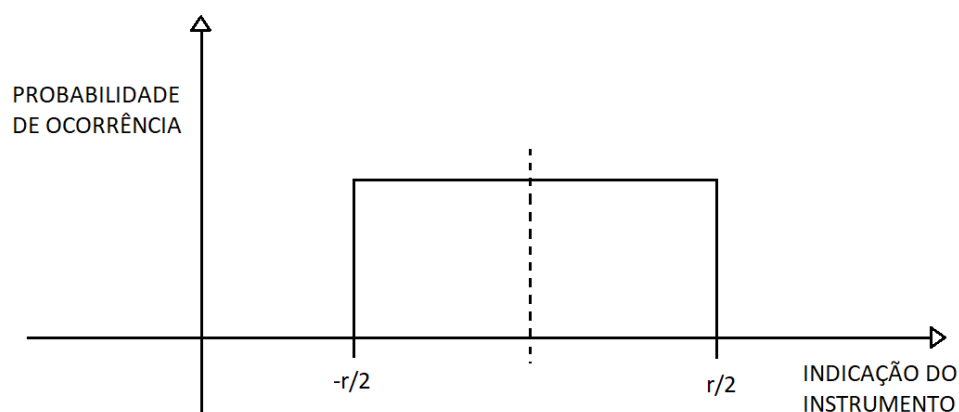


Figura 26 – Distribuição retangular de uma descrição razoável para probabilidade de conhecimento sobre uma quantidade x_i .

Fonte: Adaptada de (BALBINOT, 2019).

$$u_r = \frac{r}{2\sqrt{3}} \quad (4.4)$$

O cálculo da incerteza combinada (u_c) para a incerteza das medições experimentais (u_e) e para a leitura dos instrumentos (u_r) é dado pela Expressão 4.5, por se tratarem de fatores de incerteza estaticamente independentes.

$$u_c = \sqrt{u_e^2 + u_r^2} \quad (4.5)$$

O cálculo de incerteza de medida expandida (U) é obtida multiplicando-se a incerteza combinada (u_c) multiplicada pelo fator de cobertura (k), conforme a Expressão 4.6.

$$U = k \cdot u_c \quad (4.6)$$

Onde o fator de cobertura k é obtido a partir da tabela apresentada na Figura 34, usada como referência. Neste trabalho será utilizado um intervalo de confiança igual a 95 % (nível de significância $\alpha = 0,05$) e um grau de liberdade (gl), definido pelo número de amostras igual à 10, menos um, obtendo-se $gl = 9$. Cruzando-se estes valores na tabela apresentada na Figura 34 encontra-se o valor de $k = 2,262$.

4.2 ANÁLISE DE RESULTADOS PARA O SIMULADOR DE BATIMENTOS CARDÍACOS.

A primeira análise realizada foi do sinal de frequência cardíaca gerado pelo simulador materno fetal, medido usando um osciloscópio digital. Na segunda etapa foi comparado o simulador materno fetal com o monitor materno fetal. Na Figura 27, é mostrado a medição da frequência gerada pelo simulador de batimentos cardíacos, medida diretamente na saída do módulo de ponte H L298, utilizando um osciloscópio digital.



Figura 27 – Medição da frequência gerada usando um osciloscópio digital.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Tabela 16, apresenta os resultados de 10 medidas do simulador de batimentos cardíacos, realizadas com o osciloscópio digital. Para a elaboração desta tabela, utilizou-se o osciloscópio digital, obtendo-se uma coleta de dados conforme ilustrada na Figura 27.

Tabela 11 – A Tabela ilustra de L1 a L10, os sinais de frequência (Hz), gerados pelo simulador materno fetal.

| (BPM) | (Hz) | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 | L6 | L7 | L8 | L9 | L10 |
|-------|------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 30 | 0,5 | 0,498 | 0,4890 | 0,499 | 0,497 | 0,499 | 0,496 | 0,476 | 0,489 | 0,476 | 0,484 |
| 60 | 1,0 | 0,989 | 0,987 | 0,989 | 0,988 | 0,978 | 0,979 | 0,959 | 0,972 | 0,999 | 0,998 |
| 90 | 1,5 | 1,485 | 1,481 | 1,438 | 1,481 | 1,469 | 1,457 | 1,497 | 1,489 | 1,425 | 1,399 |
| 120 | 2,0 | 1,899 | 1,987 | 1,959 | 1,994 | 1,897 | 1,984 | 1,959 | 1,939 | 1,987 | 1,959 |
| 180 | 3,0 | 2,978 | 2,997 | 2,925 | 2,998 | 2,984 | 2,999 | 2,987 | 2,875 | 2,879 | 2,984 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Tabela 12 ilustra os resultados obtidos através das fórmulas descritas anteriormente e a Tabela 16. Para a realização desta Tabela foi desconsiderada a incerteza de medição gerada pelo osciloscópio digital. Para o cálculo da incerteza expandida (U), foi utilizado o fator de cobertura $k = 2,262$.

Tabela 12 – Análise da incerteza das medidas realizadas com as leituras de L1 a L10, para o gerador de batimentos cardíacos.

| Média (Hz) | s | u_e | u_r | u_c | U | Resultado (Hz) |
|------------|--------|--------|-----------|--------|--------|-----------------|
| 0,4925 | 0,0090 | 0,0028 | 0,0000028 | 0,0028 | 0,0063 | $0,50 \pm 0,01$ |
| 0,9875 | 0,0121 | 0,0038 | 0,0000028 | 0,0038 | 0,0085 | $0,99 \pm 0,01$ |
| 1,4750 | 0,0319 | 0,0101 | 0,0000028 | 0,0101 | 0,0228 | $1,48 \pm 0,02$ |
| 1,9590 | 0,0352 | 0,0111 | 0,0000028 | 0,0111 | 0,0251 | $1,96 \pm 0,03$ |
| 2,9840 | 0,0489 | 0,0154 | 0,0000028 | 0,0154 | 0,0348 | $2,98 \pm 0,04$ |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Figura 28 ilustra a frequência de 1.961 Hz, que foi gerada pelo simulador materno fetal configurado para gerar uma frequência de 2 Hz.

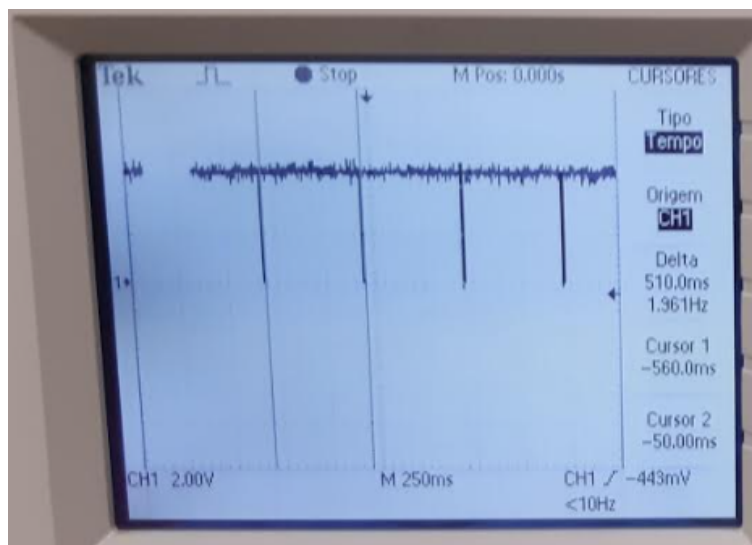


Figura 28 – Medição da frequência utilizando o osciloscópio.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Tabela 13, mostra os resultados obtidos através dos teste realizados em campo.

Tabela 13 – Relação entre Batimento gerado pelo simulador e o monitor materno fetal.

| (BPM) | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 | L6 | L7 | L8 | L9 | L10 |
|-------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 30 | 29 | 29 | 29 | 29 | 30 | 29 | 29 | 29 | 30 | 29 |
| 60 | 59 | 59 | 59 | 60 | 59 | 59 | 59 | 60 | 59 | 59 |
| 90 | 89 | 89 | 88 | 89 | 89 | 89 | 89 | 89 | 88 | 89 |
| 120 | 119 | 119 | 119 | 119 | 119 | 118 | 118 | 119 | 118 | 119 |
| 180 | 175 | 177 | 175 | 177 | 175 | 175 | 177 | 175 | 177 | 175 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Tabela 14 mostra os resultados obtidos através das fórmulas descritas antes e a utilização da Tabela 13. Em 180 BPM, foi encontrado um valor bastante inferior ao configurado no simulador, isso ocorre devido ser o valor máximo que o simulador pode chegar. Para a realização desta Tabela foi desconsiderado o erro gerado pelo osciloscópio. Para chegar-se ao resultado final, foi utilizado $k = 2,262$.

Tabela 14 – Análise quantitativa dos resultados .

| Média (BPM) | s | u_e | u_r | u_c | U | Resultado (BPM) |
|-------------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|
| 29 | 0,4216 | 0,1333 | 0,2886 | 0,3179 | 0,7190 | $29 \pm 0,72$ |
| 59 | 0,4216 | 0,1333 | 0,2886 | 0,3179 | 0,7190 | $59 \pm 0,72$ |
| 89 | 0,4216 | 0,1333 | 0,2886 | 0,3179 | 0,7190 | $89 \pm 0,72$ |
| 119 | 0,4830 | 0,1527 | 0,2886 | 0,3265 | 0,7385 | $119 \pm 0,74$ |
| 175 | 1,0327 | 0,3265 | 0,2886 | 0,4358 | 0,9857 | $175 \pm 0,99$ |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Figura 29 mostra como o usuário configurando o simulador materno fetal, para gerar um batimento de 60 BPM.



Figura 29 – Configuração do simulador materno fetal para a geração de 60 BPM.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Figura 30, ilustra o monitor materno fetal mostrando na lateral superior do *display* o valor de 59 BPM. Neste ensaio, o simulador materno fetal foi configurado para gerar uma frequência de batimentos cardíacos de 60 BPM.



Figura 30 – No canto superior esquerdo é ilustrado o valor do batimento que o monitor materno fetal esta recebendo do simulador materno fetal.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

4.3 ANÁLISE DE RESULTADOS PARA O SIMULADOR DE CONTRAÇÃO UTERINA.

A Tabela 15, mostra o resultado das 10 leituras de 0 a 100 mmHg, com leituras de L1 até L10.

Tabela 15 – Relação entre o sistema pneumático do simulador e o manômetro.

| Pressões no simulador (mmHg) | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 | L6 | L7 | L8 | L9 | L10 |
|------------------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 20 | 18 | 18 | 18 | 22 | 18 | 22 | 22 | 22 | 22 | 22 |
| 40 | 38 | 38 | 42 | 42 | 42 | 42 | 42 | 42 | 38 | 42 |
| 60 | 58 | 62 | 62 | 62 | 62 | 58 | 58 | 58 | 62 | 62 |
| 80 | 78 | 78 | 78 | 78 | 78 | 82 | 82 | 82 | 82 | 82 |
| 100 | 98 | 98 | 98 | 98 | 98 | 98 | 98 | 98 | 98 | 102 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Na Tabela 16, infere-se os resultado obtidas através da Tabela 15 utilizando as fórmulas descritos anteriormente. Para a realização desta Tabela foi desconsiderado o erro

gerado pelo osciloscópio. Para chegarmos ao resultado final, foi utilizado $k = 2,262$.

Tabela 16 – Análise quantitativa dos resultados.

| Média (mmHg) | s | u_e | u_r | u_c | U | Resultado (mmHg) |
|--------------|--------|--------|---------|--------|--------|------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0,5773 | 0,5773 | 1,3058 | $0 \pm 1,31$ |
| 22 | 2,0655 | 0,6531 | 0,5773 | 0,8717 | 1,9711 | $22 \pm 1,97$ |
| 42 | 1,9321 | 0,6110 | 0,5773 | 0,8406 | 1,9014 | $42 \pm 1,90$ |
| 62 | 2,0655 | 0,6531 | 0,5773 | 0,8717 | 1,9717 | $62 \pm 1,97$ |
| 80 | 2,1081 | 0,6666 | 0,5773 | 0,8819 | 1,9948 | $80 \pm 2,00$ |
| 98 | 1,2649 | 0,4 | 0,57732 | 0,7023 | 1,5886 | $98 \pm 1,59$ |
| 122 | 1,2649 | 0,4 | 0,5773 | 0,7023 | 1,5886 | $122 \pm 1,59$ |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Figura 31, mostra o resultado dos teste de pressão referente o sistema pneumático. Nesta Figura o sistema foi configurado para chegar a uma pressão de 200 mmHg, sendo o dobro que será utilizado no projeto. Foi utilizada esta pressão para análise do comportamento do sistema pneumático.

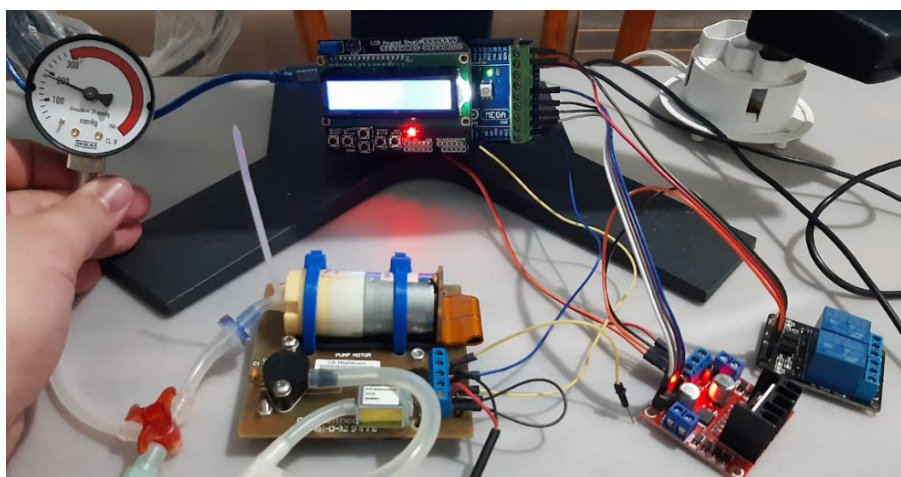


Figura 31 – Teste em bancada com o sistema pneumático x manômetro.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Tabela 17, ilustra os resultados das 10 leituras da L1 até a L10, comparado com o sistema pneumático do simulador materno fetal e o manômetro como padrão.

Nesta etapa infere-se os resultados obtidos através de análises do simulador materno comparado com o monitor materno fetal. Foi utilizado neste teste um monitor materno fetal da GE o 250 CX. Na Tabela 18 é mostrado os valores obtidos através de testes em campo. Para a realização desta Tabela foi desconsiderado o erro gerado pelo osciloscópio. Para chegarmos ao resultado final, foi utilizado $k = 2,262$.

Tabela 17 – Avaliação do sistema pneumático do simulador materno fetal comparado com o manômetro.

| Pressões no simulador (mmHg) | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 | L6 | L7 | L8 | L9 | L10 |
|------------------------------|-----|-----|-----|----|----|----|-----|-----|-----|-----|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 20 | 21 | 22 | 20 | 24 | 25 | 24 | 22 | 21 | 20 | 23 |
| 40 | 42 | 40 | 42 | 38 | 43 | 43 | 38 | 40 | 44 | 45 |
| 60 | 58 | 62 | 62 | 60 | 65 | 63 | 62 | 65 | 65 | 64 |
| 80 | 79 | 82 | 82 | 78 | 78 | 84 | 82 | 78 | 79 | 82 |
| 100 | 100 | 102 | 102 | 97 | 95 | 96 | 102 | 103 | 104 | 95 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Tabela 18 – Análise dos resultados obtidos através dos testes realizados em campo.

| Média (mmHg) | s | u_c | u_r | u_c | U | Resultado (mmHg) |
|--------------|--------|--------|--------|---------|--------|------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0,5773 | 0,5773 | 1,3058 | $0 \pm 1,30$ |
| 22 | 1,7511 | 0,5537 | 0,5773 | 0,8000 | 1,8096 | $22 \pm 1,81$ |
| 42 | 2,4152 | 0,7637 | 0,5773 | 0,9574 | 2,1656 | $42 \pm 2,17$ |
| 62,5 | 2,3190 | 0,7333 | 0,5773 | 0,9333 | 2,1111 | $62,5 \pm 2,11$ |
| 80,5 | 2,2211 | 0,7023 | 0,5773 | 0,90921 | 2,0561 | $80,5 \pm 2,05$ |
| 101 | 3,5023 | 1,1075 | 0,5773 | 1,2489 | 2,8250 | $101 \pm 2,83$ |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Na Figura 32 é mostrada uma imagem do usuário configurando o simulador materno para gerar uma pressão de 20 mmHg. Também é mostrado o transdutor de contração uterina conectado no simulador materno fetal.



Figura 32 – Configurando o simulador materno fetal para gerar 20 mmHg.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A Figura 33, contém o monitor materno fetal mostrando no canto superior a pressão de 18 mmHg.



Figura 33 – Na lateral direita tens o valor da pressão uterina gerada pelo simulador materno fetal.

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Na Tabela 19, infere-se que os valores de máximo e mínimo do simulador materno fetal ficou muito próximo dos valores do monitor materno fetal, tornando-o próprio para uso. Nesta Tabela são apresentados os valores máximos e mínimos obtidos através da medição feita com um monitor materno fetal pode gerar, comparados com os valores máximos e mínimos do simulador materno fetal, obtidos através da medição com o osciloscópio digital.

Tabela 19 – Avaliação de erros comparando o monitor materno fetal x Simulador materno fetal.

| Valor selecionado (BPM) | Monitor materno fetal (BPM) | Simulador materno fetal (BPM) |
|-------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| 30 | 28,28 a 29,72 | 29,4 a 30,6 |
| 60 | 58,28 a 59,72 | 58,8 a 60,0 |
| 90 | 88,28 a 89,72 | 87,6 a 90,0 |
| 120 | 118,26 a 119,74 | 115,8 a 119,4 |
| 180 | 174,01 a 175,99 | 176,4 a 181,2 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Na Tabela 20, é concluído que os valores de máxima e mínimas do simulador materno fetal estão muito próximas do monitor materno fetal. Nesta Tabela são apresentados os valores máximos e mínimos que um monitor materno fetal pode gerar comparados com o simulador materno fetal, sendo avaliado nesta Tabela o mmHg.

Tabela 20 – Monitor materno fetal X Simulador materno fetal.

| Valor selecionado (mmHg) | Monitor materno fetal (mmHg) | Simulador materno fetal (mmHg) |
|--------------------------|------------------------------|--------------------------------|
| 20 | 20,19 a 23,81 | 20,03 a 23,97 |
| 40 | 39,83 a 44,17 | 41,10 a 43,90 |
| 60 | 60,39 a 64,61 | 60,03 a 63,97 |
| 80 | 78,45 a 82,55 | 78,00 a 82,00 |
| 100 | 98,17 a 103,83 | 96,41 a 99,59 |
| 120 | - | 120,41 a 123,59 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

5 CONCLUSÕES

O simulador materno fetal consiste em um equipamento que gera batimentos fetais e contrações uterinas. A funcionalidade principal do equipamento é realizar teste de equipamentos eletromédicos. Foi efetuada uma pesquisa de preços dos simuladores. Foi encontrado apenas um equipamento com um valor bem elevado como podemos ver na Tabela 1.

Como conclusões, este trabalho constata que o simulador materno fetal é um equipamento suficiente para auxiliar os técnicos de manutenção no conserto de equipamentos médicos e auxiliar os estudantes de engenharia biomédica, enfermagem e medicina no aprendizado e utilização de equipamento biomédicos. Pois com esse equipamento, pode-se simular, eventos de uma gestante. No teste realizados em campo o sistema mostrou-se eficaz e compacto para a utilização em loco.

Por fim o equipamento encontra-se pronto e funcionando. Podendo concluir-se que este simulador materno fetal entregou uma variação máximo nas leituras da contração uterina de $\pm 2,83$ mmHg, já nos teste em batimento o mesmo apresentou uma variação máxima de $\pm 2,40$ BPM, mostrando que o equipamento possui confiabilidade. Como pode-se avaliar ao longo deste trabalho o equipamento apresentou uma entrega bem próximas dos valores selecionados, tornando o equipamento confiável para a utilização.

5.1 MELHORIAS FUTURAS

O simulador necessita de melhorias no algoritmo de geração de sinais, devido à falta de casos clínicos pré-determinados, para que o teste percorra por um tempo, sem a necessidade de intervenção do usuário. Pretende-se fazer a criação de perfis de sinais de teste.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA M.C.; TAVOLARO C. R.; MOLISANI, E. *Rev.Bras. EnsinoFís. Vol.33 n.4.* 2011. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/rbef/i/2011.v33n4/>>. Citado na página 13.
- BALBINOT, A. *Instrumentação e Fundamentos de Medida.* 3º Edição: Editora LTC, 2019. Citado 3 vezes nas páginas 42, 44 e 45.
- BAÚDAELETÔNICA. *Como Utilizar Shield LCD com Teclado.* 2022. Disponível em: <https://blog.baudaeletronica.com.br/shield-lcd-com-teclado-como-utilizar/>. Acessado:10/07/2022. Citado 3 vezes nas páginas 24, 25 e 26.
- BECKER, V. M. *Modelagem e Simulação da Articulação Tempo mandibular.* 2009. Disponível em: <<https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/18247/000726900.pdf?...1>>. Citado na página 13.
- BRAGATO, N. *Ultrassonografia doppler vascular: Aspectos importantes para aplicaÇÃO da tÉcnica.* v. 1, n. 1, 2013. Citado na página 17.
- CALIL, T. S. J. *EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES E O GERENCIAMENTO DA MANUTENÇÃO.* 1º Edição: MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2002. Citado na página 20.
- CERRI, C. F. C. M. C. C. G. G. *Princípios físicos do doppler em ultra-sonografia.* *scielo*, v. 38, n. 3, 2008. Citado na página 17.
- DIAS C.F.; ROSECLER, M. M. R. B. *Revista Brasileira de Informática na Educação.* 2021. Disponível em: <<http://ojs.sector3.com.br/index.php/rbie/issue/view/85>>. Citado na página 13.
- FERREIRA, J. F. *Efeito Doppler.* 2020. Disponível em: <<https://wp.ufpel.edu.br/pibidfisica/files/2020/01/julia-Efeito-Doppler.pdf>>. Citado na página 16.
- FILIPEFLOP. *Como utilizar o Display LCD Shield com Teclado para Arduino.* 2022. "Disponível: <https://www.filipeflop.com/blog/como-utilizar-o-display-lcd-shield-com-teclado-para-arduino/>. Acesso:10/07/2022. Citado 3 vezes nas páginas 27, 29 e 32.
- FLUKE. *CPS320 Fetal Simulator.* 2022. Disponível: <https://www.flukebiomedical.com/sites/default>. Acessado: 10/07/2022. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- JAQUES, S. M. C. *Bioestatística princípios e aplicações.* 1º Edição: Porto Alegre, ArtMed, 2011. Citado na página 60.
- LEVIN, F. L. da S. Y. *Pressão e volume em balões de festa: podemos confiar em nossa intuição.* 2022. Disponível:<https://www.if.ufrgs.br/lang/Textos/Baloes.pdf>. Acessado: 3 de junho. 2022. Citado na página 35.

- LINDSEY A.D.; ROBERT, H. A. S. I. D. C. S. H. D. T. M. Evaluation of fetal arrhythmias by echocardiography. *Br Heart j*, v. 1, n. 1, 1983. Citado na página 13.
- Lucas Jordão Santos. *Projeto, Simulação e Construção de um Alto Falante de Plasma*. 2019. Disponível: http://www.cpdee.ufmg.br/troliveira/docs/tcc/2019_LucasJordao.pdf. Acessado : 10/07/2022. Citado na página 34.
- Lucatelli M V; Batista M M B; Silva H, Garcia R; Federal U; Catarina D S . Engenharia clínica e a metrologia em equipamentos eletromédicos. *III Congresso Brasileiro De Metrologia*, v. 1, n. 1, 2003. Citado na página 13.
- MELLO, H. C. *CARDIOTOCOGRAFIA: ENTENDA A IMPORTÂNCIA PARA A SAÚDE DO BEBE*. 2022. Disponível: . Acessado: 3 de junho. 2022. Citado na página 19.
- Ministério da Saúde. *Avaliação de Tecnologias em Saúde*. 2009. <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/avaliaca>. Acesso: 10/07/2022. Citado na página 14.
- OLIVEIRA, MAIA, Gamba, Gewehr, Pereira. *Avaliação da qualidade de imagens de equipamentos de ultrassom modo B Image*. 2010. [Silo tips/download/avaliacao-da-qualidade-de-imagens-de-equipamentos-de-ultrassom-modo-b-image-quali](https://www.silo.com.br/tips/download/avaliacao-da-qualidade-de-imagens-de-equipamentos-de-ultrassom-modo-b-image-quali). Citado na página 14.
- POZZOBON, A. *ETIMOLOGIA E ABREVIATURAS DE TERMOS MÉDICOS*. 2022. Disponível em: <https://www.univates.br/editora-univates/media/publicacoes/16/pdf16.pdf>. Acessado : 3 de junho. 2022. Citado na página 19.
- PROAUTO. *FONTE PROAUTO*. 2022. Disponível: <https://proauto-electric.com/produtos-post/s-05-10-5-v-10-a/?action=generate>. Acessado:10/07/2022. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.
- SAITO, E. Fisiologia do parto: Contratilidade uterina e períodos clínicos do parto. *edisciplinas.usp*, v. 1, n. 1, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- Severo L S, Lammoglia P, Saito R H , Reis G , Furquim T A C, Costa P R, Herdade S B. Aplicação dos testes de verificação dos indicadores da qualidade de equipamentos de ultra-sonografia. *Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP*, v. 1, n. 1, 2001. Citado na página 14.
- SHEFFIELD, F. G. C. J. L. L. B. Y. S. S. ashe; Barbara L. offman; Br an M. C. S. *Williams Obstetrics*. 24ª Edição: MC Graw Hiull EDITORA, 2014. Citado na página 18.
- SILVA, V. N. Propostas de montagens experimentais com arduino para o estudo de controle na engenharia química. v. 1, n. 1, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- SKOOCOM. *SKOOCOM*. 2022. Disponível: <http://pt.skoomtech.net/Content/upload/PDF/202294770/air-valve.pdf>. Acessado em: 10/07/2022. Citado na página 33.
- SOUZA A R, PAIXÃO A, UZÊDA D D, DIAS M A, DUARTE S, AMORIM H S. *Aplaca Arduino: uma opção de baixo custo para experiências de física assistidas pelo PC*. 2011. <https://www.scielo.br/j/rbef/a/FWYNZZqJJgkchRqBQcLbYyh>. Citado na página 14.

SUS. *Tocardiografia ante-parto*. 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/pt-br/servicos-estaduais/tocardiografia-ante-parto-1>. Acessado em: 3 de junho. 2022. Citado na página 19.

TIPLER, P. A. *Física Para Cientistas e Engenheiros*. 4.ed: [s.n.], 2000. Citado na página 16.

TOPSFLO. *TOPSFLO INDUSTRY AND TECHNOLOGY CO., LIMITED > TM30A Series*. 2002. Disponível: <https://pdf.directindustry.com/pt/pdf-en/topsflo-industry-and-technology-co-limited/tm30a-series/160944-618186.html>. Acessado: 10/07/2022. Citado na página 31.

ZIELINSKY, P. *Arritmias cardíacas fetais: papel da ecocardiografia pré-natal no diagnóstico e na terapêutica intrauterina*. Eletrofisiológica Clínica e Intervencionista das Arritmias Cardíacas.: AMGH EDITORA, 1997. Citado na página 13.

APÊNDICE A – TABELAS

A.1 TABELA COM OS COMPONENTES UTILIZADOS NO PROJETO.

Tabela 21 – Tabela com todos os componentes necessários para o projeto.

| Item | Quantidade |
|---|------------|
| arduino | 1 |
| display lcd shield com teclado | 1 |
| driver motor ponte h l298n | 1 |
| sensor de pressão diferencial mpx5700dp | 1 |
| mini bomba de ar tm30 | 1 |
| módulo relé 5v | 1 |
| válvula solenóide 5v dc | 1 |
| alto falante diâmetro 40 mm | 1 |
| fio de 0.5 mm | 10M |
| balão | 1 |
| caixa plástica 20x20x15cm | 1 |
| fonte de alimentação | 1 |
| chave liga/desliga 2A | 1 |
| cabo de alimentação 1m | 1 |
| porca de ajuste, molas, parafuso m3 e arruelas | 4 |
| bolsa térmica de gel para os olhos | 2 |
| acrílico com diâmetro de 40mm e espessura de 2mm | 1 |
| parafuso, porca e arruela m3 x10 e m4 x10 | 10 |
| tubo pu 4mm | 1M |
| Conexão Pneumatica União T 4mm Emenda Tubo Pu - 4mm | 1 |

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

A.2 VALORES CRÍTICOS DA DISTRIBUIÇÃO t DE *STUDENT*.

Figura 34 – Trecho de uma tabela contendo os valores críticos da distribuição t de *Student*.

| gl | α Bilateral: | 0,40 | 0,20 | 0,10 | 0,05 | 0,02 | 0,01 | 0,001 |
|------|----------------------|-------|-------|-------|--------|--------|--------|---------|
| | α Unilateral: | 0,20 | 0,10 | 0,05 | 0,025 | 0,01 | 0,005 | 0,0005 |
| 1 | | 1,376 | 3,078 | 6,314 | 12,706 | 31,821 | 63,656 | 636,578 |
| 2 | | 1,061 | 1,886 | 2,920 | 4,303 | 6,965 | 9,925 | 31,600 |
| 3 | | 0,978 | 1,638 | 2,353 | 3,182 | 4,541 | 5,841 | 12,924 |
| 4 | | 0,941 | 1,533 | 2,132 | 2,776 | 3,747 | 4,604 | 8,610 |
| 5 | | 0,920 | 1,476 | 2,015 | 2,571 | 3,365 | 4,032 | 6,869 |
| 6 | | 0,906 | 1,440 | 1,943 | 2,447 | 3,143 | 3,707 | 5,959 |
| 7 | | 0,896 | 1,415 | 1,895 | 2,365 | 2,998 | 3,499 | 5,408 |
| 8 | | 0,889 | 1,397 | 1,860 | 2,306 | 2,896 | 3,355 | 5,041 |
| 9 | | 0,883 | 1,383 | 1,833 | 2,262 | 2,821 | 3,250 | 4,781 |
| 10 | | 0,879 | 1,372 | 1,812 | 2,228 | 2,764 | 3,169 | 4,587 |
| 11 | | 0,876 | 1,363 | 1,796 | 2,201 | 2,718 | 3,106 | 4,437 |
| 12 | | 0,873 | 1,356 | 1,782 | 2,179 | 2,681 | 3,055 | 4,318 |
| 13 | | 0,870 | 1,350 | 1,771 | 2,160 | 2,650 | 3,012 | 4,221 |
| 14 | | 0,868 | 1,345 | 1,761 | 2,145 | 2,624 | 2,977 | 4,140 |
| 15 | | 0,866 | 1,341 | 1,753 | 2,131 | 2,602 | 2,947 | 4,073 |
| 16 | | 0,865 | 1,337 | 1,746 | 2,120 | 2,583 | 2,921 | 4,015 |
| 17 | | 0,863 | 1,333 | 1,740 | 2,110 | 2,567 | 2,898 | 3,965 |
| 18 | | 0,862 | 1,330 | 1,734 | 2,101 | 2,552 | 2,878 | 3,922 |
| 19 | | 0,861 | 1,328 | 1,729 | 2,093 | 2,539 | 2,861 | 3,883 |
| 20 | | 0,860 | 1,325 | 1,725 | 2,086 | 2,528 | 2,845 | 3,850 |

Fonte: Adaptada de (JAQUES, 2011).