

**FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SÃO BERNARDO DO CAMPO
“ADIB MOISÉS DIB”**

**DIEGO VENDRAMEL ZEQUINI
FELIPE DE ARAUJO FERREIRA
GUILHERME MARTOS DE CARVALHO
MURILO HOLANDA SANTANA**

**SIMULADOR DE SINAIS VITAIS PARA CALIBRAÇÃO E AFERIÇÃO DE
ELETROCARDÍOGRAFOS**

São Bernardo do Campo – SP
Dezembro/2018

**DIEGO VENDRAMEL ZEQUINI
FELIPE DE ARAUJO FERREIRA
GUILHERME MARTOS DE CARVALHO
MURILO HOLANDA SANTANA**

**SIMULADOR DE SINAIS VITAIS PARA CALIBRAÇÃO E AFERIÇÃO DE
ELETROCARDIÓGRAFOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Tecnologia de São Bernardo do Campo “Adib Moises Dib” como requisito parcial para a obtenção do título de Tecnólogo em Automação Industrial.

Orientador: Prof. Esp. Antonio Hernandes de Gonçalves

São Bernardo do Campo – SP
Dezembro/2018

**DIEGO VENDRAMEL ZEQUINI
FELIPE DE ARAUJO FERREIRA
GUILHERME MARTOS DE CARVALHO
MURILO HOLANDA SANTANA**

**SIMULADOR DE SINAIS VITAIS PARA CALIBRAÇÃO E AFERIÇÃO DE
ELETROCARDÍOGRAFOS**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Faculdade de Tecnologia
de São Bernardo do Campo “Adib Moises
Dib” como requisito parcial para a
obtenção do título de Tecnólogoem
Automação Industrial.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado e aprovado
em:_____/_____/20__

Banca Examinadora:

Prof. Esp. Antonio Hernandes de Gonçalves, FATEC SBC -
Orientador

Prof. FATEC SBC - Avaliador

Prof. FATEC SBC – Avaliador

Dedicamos esse trabalho aos nossos familiares, amigos e professores, que nos ajudaram no andamento deste trabalho.

“Há uma diferença entre ser um líder e ser um chefe. Os dois são baseados em autoridade. Um chefe demanda obediência cega; um líder conquista sua autoridade por meio da compreensão e confiança”

KLAUS BALKENHOL

RESUMO

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um aparelho para calibrar eletrocardiógrafos e monitores cardíacos, capaz de simular pulsos elétricos semelhantes aos sinais vitais de uma pessoa, garante que o equipamento a ser calibrado esteja em devidas condições de uso e contribui para a qualidade dos testes efetuados em equipamentos médicos. Eletrocardiógrafos e monitores são responsáveis por gerar diversos diagnósticos de doenças cardíacas, através da leitura dos sinais elétricos gerados pelo coração. Com o uso do projeto é possível verificar aspectos funcionais de um eletrocardiógrafo tais como impressão do traçado em função do tempo, frequência cardíaca, forma da onda, além de comandos operacionais responsáveis pelo início do processo de exame. Portanto, o objetivo deste simulador é facilitar o acesso e diminuir o custo para pequenas empresas nacionais de engenharia clínica. Para isso foi necessário realizar o levantamento bibliográfico na busca de fundamentos e conceitos teóricos. A estrutura deste trabalho apresentada em tópicos a seguir são: breve histórico sobre o eletrocardiógrafo; o sistema circulatório e o músculo cardíaco; funcionamento de um eletrocardiógrafo, diagnósticos adquiridos a partir de um eletrocardiógrafo, componentes eletrônicos e microcontroladores.

Palavras-chave: Eletrocardiógrafo. Calibração. Simulador. Coração. Monitor.

ABSTRACT

This project proposes the development of a device for calibrating electrocardiographs and cardiac monitors, capable of simulating electrical pulses similar to a person's vital signs, ensuring that the equipment being calibrated is in proper use conditions and contributes to the quality of the tests performed in medical equipment. Electrocardiographs and monitors are responsible for generating various diagnoses of heart disease by reading the electrical signals generated by the heart. With the use of the project it is possible to verify the functional aspects of an electrocardiograph such as printing of the plotted in the function of time, heart rate, waveform, and operational commands responsible for the beginning of the examination process. Therefore, the goal of this simulator is to facilitate the access and lower the cost for smallnationalcompanies and clinical engineering. For this it was necessary to perform literature review in the search for theoretical foundations and concepts. The structure of this documentation presented in the following topics are: brief history about the electrocardiograph; the circulatory system and the heart muscle; functioning of an electrocardiograph, diagnoses acquired from an electrocardiograph, electronic components and microcontrollers. Finally, the final considerations and the results of the operation are presented.

Keywords: Electrocardiographs. Calibration. Simulator. Heart. Monitor.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Processo de aquisição de sinal realizado por Einthoven	12
Figura 1.2 – As cavidades e septos do coração.....	15
Figura 1.3 – Válvulas e circulação sanguínea	16
Figura 1.4 – Diferença de potencial gerada pelo coração	17
Figura 1.5 – Potencial de uma célula miocárdica	17
Figura 1.6 – Eletrodo do tipo clipe.....	19
Figura 1.7 – Eletrodo precordial	19
Figura 1.8 – Posicionamento dos eletrodos no teste ergométrico.....	22
Figura 1.9 – Sinais gerados pelos impulsos elétricos no coração	23
Figura 1.10 – Simbologia do resistor	25
Figura 1.11 – Simbologia dos capacitores fixo, polarizado e do variável	26
Figura 1.12 – Simbologia do diodo.....	26
Figura 1.13 – Simbologia do diodo emissor de luz.....	27
Figura 1.14 – Diagrama de blocos de um microcontrolador.....	29
Figura 1.15 – Equipamentos microcontrolados do cotidiano.....	29
Figura 1.16 – Etapas de um programa transferido para o Arduino e a execução	30
Figura 1.17 – Ambiente de desenvolvimento Arduino IDE	31
Figura 1.18 - Topologia do protocolo I2C.....	32
Figura 2.1 – Diagrama de blocos do projeto	35
Figura 3.1 – Projeto finalizado.....	38
Figura 3.2 – Esquema eletrônico do projeto.....	40
Figura 3.3 – Matriz de contatos para testes	41
Figura 3.4 – Layout do circuito	42
Figura 3.5 – Modelo em três dimensões do circuito	43
Figura 3.6 – Placa de circuito impresso após confecção	44
Figura 3.7 – Arduino Nano	45
Figura 3.8 – Fluxograma do programa em C.....	46
Figura 3.9 – Gabinete com as partes integradas.....	48
Figura 3.10 – Exemplo de eletrocardiógrafo.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BPM	Batimentos por Minuto
CPU	<i>Central Process Unit</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
F	<i>Foot</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
L	<i>Left</i>
LA	<i>Left Arm</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LL	<i>Left Leg</i>
R	<i>Right</i>
RA	<i>Right Arm</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RL	<i>Right Leg</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	10
1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
1.1 Breve histórico sobre o eletrocardiograma.....	12
1.2 O sistema circulatório e o músculo cardíaco.....	13
1.3 Funcionamento de um eletrocardiógrafo	18
1.4 Ergométrico e eletrocardiograma.....	20
1.5 Diagnósticos adquiridos a partir do eletrocardiograma	22
1.6 Componentes eletrônicos	24
1.7 Microcontroladores	28
1.8 Arduino IDE e linguagem C.....	30
1.9 Protocolo I2C.....	32
2 METODOLOGIA	34
2.1 O tema-problema, justificativa e descrição do projeto.....	34
2.2 Ferramentas utilizadas para o desenvolvimento	36
2.3 Etapas teóricas e práticas para o desenvolvimento do projeto	36
3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	39
3.1 Desenvolvimento do circuito eletrônico.....	40
3.2 Desenvolvimento da programação em C.....	45
3.3 Integração das partes, testes e funcionamento	49
3.4 Obstáculos e soluções.....	52
CONSIDERAÇÕES FINAIS	55
REFERÊNCIAS	57
APÊNDICE A – PROGRAMAÇÃO EM C	60
ANEXO	61

INTRODUÇÃO

Desde os primórdios da medicina, que está ligada à manutenção e restauração da saúde, o ser humano estuda o funcionamento dos órgãos, nervos, músculos e estrutura óssea dos seres vivos.

Para diagnósticos precisos a medicina evoluiu junto da tecnologia. Aparelhos médicos e de suporte à vida são altamente empregados em todo o mercado mundial, sendo de alta importância nos hospitais e clínicas, possuem custos altíssimos para serem desenvolvidos e aplicados à engenharia clínica. Tais aparelhos são peças importantes no suporte à vida dos pacientes por serem capazes de informar suas condições vitais em tempo real, podendo registrar dados cruciais no tratamento de doenças.

Visando o funcionamento perfeito dos aparelhos ao suporte à vida surgiu a necessidade da aferição e calibração, por se tratar de aparelhos cruciais no diagnóstico de doenças, estes aparelhos necessitam atender o padrão de funcionamento.

Alguns dos aparelhos mais comuns em hospitais e postos de saúde, são os eletrocardiógrafos, possuem cabos que são ligados no paciente e fazem a aquisição dos sinais vitais. No mercado nacional não existem equipamentos para aferição e calibração deste aparelho, pequenas empresas enfrentam grande dificuldade, pois o custo elevado de tais equipamentos, impossibilita sua aquisição, por se tratar de aparelhos importados.

Das contextualizações explicitadas, o objetivo do trabalho que se intitula Simulador de Sinais Vitais para Calibração e Aferição de Eletrocardiógrafos é desenvolver um simulador de sinais vitais para aferição e calibração de eletrocardiógrafos. Ele envia um sinal conhecido ao eletrocardiógrafo, para constatar seu bom funcionamento. Após a verificação de conformidade é possível emitir um certificado de calibração.

Justifica-se por oferecer parâmetros adequados para que seja feito da melhor maneira possível, todos os procedimentos de calibração. Entre esses parâmetros, os principais são a forma de onda e os batimentos cardíacos por minuto, possui baixo custo, proporciona confiança para a equipe hospitalar e aos pacientes, oferece diagnóstico confiável.

O trabalho é composto de três capítulos:

Capítulo 1 – Fundamentação Teórica: encontram-se as teorias que dão sustentação ao desenvolvimento do tema-problema.

Capítulo 2 – Metodologia: descreve a trajetória percorrida para o desenvolvimento e construção do projeto. São descritos métodos e técnicas que ajudam a compreender os procedimentos usados.

Capítulo 3 – Desenvolvimento do Projeto: descreve passo a passo o desenvolvimento e a construção lógica do projeto, explicitando cada etapa e inserindo tabelas para melhor visualização.

E finalmente, as Considerações Finais: em linhas gerais, são abordados os objetivos propostos e justificativas, relações entre os fatos verificados e as teorias, conquistas alcançadas, pontos fortes e fracos e possíveis sugestões para futuros trabalhos.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

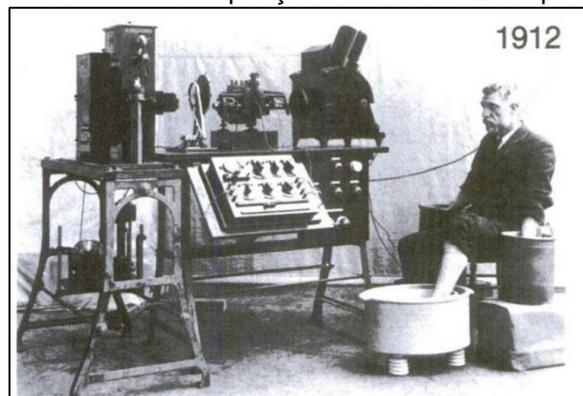
Neste capítulo encontram-se as teorias e conceitos de autores renomados que dão sustentação ao desenvolvimento do projeto intitulado **Simulador de Sinais Vitais para Calibração e Aferição de Eletrocardiógrafos.**

1.1 Breve histórico sobre o eletrocardiograma

O Eletrocardiograma é um exame de realização simples, que monitora a atividade elétrica do coração, feito com o paciente em estado de repouso.

Stein (2001) menciona que no início da eletrocardiografia, o paciente colocava os dois braços e a perna esquerda imersos em uma solução salina (condutora) dentro de baldes, recebendo o sinal através de eletrodos que estavam conectados diretamente nesses baldes. A Figura 1.1 ilustra o processo de aquisição de sinal realizado por Einthoven.

Figura 1.1 – Processo de aquisição de sinal realizado por Einthoven



Fonte: STEIN, 2001, p. 5

Willem Einthoven foi quem identificou os primeiros sinais de eletrocardiograma (ECG) desta forma, sendo conhecido como o pai da eletrocardiografia. O ECG estuda as propriedades do músculo cardíaco através de um aparelho que se chama eletrocardiógrafo, que mede a diferença de potencial existente entre dois pontos, analisando a condução e formação do estímulo

cardíaco, permitindo assim, estabelecer prognósticos de algumas cardiopatias congênitas e avaliar, também, a extensão do comprometimento do músculo (STEIN, 2001).

Surawicz (1995) afirma que a história da eletrocardiografia é dividida em cinco eras, são elas:

- Pré-Einthoven: marcada pelas primeiras demonstrações de alguns registros de potenciais cardíacos de rãs em 1856, por Mueller e Koellier e também de registros da atividade elétrica da superfície do corpo humano em 1887, por Waller.
- Einthoven: marcada pela utilização de aparelhos que detectam, em um circuito, a presença de corrente elétrica, chamados galvanômetros. Einthoven desenvolveu diversas teorias e estudos sobre a eletrocardiografia em 1903 através de observações práticas e essas fundamentações ainda são utilizadas até os dias de hoje por diversos médicos.
- Lewis-Wenckebach: conhecida pela relação entre as arritmias cardíacas com as interpretações feitas nas eletrocardiografias, estudadas por Lewis e Wenckebach.
- Wilson: caracterizada pelo desenvolvimento de conceitos e definições a serem acrescentadas as de Einthoven, Wilson incorporou, dentro da prática clínica, o eletrocardiograma, muito semelhante ao que é feito atualmente.
- Pós-Wilson: Começa em 1950 e se estende até hoje. Momento marcado pela utilização de equipamentos microprocessados para automação da eletrocardiografia.

1.2 O sistema circulatório e o músculo cardíaco

Woods, Motzer e Froelicher (2005) explicam que o coração, também conhecido como músculo cardíaco, é o órgão responsável pelo bombeamento do

sangue pelo corpo, levando oxigênio e nutrientes para as células e através de contrações provocadas por impulsos elétricos é capaz de expelir o sangue em seu interior.

O coração possui quatro câmaras, chamadas também de cavidades, sendo elas: duas câmaras que estão localizadas do lado direito, o átrio e ventrículo direito, que são responsáveis por receber o sangue proveniente de todo o corpo e bombear o mesmo para o sistema arterial pulmonar de baixa pressão. E do lado esquerdo estão as outras duas câmaras, o átrio e ventrículo esquerdo, que recebem o sangue do pulmão e distribuem para dentro do sistema arterial sistêmico de alta pressão.

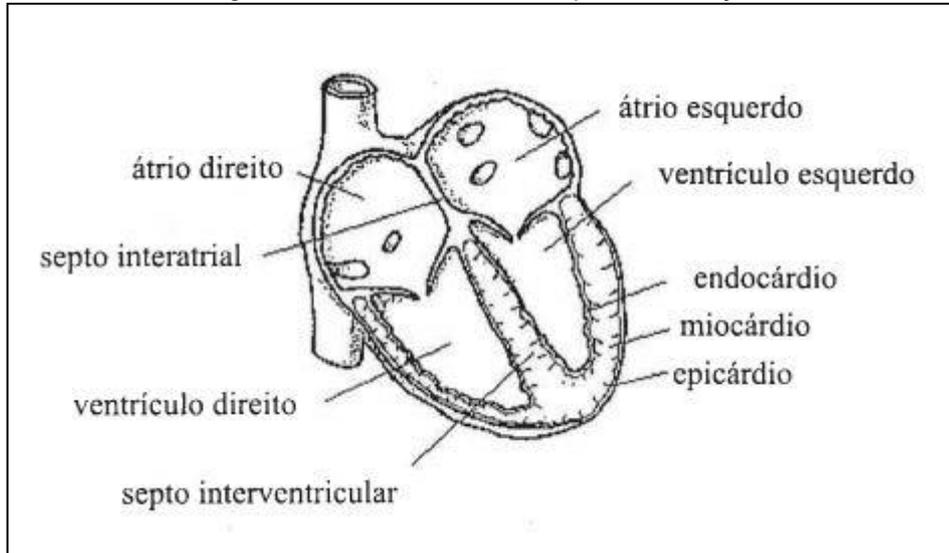
Os dois átrios do coração funcionam como um reservatório de sangue que em seguida é direcionado para os ventrículos. A espessura da parede das câmaras condiz com a parcela de pressão que podem ser geradas para o sistema circulatório. Os átrios são cavidades que fornecem menos pressão, pois sua espessura é menor em comparação com os ventrículos.

Segundo Woods, Motzer e Froelicher (2005), os ventrículos fornecem mais pressão arterial dentro do sistema circulatório, devido a espessura de sua parede tecidual ser maior. No entanto, o ventrículo esquerdo é quem insere maior quantidade de pressão, pois possui a parede mais espessa do que a o ventrículo direito, sendo essa diferença de duas até três vezes maior. Em um adulto saudável, as espessuras das câmaras do coração são: 2 mm para átrio direito e 3 mm para ventrículo direito, 3 mm a 5 mm do átrio esquerdo e de 13 mm até 15 mm do ventrículo esquerdo.

Hamagushi (2006) destaca que o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo não estão conectados com o átrio direito e ventrículo direito, uma vez que cada cavidade recebe o sangue de um lugar diferente. O lado esquerdo e direito do coração são separados por paredes conhecidas como septos. A Figura 1.2 ilustra as cavidades e

septos do coração, o septo interatrial isola os dois átrios e o septo interventricular separa os dois ventrículos.

Figura 1.2 – As cavidades e septos do coração



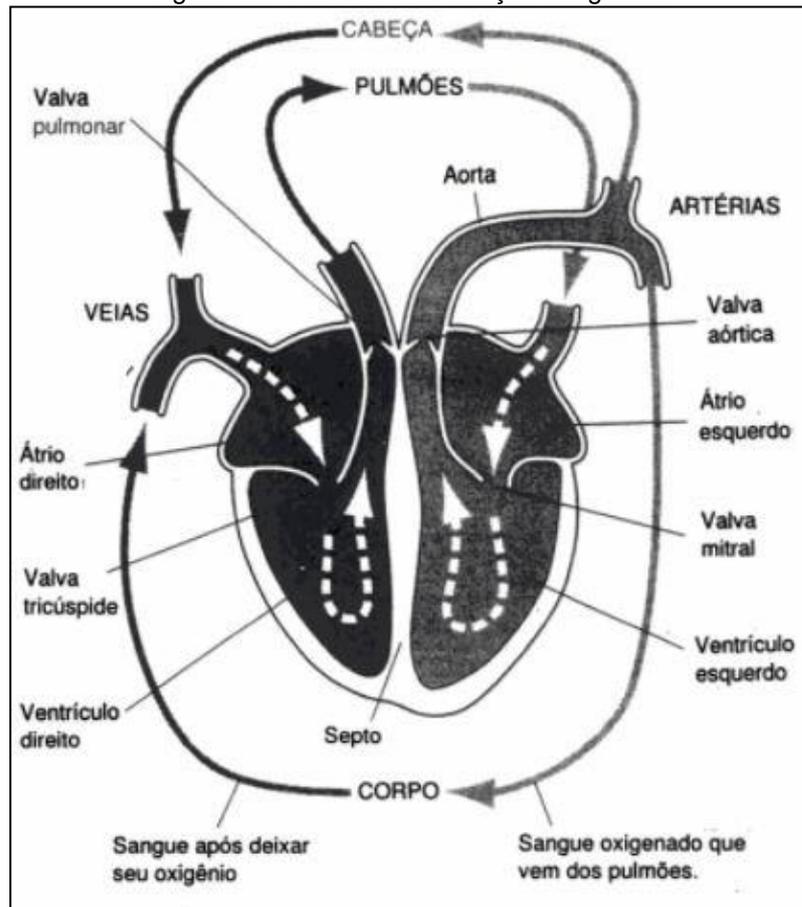
Fonte: HAMAGUSHI, 2006, p. 7

Jackson (2000) pontua que existem quatro valvas ou válvulas que controlam o fluxo de sangue em cada cavidade, sendo elas:

- Válvula aórtica: localizada entre o ventrículo esquerdo e aorta;
- Mitral: responsável por controlar o fluxo entre o átrio e o ventrículo esquerdo;
- Pulmonar: localizada entre o ventrículo direito e o sistema arterial de baixa pressão;
- Tricúspide: responsável por permitir o sangue fluir entre o ventrículo direito e as veias.

As válvulas e circulação sanguínea, as paredes do coração são compostas por uma camada interna conhecida como endocárdio, a central conhecida como miocárdio e a externa de epicárdio, conforme ilustra a Figura 1.3.

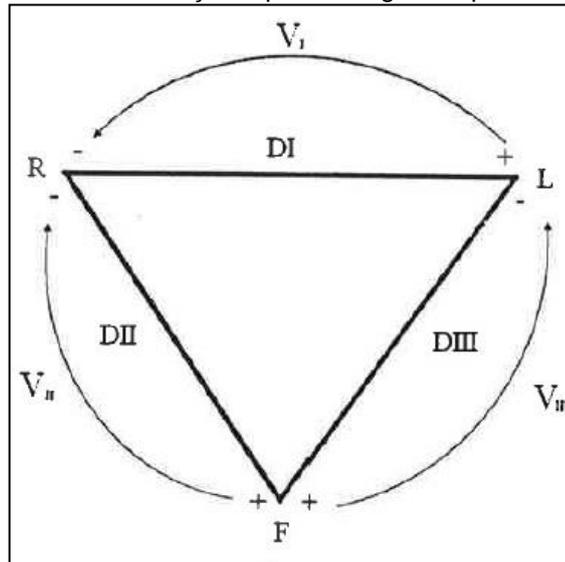
Figura 1.3–Válvulas e circulação sanguínea



Fonte: JACKSON, 2000, p. 23

Woods, Motzer e Froelicher (2005) explicam que o tecido do miocárdio é dividido por uma camada dupla de fosfolípido, que delimita as lacunas intracelulares e extracelulares. É por meio desta que existe uma carga elétrica chamada de diferença de potencial que vai definir se o estado da célula é de repouso ou contração. O intervalo entre os estados é chamado de potencial de ação. A Figura 1.4 ilustra a diferença de potencial gerada pelo coração.

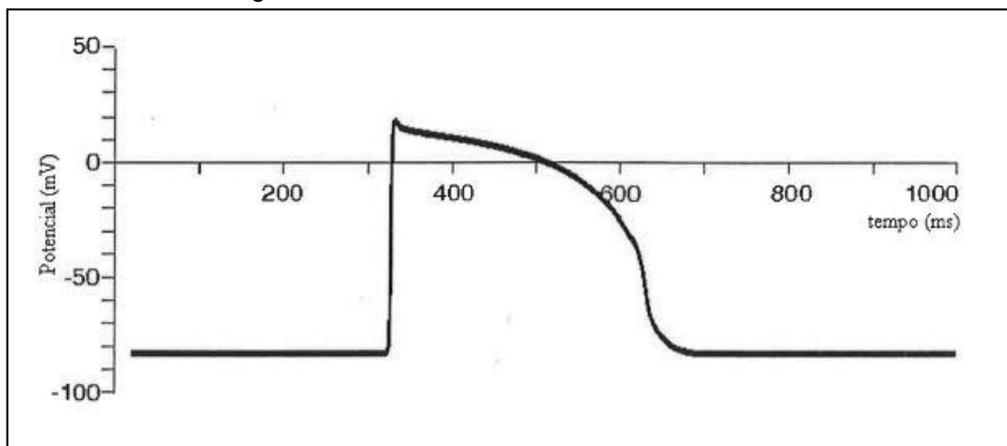
Figura 1.4– Diferença de potencial gerada pelo coração



Fonte: HAMAGUSHI, 2006, p.12

Hamagushi (2006) relata que a célula miocárdica se encontra carregada negativamente em relação ao seu exterior, por volta de 80 mV, define-se que a célula está polarizada. Caso não exista nenhuma incitação externa, sabe-se que a célula está em estado de repouso. A fase chamada de despolarização é quando o miocárdio realiza a contração e conseqüentemente, o bombeamento do sangue. Nesse instante, o músculo se encontra positivamente carregado, conforme ilustra a Figura 1.5.

Figura 1.5– Potencial de uma célula miocárdica



Fonte: HAMAGUSHI, 2006, p. 8

1.3 Funcionamento de um eletrocardiógrafo

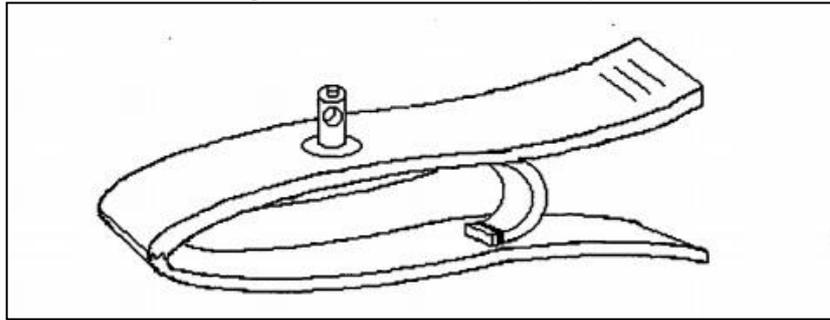
Domingos (1997) aponta que o eletrocardiógrafo é um equipamento médico, que tem como principal função captar os sinais elétricos gerados pelo coração através da pele e registrar em papel, de forma que o médico possa realizar um diagnóstico através desse registro, que é feito em função do tempo.

Os sinais são captados através de eletrodos, que são posicionados em pontos específicos do corpo, então é conectado o chamado cabo paciente nos eletrodos, e o sinal é enviado para o eletrocardiógrafo. Após fazer o tratamento do sinal, o eletrocardiógrafo emite o registro em papel milimetrado para a devida análise clínica.

Domingos (1997) enfatiza que existem dois tipos de eletrodos, os cliques e os precordiais:

- Clique: são chamados de RA, LA, RL e LL. Todos eles possuem contato metálico, que ajuda na condução do sinal elétrico gerado pelo coração, até o eletrocardiógrafo. Os eletrodos conectados nos membros são chamados de eletrodo clique, conforme ilustra a Figura 1.6.

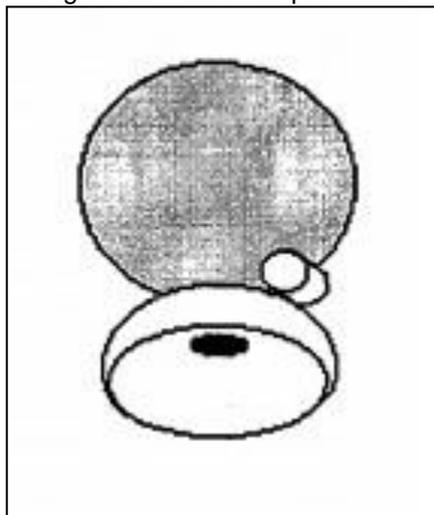
Figura 1.6– Eletrodo do tipo clipe



Fonte: DOMINGOS, 1997, p. 43

•Precordiais: são eles V1, V2, V3, V4, V5 e V6, posicionados na parede torácica, que também possuem contato metálico e fixados através de sucção, conforme ilustra a Figura 1.7.

Figura 1.7– Eletrodo precordial



Fonte: DOMINGOS, 1997, p. 45

Ainda, Domingos (1997) enfatiza que os eletrocardiógrafos possuem alguns comandos principais, que podem ser encontrados em todos os modelos de equipamento, são eles:

• Sensibilidade: faz o controle da amplitude do traçado, os valores padrões são 5 mm/mV, 10 mm/mV e 20mm/mV, são mais comumente encontrados pela nomenclatura de N/2, N e 2N;

- Velocidade: controla o registro que é impresso no papel de 25 mm/s ou 50 mm/s;
- Registro: é o principal comando de um eletrocardiógrafo, é através dele que se inicia a leitura e a impressão do exame;
- Filtro: serve para eliminar interferências musculares e da rede elétrica, no caso das musculares ele é de 35 hz e rede elétrica de 50 hz ou 60 hz, dependendo da região do aparelho.

1.4 Ergométrico e eletrocardiograma

Woods, Motzer e Froelicher (2005) afirmam que nem todos os distúrbios podem ser descobertos quando o paciente se encontra em repouso, portanto algumas anomalias no sistema cardiovascular ou pulmonar só podem ser detectadas quando o paciente realiza uma atividade física. Esse tipo de teste utiliza uma técnica não invasiva, ou seja, que não precisa ocorrer incisões e pode ser aplicado em uma grande gama de pacientes.

Em um ambiente controlado, o paciente é monitorado com leituras eletrocardiográficas, hemodinâmicas e sintomáticas enquanto é submetido a uma bateria de testes físicos que aumentam a intensidade de forma progressiva. Os testes geralmente são realizados em uma bicicleta ergométrica ou esteira rolante, mas deve-se atentar cada caso especificamente, por exemplo, se um paciente está de prontidão para retornar ao trabalho que necessita de força nos braços, o teste ergométrico de braço é o mais ideal e fornecerá maiores informações no resultado do exame. Esse tipo de exercício graduado pode provocar anormalidades que são lidas nos equipamentos e diagnosticadas pelo profissional responsável.

Segundo Woods, Motzer e Froelicher (2005), o exame de eletrocardiograma é o mais importante e que promove maiores informações no teste ergométrico. Para

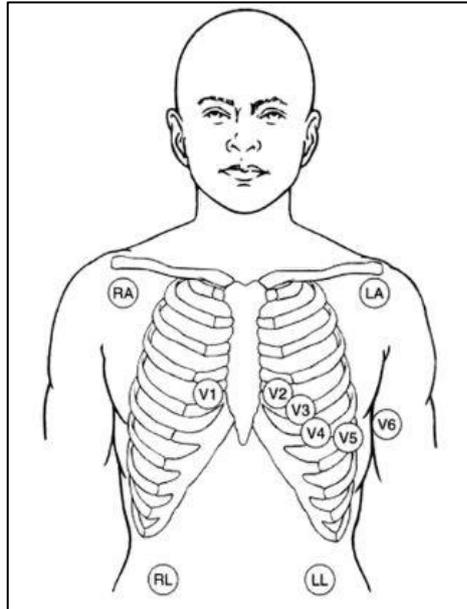
isso, o paciente deve ser preparado junto de um profissional incumbido e seguir uma série de recomendações para o resultado do exame seja o mais fidedigno e possuir melhor qualidade possível.

A região onde são posicionados os eletrodos precisam ser limpos com álcool e serem raspados os pelos, a fim de diminuir a oleosidade da pele que provoca aumento da resistência elétrica e aumentar a condutividade, e dessa forma melhorar a relação sinal-ruído. Além dos procedimentos citados acima, o local ainda deve ser aplicado um produto para melhorar ainda mais a condutividade elétrica e finalmente, posicionar os eletrodos.

O posicionamento dos eletrodos segue o arranjo que se utiliza num exame comum de eletrocardiograma de doze derivações, chamado de Mason-Likar. No entanto, os eletrodos localizados nos membros superiores devem ser deslocados para o tórax e dos membros inferiores para a região acima da crista ílíaca. Essas modificações são realizadas para não restringir o movimento do paciente durante a atividade física a ser realizada.

Essas modificações causam um aumento de tensão das derivações inferiores, resultando numa eliminação da onda Q nos membros inferiores e formação de novas ondas Q nos membros superiores. Consequentemente, as derivações inferiores não devem ser utilizadas para diagnósticos de eletrocardiogramas em repouso. A Figura 1.8 ilustra o posicionamento dos eletrodos no teste ergométrico.

Figura 1.8 – Posicionamento dos eletrodos no teste ergométrico



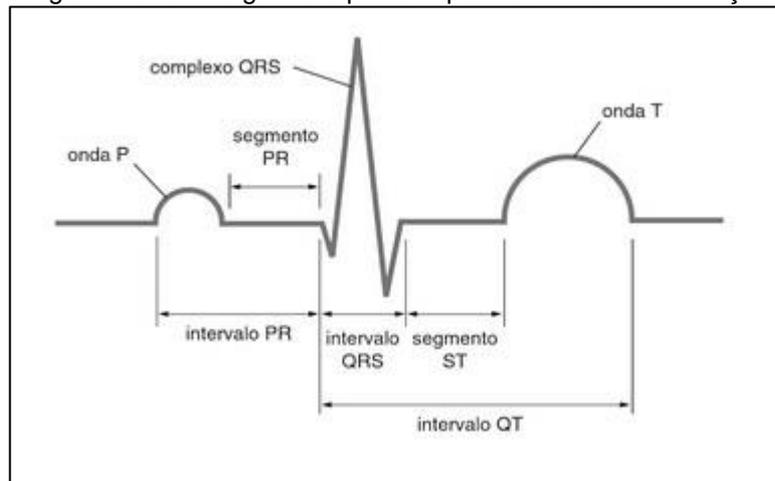
Fonte: WOODS, MOTZER E FROELICHER, 2005, p.458

1.5 Diagnósticos adquiridos a partir do eletrocardiograma

Segundo Thaler (2013) os sinais elétricos obtidos em um exame de eletrocardiograma refletem a atividade elétrica das células do miocárdio, que representam a maioria das células do coração. As ondas adquiridas em um exame de ECG são de despolarização e repolarização do miocárdio, momento em que o coração contrai e relaxa, respectivamente.

Na Figura 1.9 observa-se os sinais gerados pelos impulsos elétricos no coração, diferentes tipos de ondas durante seu funcionamento, visíveis em um exame de ECG.

Figura 1.9–Sinais gerados pelos impulsos elétricos no coração



Fonte: THALER, 2013, p.31

Thaller (2013) explica os como os diferentes tipos de sinais elétricos presentes no coração indicam como suas válvulas se comportam e a possível presença de uma doença ou atividade irregular, são elas:

- Onda P em condições normais é pequena e sua duração deve ter entre 0,08 e 0,10 segundos (s), onde nas derivações laterais da esquerda e inferiores ao coração se mostra positiva, já nas derivações II e aVR é negativa. Esta deflexão é produzida pela compressão ou despolarização dos átrios. Caso esses sinais estejam diferentes do padrão, o coração pode apresentar problemas patológicos.

- Segmento PR deve ter entre 0,12 a 0,20 segundos, sendo em condições normais uma linha muito próxima de ser reta. Este período aponta o impulso elétrico se propagando através dos átrios em direção aos ventrículos. Caso seu período for maior que 0,20 segundos o paciente pode estar com bloqueio atrioventricular.

- Complexo QRS é a junção de três deflexões, onde aponta o momento em que ocorre a contração ventricular e relaxamento atrial. Neste instante ocorre a despolarização ventricular e a repolarização atrial. Em condições normais um adulto apresenta o tempo de 0,05 a 0,10 segundos, caso for maior que 0,10 segundos e sua amplitude for mais baixa que o normal, reflete uma contração fraca dos ventrículos. A onda Q não deve ser maior que 3 milímetros, podendo alarmar infarto.

- O segmento ST deve ter sua elevação menor que 1 mm, caso não esteja conforme, o coração pode apresentar problemas nos processos de polarização e despolarização. A onda T é variável, mas geralmente é positiva das derivações com ondas R altas, mas deve ser sempre menor que o complexo QRS.

Thaler (2013) explica como o mesmo sinal de ECG pode ter uma polaridade diferente se vista de diferentes ângulos. Para captar o sinal gerado pelo coração é possível colocar os eletrodos em qualquer parte do corpo de um paciente. Um eletrodo capta a despolarização e a repolarização das células do coração, sendo uma o inverso da outra.

Em uma despolarização que o eletrodo é posicionado próximo ao coração, capta a direção em que a corrente elétrica é gerada no coração, se a corrente se mover para longe do eletrodo o sinal gerado é de uma deflexão negativa. Se a corrente gerada for em direção ao eletrodo é gerada uma deflexão positiva. Mas se a onda de despolarização gerada pelo coração estiver perpendicular ao eletrodo é gerado uma onda bifásica. Nos sinais gerados por uma repolarização, nota-se o oposto do sinal gerado pela despolarização.

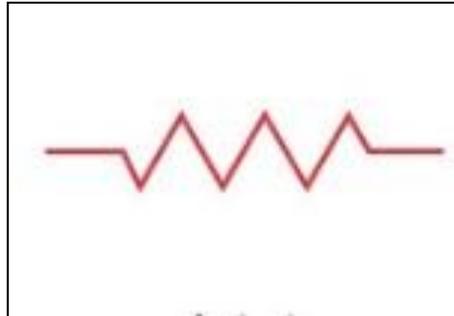
1.6 Componentes eletrônicos

Segundo Fowler (2013), dentre os componentes eletroeletrônicos existentes, um dos mais confiáveis e mais comuns é o resistor, cuja finalidade principal é controlar ou limitar a corrente elétrica de um circuito.

Alguns dos tipos de resistores disponíveis no mercado são os de valores fixos, variáveis, com derivação e ajustáveis. É possível classificá-los pelo processo de fabricação do elemento resistivo ou pelo tipo de material, que são o resistor de fio, resistor de cermet, resistor SMD, resistor de filme, resistor de plástico condutivo e o resistor de carbono. Os resistores podem ser caracterizados pela potência

nominal, valor que incida a dissipação máxima de potência que o componente suporta. A Figura 1.10 ilustra a simbologia do resistor.

Figura 1.10– Simbologia do resistor

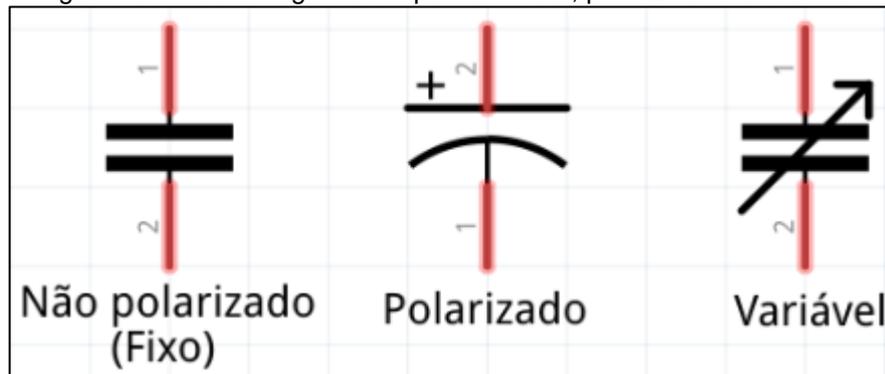


Fonte: FOWLER, 2013, p.45

Alexander, Musa e Sadiku (2014) afirmam que os capacitores são constituídos por duas placas condutoras e separadas por um material isolante chamado de dielétrico. Foram projetados para o armazenamento de energia em seu interior. Os capacitores têm grande aplicação na eletrônica, computação, comunicação, sistemas de potência, dentre outros.

Existem capacitores de cerâmica, poliéster, mica, papel e ar. São denominados de acordo com esses materiais que compõem o dielétrico. Existem também capacitores do tipo fixo e variável. O capacitor variável tem aplicação em circuitos que precisam de uma capacitância ajustável, como em equipamentos de rádio frequência. A Figura 1.11 ilustra a simbologia dos capacitores fixo, polarizado e do variável.

Figura 1.11– Simbologia dos capacitores fixo, polarizado e do variável

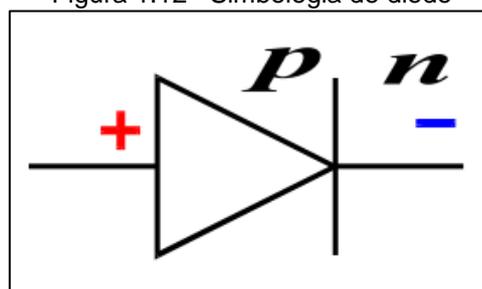


Fonte: www.mundoprojetado.com.br, 2018.

A característica do capacitor armazenar energia em seu interior é conhecida como capacitância, na física sua unidade de medida é a Coulomb, são comercializados por seu valor medido em farad. Os fatores que determinam o valor de capacitância é a área de superfície das placas, o espaço entre elas e a permissividade do material do dielétrico.

Wendling (2011) menciona que o diodo semicondutor é um componente formado por uma junção de dois materiais diferentes, o mais utilizado no mercado é formado por silício ou germânio. Sua ligação química ocorre entre um semicondutores, o anodo e o catodo. Seu comportamento varia conforme a tensão elétrica é aplicada em suas extremidades, podendo isolar ou conduzir a corrente elétrica em um circuito. A Figura 1.12 mostra a simbologia do diodo em circuitos eletrônicos, indicando sua polarização.

Figura 1.12– Simbologia do diodo

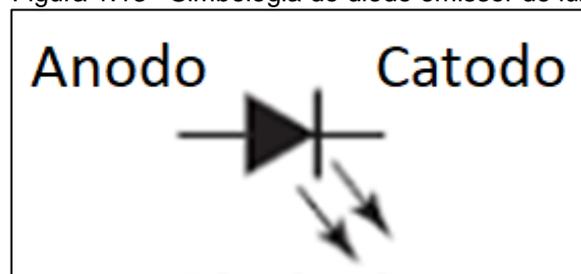


Fonte: WENDLING, 2011, p.4

Aplicando uma tensão de sinal positivo no anodo do componente, o diodo está polarizado diretamente e dessa forma conduz a corrente elétrica. Aplicando uma tensão de sinal positivo no catodo do componente, o diodo está polarizado inversamente e dessa forma isola o circuito, impossibilitando a passagem de corrente elétrica.

Petruzella (2013) descreve o diodo emissor de luz, chamado de LED. Ele emite luz quando polarizado diretamente, possui corrente e tensão específicas de trabalho para cada cor. As vantagens de se usar um LED no lugar de uma lâmpada comum por exemplo, é o menor consumo de energia, alta velocidade de operação e maior vida útil. A Figura 1.14 ilustra a simbologia para diodos emissores de luz.

Figura 1.13– Simbologia do diodo emissor de luz



Fonte: PETRUZELLA, 2013, p.277

De acordo com Wirth (2013), um circuito integrado é um conjunto de elementos ou componentes de um circuito, pode ser formado por capacitores, resistores, transistores e diodos interligados em um mesmo corpo, se tornando um dispositivo único que pode ter funções de circuitos complexos.

Texas Instruments (2003) aponta que o circuito integrado 4521 é um divisor de frequência de 24 estágios do tipo CMOS. Trata-se de um dispositivo compacto, que possui 2 fileiras de 8 terminais, totalizando 16 e trabalha numa faixa de tensão de alimentação de 3 à 18V e numa faixa de temperatura entre -55°C e 125°C. A Figura 1.14 ilustra o alcance da contagem de cada saída.

OUTPUT	COUNT CAPACITY
Q18	$2^{18} = 262,144$
Q19	$2^{19} = 524,288$
Q20	$2^{20} = 1,048,576$
Q21	$2^{21} = 2,097,152$
Q22	$2^{22} = 4,194,304$
Q23	$2^{23} = 8,388,608$
Q24	$2^{24} = 16,777,216$

Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2003, p.1

Braga (2017) destaca que o CI 4017 é um contador/decodificador da família CMOS, possui 16 terminais, entre eles uma entrada e 10 saídas, trabalha na faixa de tensão entre 3 à 15V.

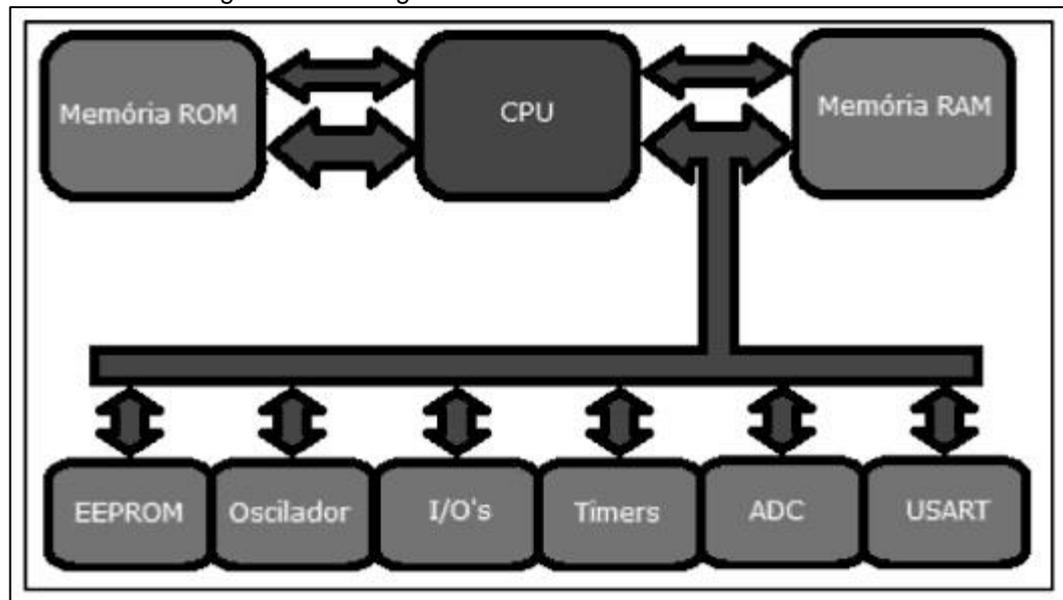
Texas Instruments (2005) aponta que o circuito integrado 74HC125 possui 4 buffers (amplificadores seguidores de tensão, utilizados para acoplar impedâncias e gerar ganhos de corrente) com saídas de três estados (*tri-state*). Foi desenvolvido para trabalhar na faixa de tensão entre 2 à 6V, sendo que o valor nominal é de 5V. Possui baixo consumo, cerca de 80 microampères no máximo.

O funcionamento do circuito de buffers está inteiramente ligado ao nível lógico aplicado no terminal de *enable* do buffer. Caso o *enable* possua nível lógico 1, ou seja, presença de tensão elétrica, o sinal de saída não apresentará nível lógico, por causa da alta impedância interna do circuito. Caso o *enable* possua nível lógico 0, ou seja, ausência de tensão elétrica, o sinal de saída terá mesmo nível lógico do sinal de entrada.

1.7 Microcontroladores

Luz (2015) afirma que microcontroladores podem ser considerados computadores de um só chip, pois internamente ele tem memória RAM, ROM e EEPROM, unidade central de processamento (CPU), entradas e saídas, conversores A/D, dentre outras características que são encontradas em computadores convencionais, conforme ilustra a Figura 1.14.

Figura 1.14– Diagrama de blocos de um microcontrolador



Fonte: LUZ, p.17.

Zelenovsky e Mendonça (2005) enfatizam o diagrama de funcionamento de um microcontrolador como sendo:

- ROM: memória para salvar arquivos, não é apagada em caso de falta de energia;
- RAM: memória para processar arquivos, é apagada em caso de falta de energia;
- EEPROM: memória utilizada apenas para leitura, pode ser apagada através de comando elétrico;
- In/out: controla dispositivos de entrada e saída;
- Porta serial: faz comunicação com outros dispositivos, como o computador;

- Temporizador: realiza contagens de tempo;
- ADC: conversor de digital para analógico e analógico para digital.

Lima e Villaça (2012) explicam que microcontroladores são melhorias tecnológicas atuais e que, componentes são desenvolvidos com frequência, mais poderosos, robustos, confiáveis e rápidos. Estão em todos os equipamentos eletrônicos, fazem parte das nossas vidas, cada vez mais, conforme ilustra a Figura 1.15.



Fonte: LIMA, 2012, p. 2

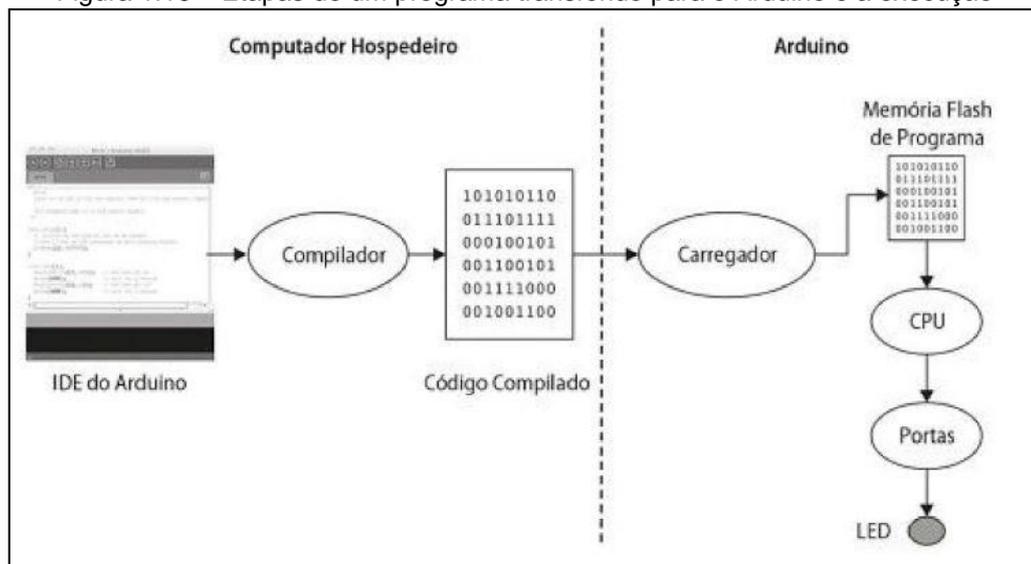
1.8 Arduino IDE e linguagem C

Belvedere (2017) relata que para realizar a programação da plataforma Arduino, é necessário o uso de uma IDE (Integrated Development Environment), um software que integra toda placa do Arduino com qualquer computador padrão IBM-PC. Nessa IDE é possível criar programas, editá-los, verificar código, compilar, configurar qual placa Arduino está sendo utilizada, escolher a porta de comunicação.

Toda interação que existe com Arduino através de um computador é por essa interface de desenvolvimento.

Segundo Monk (2017) a linguagem de programação que se utiliza no Arduino é a linguagem C. Ela é considerada de alto nível, ou seja, as sintaxes são mais próximas da linguagem humana e mais longe do código de máquina. O programa é escrito no que é chamado de *sketch* pelo Arduino IDE e um compilador, um programa de computador que cria um código semanticamente semelhante a linguagem de máquina, transfere o programa em C escrito pelo usuário para a memória flash do microcontrolador. A Figura 1.16 ilustra as etapas de um programa transferido para o Arduino e a execução.

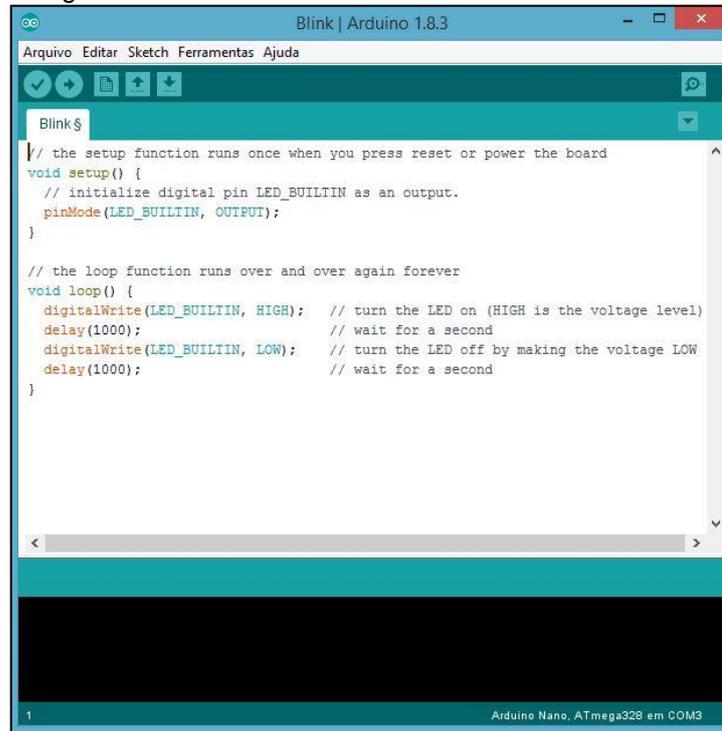
Figura 1.16 – Etapas de um programa transferido para o Arduino e a execução



Fonte: MONK, 2017, p. 29.

Cocian (2004) relata que a linguagem C tornou-se comum e popular por ser um tipo de linguagem simples, versátil e mesmo assim poderosa, capaz de escrever códigos complexos e aplicações consideradas difíceis com menos linhas do que em outras linguagens. Apesar de ser considerada de alto nível, é possível ter controle da máquina sem depender do sistema operacional, acessa-se e constrói instruções básicas de um computador. Na Figura 1.17 é possível visualizar o ambiente de desenvolvimento Arduino IDE e uma aplicação básica em C.

Figure 1.17– Ambiente de desenvolvimento Arduino IDE



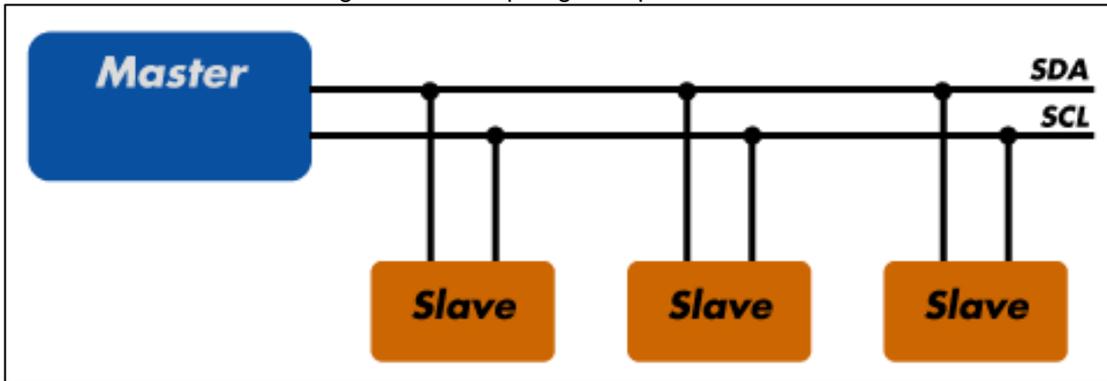
Fonte: Autoria própria, 2018

1.9 Protocolo I2C

Segundo Jeremy (2016), o protocolo de barramento I2C é um padrão do tipo mestre e escravo desenvolvido pela Philips no começo da década de 80, no qual pode-se estabelecer conexão entre microcontroladores e seus periféricos. Esse tipo de barramento possibilita uma comunicação robusta e com alta velocidade, utilizando somente dois fios, um para a troca de dados entre os dispositivos da rede e o segundo fio para transmitir o sincronismo.

Neste protocolo, cada escravo possui um endereço de 7 bits exclusivo. O mestre inicia a comunicação e todos os periféricos da rede ouvem o chamado. Na Figura 1.18 é possível ver um exemplo da topologia adotada no protocolo I2C.

Figura 1.18 - Topologia do protocolo I2C



Fonte: www.arduino.br.com, 2018

2 METODOLOGIA

Neste capítulo encontra-se a trajetória percorrida para o desenvolvimento e construção do projeto. Trata-se de uma pesquisa experimental que é desenvolvida nas dependências da FATEC SBCampo e nas residências dos integrantes do grupo.

Pádua (2012) enfatiza que a pesquisa experimental se desenvolve buscando relações entre os fenômenos físicos e estabelecem a reação causa-efeito. Sua função é os controles das variáveis com base no referencial teórico. O processo de desenvolvimento deve ser realizado em etapas ou momentos, com rigor científico e reflexão crítica.

Severino (2013) aponta que a metodologia é a preparação metódica de um trabalho científico que se encontra inserida em uma sequência de etapas para a sua construção, compreendendo o tema-problema e justificativa, levantamento bibliográfico, seleção e registro das bibliografias para a construção da fundamentação teórica que dá embasamento para a construção do projeto e redação do texto.

A redação do trabalho tem como base as normas da ABNT que se encontra no Manual de Normalização de Projeto de Trabalho de Graduação da FATEC SBCampo (2017) que dá suporte para concretizar o projeto.

2.1 O tema-problema, justificativa e descrição do projeto

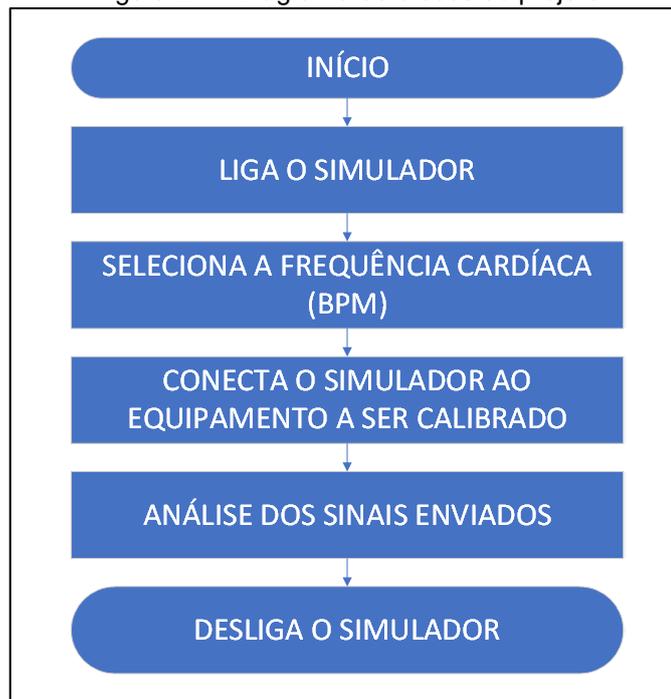
O projeto tem como tema-problema Simulador de Sinais Vitais para Calibração e Aferição de Eletrocardiógrafos, tem como objetivo desenvolver um equipamento capaz de enviar sinais vitais à eletrocardiógrafos para calibração e aferição. Justifica-se por oferecer parâmetros adequados para que seja feito da melhor maneira possível, todos os procedimentos de calibração. Entre esses

parâmetros, os principais são a forma de onda e os batimentos cardíacos por minuto, possui baixo custo, proporciona confiança para a equipe hospitalar e aos pacientes, oferece diagnóstico confiável.

Para o desenvolvimento e montagem do projeto faz-se uso de resistores, capacitores, circuitos integrados, microcontroladores, os diodos emissores de luz e diodo convencional, display LCD e programação em C.

Para melhor entendimento sobre o projeto, o mesmo é descrito através de um diagrama, conforme ilustra a Figura 2.1.

Figura 2.1– Diagrama de blocos do projeto



Fonte: Autoria própria, 2018

O simulador utiliza um microcontrolador para selecionar o sinal a ser enviado até um eletrocardiógrafo. O sinal é gerado através de uma associação de resistores e capacitores que são energizados por um circuito integrado que gera pulsos positivos e negativos, sendo selecionado grupos de componentes em relação ao

tempo para criar o sinal de calibração. A frequência cardíaca é gerada por outro circuito integrado, que é capaz de gerar quatro frequências utilizáveis no circuito.

A ligação entre o simulador e o eletrocardiógrafo ocorre através de um cabo chamado de cabo paciente, este por sua vez, dependendo da marca e modelo do eletrocardiógrafo, possui normalmente dez fios que serão conectados no simulador e receberá os sinais gerados. O simulador é capaz de gerar sinais que são interpretados eletronicamente pelos equipamentos a serem calibrados, como sinais ideais gerados pelos pulsos elétricos do coração de um ser humano, conferindo assim a frequência cardíaca e a integridade do cabo paciente.

2.2 Ferramentas utilizadas para o desenvolvimento

Durante o desenvolvimento do projeto são utilizados alguns *softwares*. Um deles é o programa de simulação Proteus 7.10, onde se pode realizar a montagem do circuito com todos os componentes e possibilita fazer testes virtuais antes da construção física do circuito. Outro programa que se utiliza no projeto é Arduino IDE, este *software* é empregado para a criação das instruções lógicas do programa, em linguagem de programação C e além disso, possibilita a transferência do programa para o microcontrolador Arduino Nano.

2.3 Etapas teóricas e práticas para o desenvolvimento do projeto

Após delimitar o tema-problema, justificativa e descrição do projeto parte-se para as seguintes etapas:

Primeira etapa: reunião dos integrantes do grupo com o orientador para traçar o caminho de como efetuar a pesquisa. O orientador fez uma explanação geral

sobre o tema e explicou como é feita a pesquisa teórica e marcou obrigatoriamente um dia por semana para verificar o andamento das pesquisas.

Segunda etapa: levantamento bibliográfico realizado na biblioteca da FATEC SBCampo, em sites especializados e manuais de fabricantes. Seleção das bibliografias que possuem maior aderência com o tema proposto e construção do capítulo 1 – Fundamentação teórica e referências.

Terceira etapa: estudo da viabilidade econômica dos materiais a serem usados no projeto. Levantamento dos custos, pesquisa de mercado em sites e lojas especializadas. Aquisição dos materiais conforme Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Materiais utilizados no projeto

Material	Quantidade	Valor em Reais
Resistores	22	5,50
Capacitores	6	1,50
Circuitos integrados	4	9,25
Arduino Nano	1	25,00
Diodos	3	0,75
Conectores	2	1,50
LCD	1	38,00
Cristais	1	1,00
Botões	2	2,00
LED	2	0,25
Placa de cobre	1	7,00
Gabinete de Plástico	1	65,00
Conector precordial	5	5,00
Total	42	161,75

Fonte: Autoria própria, 2018

Quarta etapa: no software Proteus ISIS é desenvolvido o circuito eletrônico. Faz-se simulações e testes virtuais.

Quinta etapa: desenvolvimento da programação em C a partir do fluxograma. Testes virtuais de funcionamento no software Proteus ISIS.

Sexta etapa: utiliza-se o software Proteus ARES para montagem e confecção da placa de circuito impresso. Agrupamento do circuito eletrônico e programação em linguagem C fisicamente e testes de funcionamento.

Sétima etapa: a integração das partes é colocada em uma caixa de plástico dimensionada de acordo com as necessidades. Apresentações finais.

Oitava etapa: destaques dos obstáculos encontrados durante o desenvolvimento e soluções.

Nona etapa: finalizado o desenvolvimento do projeto faz-se as Considerações Finais e Resumo.

3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Neste capítulo encontra-se passo a passo o desenvolvimento e a construção lógica do projeto, explicitando cada etapa e inserindo tabelas e figuras. Para melhor visualização a Figura 3.1 ilustra o projeto finalizado

Figura 3.1–Projeto finalizado



Fonte: Autoria própria, 2018

O simulador inicia a sua operação em aguardo, o usuário pressiona o botãoseletor de frequênciase o microcontrolador chaveia o circuito para funcionar a

30 batimentos por minuto eo display de cristal líquido deve indicar a respectiva frequência. Ao pressionar outras vezes o botão o microcontrolador muda o estado das frequências, chaveando o circuito entre 60, 120, 240 e 30 BPM. Conecta-se o equipamento a ser calibrado através das saídas do simulador com o cabo paciente do mesmo. A frequência cardíaca apresentada no equipamento deverá ser a mesma que foi selecionada no simulador.

O desenvolvimento e a construção do projeto são ancorados nos seguintes tópicos:

- desenvolvimento do circuito eletrônico;
- desenvolvimento da programação em c;
- integração das partes, testes e funcionamento;
- obstáculos e soluções.

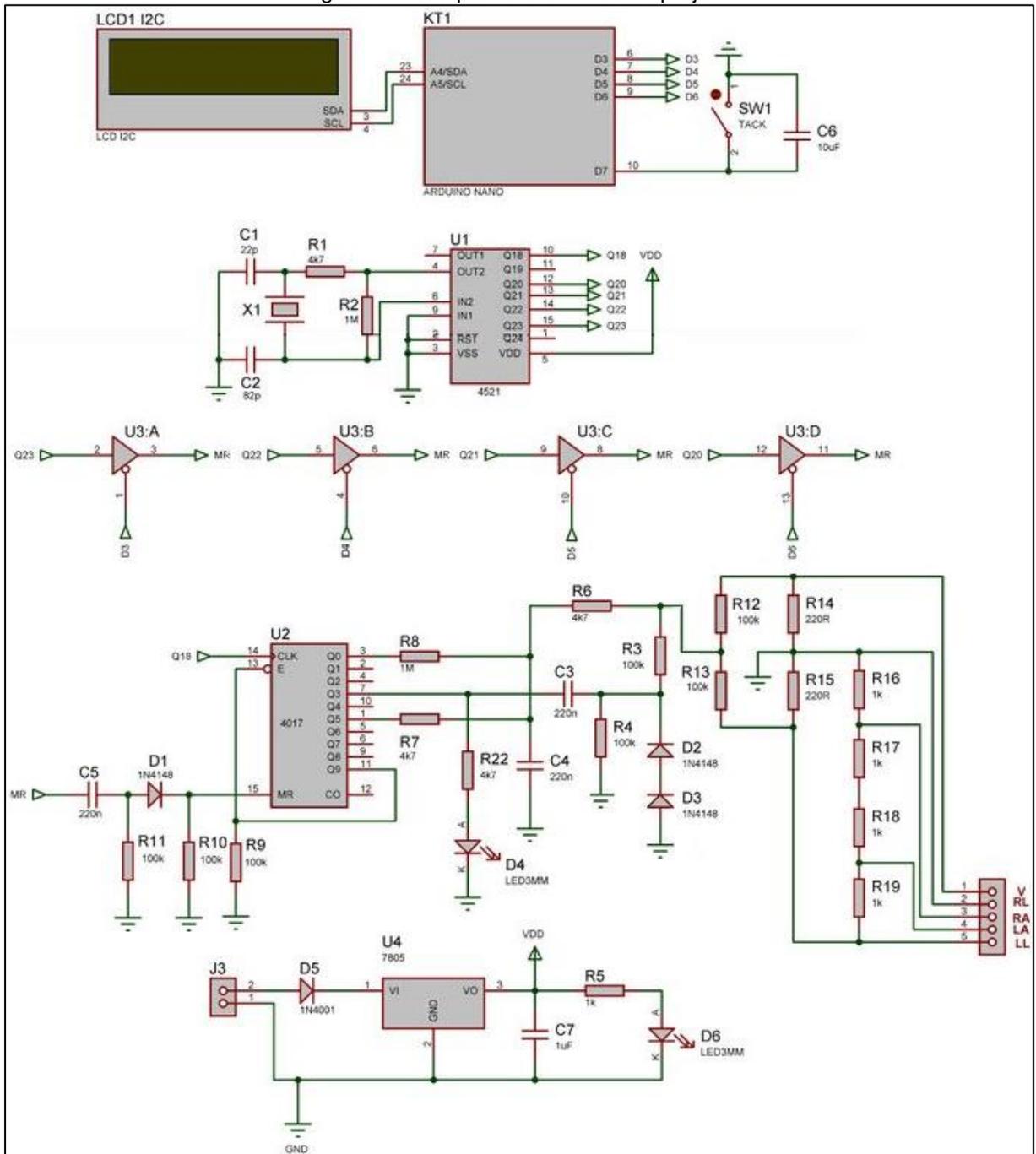
3.1 Desenvolvimento do circuito eletrônico

Para o desenvolvimento do circuito eletrônico utiliza-se o software Proteus ISIS para simulação e testes. Para isso, acessa a biblioteca do software e seleciona-se os componentes que constituem o circuito. Após montar o esquema eletrônico faz-se a simulação virtual para conferir a funcionalidade do circuito.

A simulação virtual consiste em testar o circuito com auxílio de osciloscópios e multímetros virtuais no qual pode-se conferir se os sinais estão de acordo com o esperado. Utiliza-se o multímetro com uma das pontas de prova conectadas ao *GND*, a outra ponta de prova é conectada aos terminais dos componentes. O osciloscópio é conectado automaticamente ao *GND* restando apenas uma ponta de prova, da qual é conectada entre cada um dos terminais de saída de sinal do circuito, sendo eles RA, RL, V, LL e LA.

O circuito pode ser dividido em entre duas partes, sendo elas geração de sinal e interface com o usuário. A Figura 3.2 ilustra o esquema eletrônico do projeto criado via software.

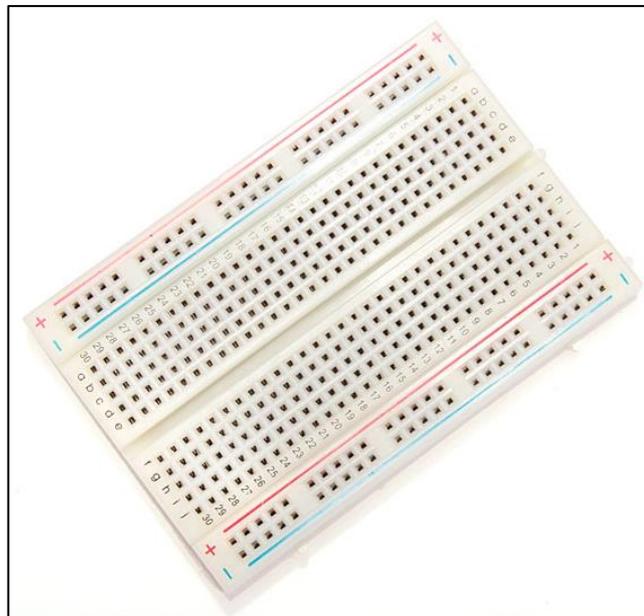
Figura 3.2– Esquema eletrônico do projeto



Fonte: Autoria própria, 2018.

Com os testes realizados virtualmente no *software* Proteus ISIS, dá-se início a montagem do protótipo em uma matriz de contato, também conhecida como *proto-board*, que é uma placa com orifícios que são interligados por um material condutor, utilizada para montagem de circuitos experimentais pois facilita a conexão e remoção de componentes. A matriz de contato é utilizada para testes, pois os valores gerados pelo Proteus ISIS podem não ser reais causando problemas no desenvolvimento. Um exemplo de matriz de contatos para testes pode ser visualizado na Figura 3.3.

Figura 3.3 – Matriz de contatos para testes



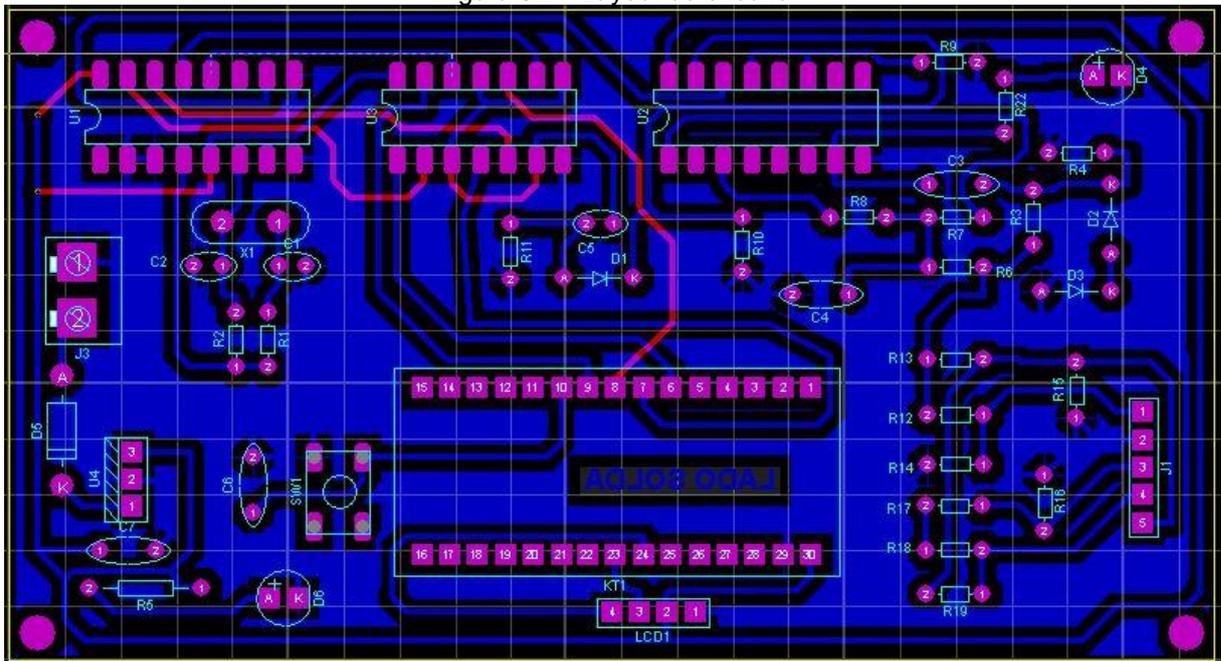
Fonte: www.filipeflop.com.br, 2018.

Efetua-se a montagem do circuito desenvolvido no Proteus ISIS na *proto-board*. O protótipo é testado com auxílio de multímetro e osciloscópio, verificam-se os sinais de cada componente da mesma forma descrita anteriormente de forma virtual, refaz-se o mesmo teste afins de conferência entre os valores obtidos virtualmente e os valores reais. Após os testes realizados e com resultados positivos, dá-se início a elaboração do layout virtual da placa de circuito impresso através de *software*.

O software Proteus ARES é a ferramenta que se utiliza para a confecção do layout da placa virtualmente. É possível definir parâmetros para a montagem do layout como dimensões, espessura das trilhas e diâmetro dos furos. O próprio software possui ferramenta para criar trilhas entre os componentes importando o esquema eletrônico do Proteus ISIS.

Para aperfeiçoar a qualidade do layout é feito ajustes nas trilhas de forma manual para melhor acomodar os componentes eletrônicos. A Figura 3.4 ilustra a versão final do layout.

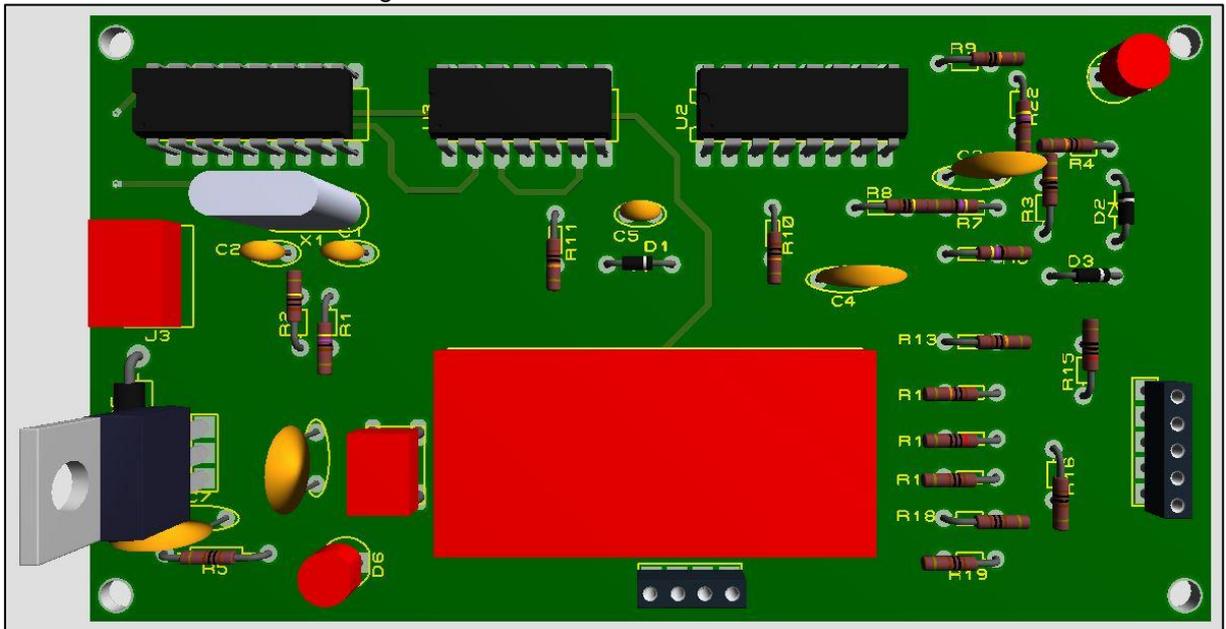
Figura 3.4 - Layout do circuito



Fonte: Autoria própria, 2018

Através do software Proteus ARES é possível criar um modelo em três dimensões do layout finalizado, facilitando a visualização e posição da placa de circuito impresso e de seus componentes. A Figura 3.5 ilustra o modelo em três dimensões do projeto via software.

Figura 3.5 – Modelo em três dimensões do circuito

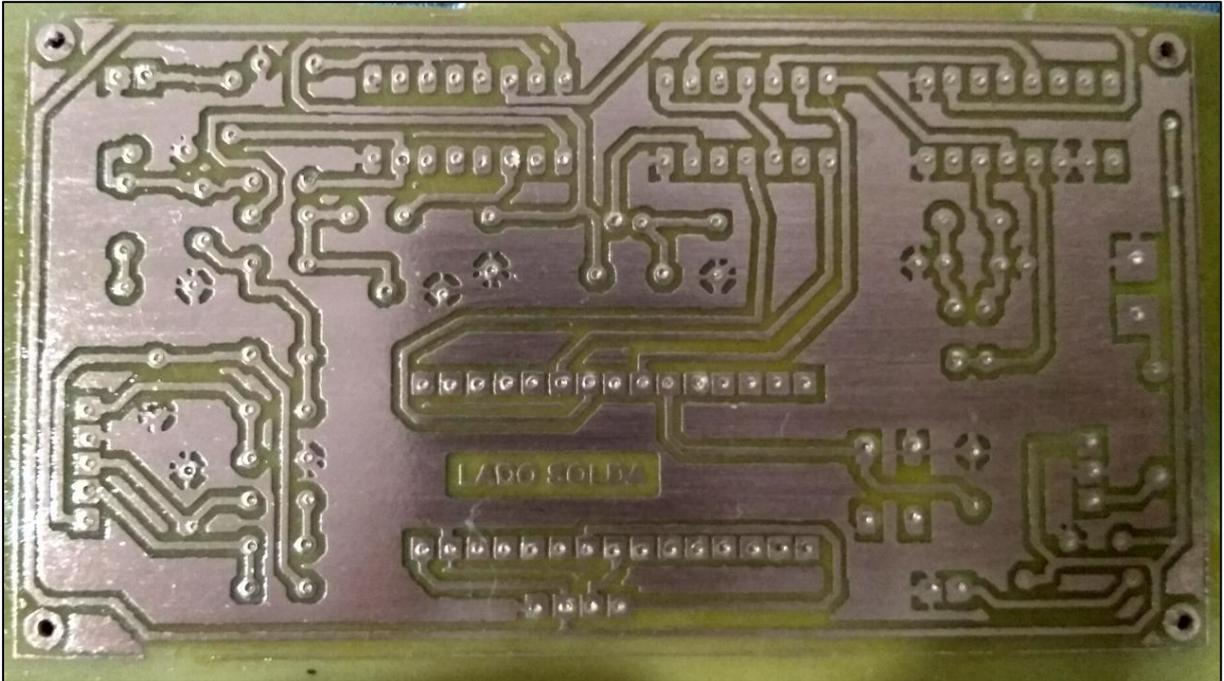


Fonte: Autoria Própria, 2018

Após o desenvolvimento do circuito eletrônico via software dá-se início a confecção da placa de circuito impresso. Nessa etapa é feita impressão de cada lado do layout em papel *glossy* em uma impressora do tipo laser. Com uma grande fonte de calor transfere-se a tinta das impressões para a placa de fenolite cobreada. Com ajuda de um ferro de passar roupas, a tinta desloca-se e adere ao cobre.

Feito esse procedimento no lado de cima e de baixo, a placa é mergulhada em uma solução de percloroeto de ferro anidro para fazer a corrosão do cobre que não se encontra protegido pela tinta. Para fins de conservação e evitar oxidação do cobre utiliza-se verniz diluído em aguarrás, a Figura 3.6 ilustra a placa de circuito impresso.

Figura 3.6 – Placa de circuito impresso após confecção



Fonte: A autoria própria, 2018.

Dando continuidade, solda-se com estanho utilizando ferro de solda os componentes eletrônicos (resistores, capacitores, diodos, circuitos integrados, microcontrolador, botão de acionamento, cristal oscilador e soquetes) na placa de circuito impresso corroída. Efetua-se teste de continuidade entre as trilhas de cobre do circuito com o multímetro posicionando as pontas de prova no início e fim das trilhas.

3.2 Desenvolvimento da programação em C

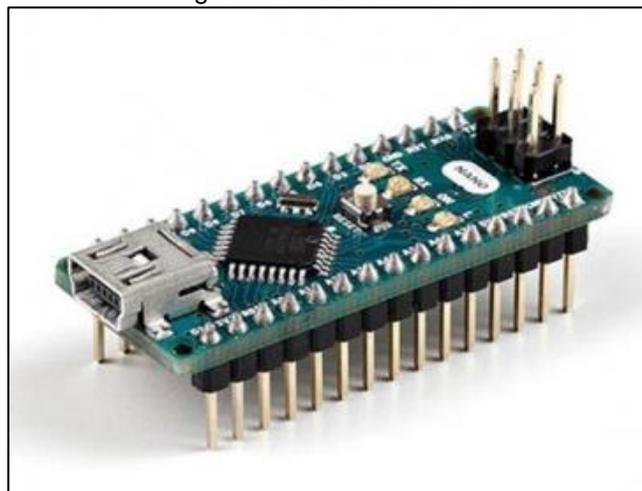
Após o desenvolvimento da placa de circuito impresso, dá-se início a elaboração da programação em linguagem C. O Arduino IDE é o *software* que se utiliza para escrever e compilar o código, que é o conjunto de instruções que são interpretadas e executadas pelo microcontrolador.

No ambiente de desenvolvimento do Arduino IDE, inicia-se uma nova programação com o Arduino Nano, define-se o microcontrolador ATmega328 e inclui-se bibliotecas de LCD tipo I2C e Wire. O display LCD 16x2 utilizado no projeto possui um chip interno que transforma sua comunicação para o protocolo I2C. Diminuiu-se a quantidade de fios utilizados no display de dezesseis para apenas quatro, sendo dois para alimentação, um para transmissão de dados e outro para transmitir o sincronismo entre os periféricos na rede I2C.

O programa é escrito com ajuda de funções e ferramentas já existentes na biblioteca interna do *software*, compilado e na ausência de erros de sintaxe é testado via simulação virtual no Proteus ISIS.

Através de ensaios via simulação que possui resultados positivos, grava-se o programa no microcontrolador em um kit didático com auxílio de um cabo USB para transferência de dados. Com os experimentos no kit realiza-se ajustes no programa para melhor desempenho. Com a programação concluída, transfere-se a versão final para o Arduino Nano que se utiliza no protótipo. Utiliza-se o próprio Arduino para enviar a programação em linguagem C. A Figura 3.7 ilustra o Arduino Nano.

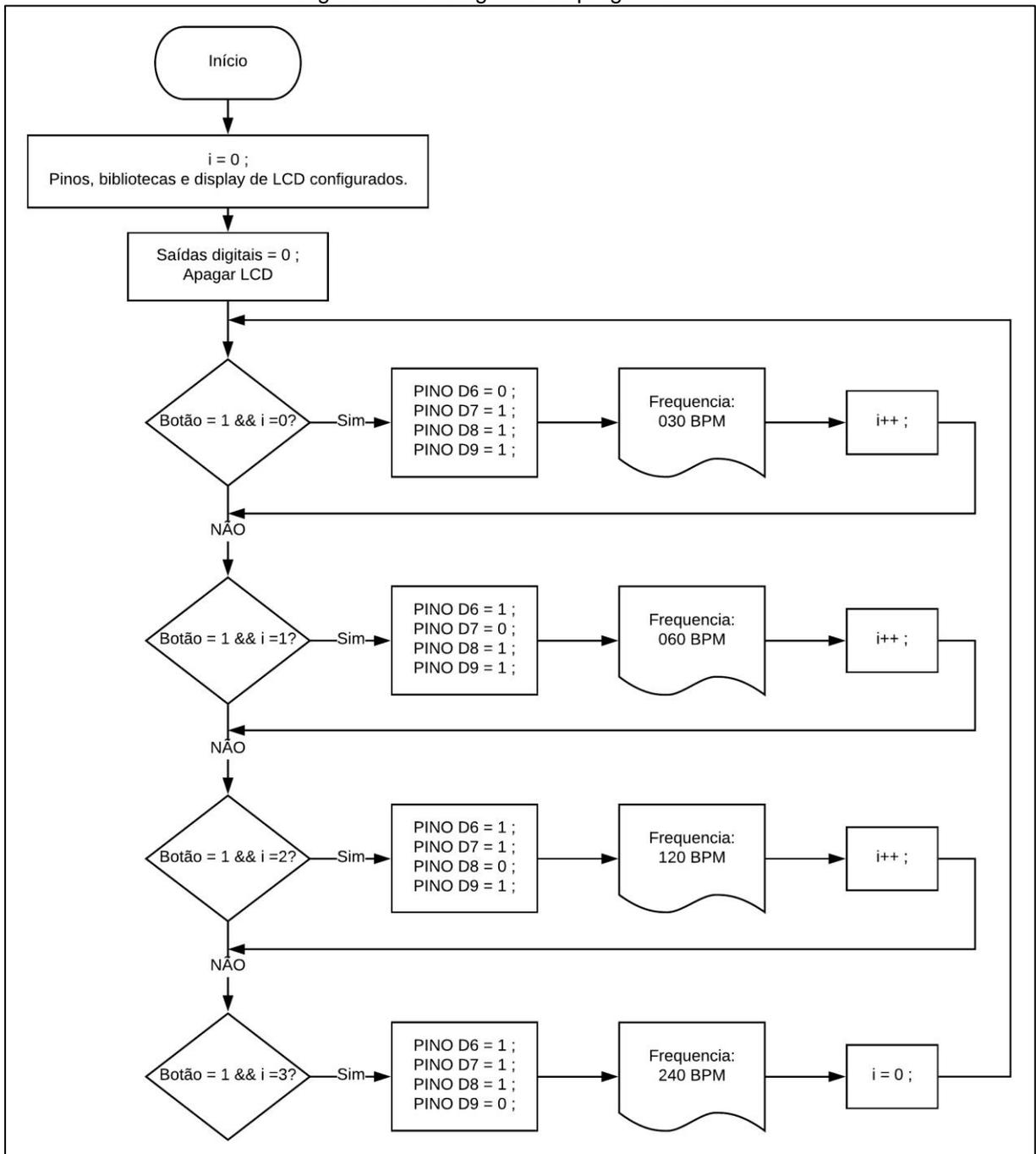
Figura 3.7 – Arduino Nano



Fonte: www.arduino.cc, 2018.

O código de programação escrito e descarregado no microcontrolador consiste na varredura do botão que é responsável pela alteração da frequência emitida pelo circuito. O programa inicia-se com frequência de 30 BPM e cada vez que se pressiona esse botão, a frequência é alterada respeitando a seguinte ordem: 30 BPM, 60 BPM, 120 BPM e 240 BPM. A Figura 3.8 ilustra o fluxograma que representa o programa escrito em linguagem C.

Figura 3.8– Fluxograma do programa em C



Fonte: Autoria própria, 2018.

O código completo transferido para o microcontrolador Arduino Nano encontra-se no Apêndice A.

3.3 Integração das partes, testes e funcionamento

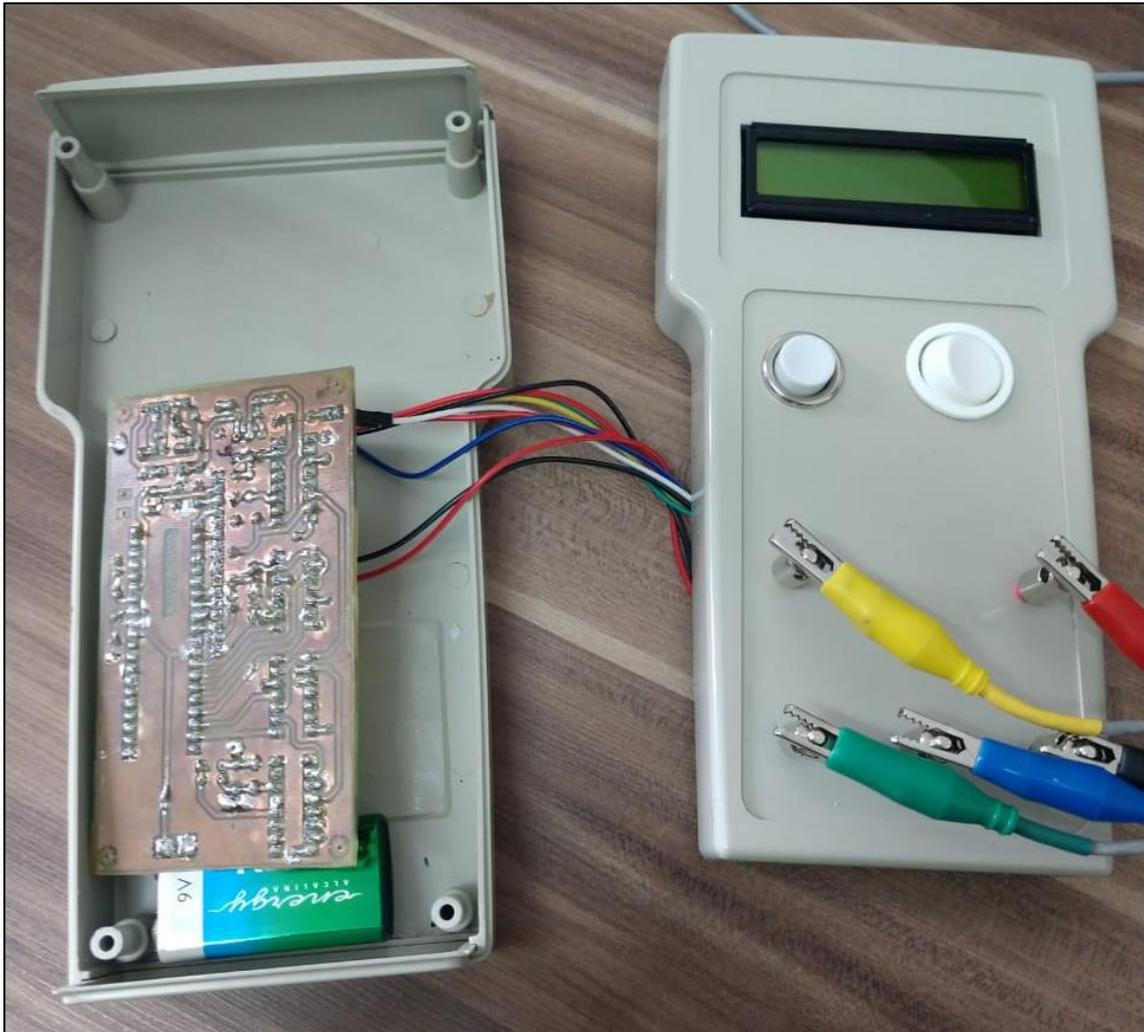
Após confecção e montagem da placa de circuito impresso e a programação em linguagem C dá-se início à integração das partes.

Em um gabinete injetado em plástico, adquirido pronto, posiciona-se a placa de circuito impresso e fixa-a com parafusos. Efetua-se furos no gabinete para passar e fixar terminais de conexão. Em seguida é fixada uma bateria de 9 volts para o funcionamento do circuito.

É fixado na placa de circuito o microcontrolador contendo a programação em C no soquete de fixação próprio para acomodação de circuitos eletrônicos. Utiliza-se conector precordial como saída para ligação entre o circuito eletrônico e a parte externa do gabinete.

Efetua-se a furação do gabinete para acomodação dos conectores e dos botões na parte frontal. Os conectores são identificados pelas cores características designadas a cada membro de um paciente, padrão utilizado pela engenharia clínica. A Figura 3.9 ilustra o gabinete com as partes integradas.

Figura 3.9 – Gabinete com as partes integradas



Fonte: Autoria própria, 2018.

O funcionamento do projeto tem como base o circuito integrado 4521, que é responsável por determinar as frequências de 30BPM, 60BPM, 120BPM e 240BPM. Usa-se também o CI 4017 que é um registrador de deslocamento, responsável por montar a forma de onda, que são criadas através de uma associação de resistores e capacitores.

Para o chaveamento das frequências utiliza-se o *buffer* 74HC125, que possui 4 *buffer tri-state* internamente. Um *tri-state* é uma chave que é possível gerar três tipos valores lógicos: verdadeiro, falso e Z, ou seja, entenda-se que a saída em Z encontra desconectada ao circuito devido à alta impedância da chave. O *buffer* possui três terminais, um de entrada, outro de saída e um gatilho. Se tiver nível

lógico 0 no gatilho o *buffer* emite o sinal que está na entrada para a saída, caso contrário, o sinal é bloqueado deixando a saída em alta impedância.

Um display de LCD 16x2 é utilizado para fornecer as informações necessárias para o usuário do simulador, indicando qual é a frequência selecionada no momento.

É empregado o microcontrolador arduino, que é encarregado por fazer o controle do display de LCD e fazer o chaveamento dos *buffers*. O microcontrolador envia um comando para o CI 74HC125 e através do que for recebido define-se a frequência de batimento que o equipamento vai emitir.

Ao ligar, o display exibe a mensagem “Iniciando...”, após 1 segundo apresenta a indicação de frequência, que inicialmente é de 30BPM. O CI 4521 é controlado pelo arduino e estabelece a frequência que o CI 4017 trabalha.

Pressiona-se o botão pulsador alternando a frequência de saída do simulador através do microcontrolador que envia um sinal para os *buffers*, que comandam o 4521 fazendo a mudança de frequência juntamente com a modificação da mensagem que é exposta no display, para 60 BPM. A partir da primeira mudança, o próximo sinal do botão faz com que o simulador mude sua frequência para 120 BPM, conseqüentemente a mensagem no display também é de 120 BPM e com um terceiro sinal, é modificado para 240 BPM a saída do simulador e display sucessivamente. Com um quarto pulso, o equipamento retorna para 30BPM e repete todo o processo, caso o botão seja pulsado.

São fixados nos contatos do simulador os conectores do equipamento a ser calibrado através do cabo paciente. As saídas estão identificadas pelas siglas dos membros a serem conectados. A Figura 3.10 ilustra um exemplo de eletrocardiógrafo que possa ser calibrado.

Figura 3.10 – Exemplo de eletrocardiógrafo



Fonte: www.inovaligama.com.br, 2018

Ao conectar o eletrocardiógrafo ou monitor multiparamétrico, os sinais enviados pelo simulador são recebidos e tratados pelos equipamentos que devem indicar o sinal recebido. Caso o equipamento a ser calibrado esteja conforme as especificações dá-se fim ao teste. E assim finaliza-se o projeto.

3.4 Obstáculos e soluções

Durante as etapas do desenvolvimento e construção do projeto foram encontrados alguns obstáculos. Esses obstáculos foram solucionados através de pesquisas, conhecimentos dos integrantes do grupo e suporte do orientador.

Obstáculo 1: alteração de frequência de saída do circuito integrado 4521.

Solução: implementação do circuito integrado 74HC125 para chaveamento do circuito sem que haja curto-circuito ou queda de tensão.

Obstáculo 2: microcontrolador escolhido inicialmente pelo grupo não atende expansões futuras.

Solução: definido um novo modelo de microcontrolador que possui um maior número de entradas e saídas.

Obstáculo 3: processo de gravação do microcontrolador PIC16F877A danificou o componente.

Solução: utilização de kit didático para gravação do microcontrolador reserva.

Obstáculo 4: durante o processo de furação ocorreu a destruição das ilhas e trilhas da placa de circuito impresso.

Solução: confecção de outra placa e utilização de broca de furação de 0.6mm.

Obstáculo 5: detectado erro de projeto dos sinais de acionamento e temporização não recebidos por outros circuitos integrados.

Solução: efetuou-se *jumper* entre os pinos que necessitam de alimentação de 5 volts no circuito integrado 4521.

Obstáculo 6: display não subia imagem, acendia todos os pixels e não dava sinal.

Solução:regulagem de contraste alterando o resistor de 1k ohms para 10k ohms.

Obstáculo 7: microcontrolador PIC16F877A queimou durante testes.

Solução: substituído o microcontrolador pelo Arduino Nano.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo do trabalho é desenvolver um projeto que funcione como um Simulador de Sinais Vitais para Calibração e Aferição de Eletrocardiógrafos. Esse simulador emite um sinal idêntico ao de um coração para o eletrocardiógrafo, constatando o seu bom funcionamento. Após a verificação de que o aparelho está funcionando conforme o esperado é possível emitir um certificado de calibração.

Justifica-se por oferecer parâmetros adequados para que seja feito da melhor maneira possível, todos os procedimentos de calibração. Entre esses parâmetros, os principais são a forma de onda e os batimentos cardíacos por minuto, possui baixo custo, proporciona confiança para a equipe hospitalar e aos pacientes, oferece diagnóstico confiável.

Para o desenvolvimento e montagem do projeto faz-se uso de botão, resistores, capacitores, cristais, circuitos integrados, microcontroladores, diodos emissores de luz e diodo convencional, display LCD, gabinete injetado e programação em C.

Para construir o projeto foram feitas várias pesquisas em livros de medicina e enfermagem para estudo do funcionamento do músculo cardíaco, linguagens de programação na área eletrônica. Essas pesquisas são os alicerces que dão sustentação para seu desenvolvimento. Dentre as teorias pesquisadas as que mais agregaram conhecimentos foram a eletrônica analógica, a programação para microcontroladores utilizando a linguagem C, as estimulações elétricas funcionais e nervosas e circuitos integrados.

As pesquisas referentes aos circuitos integrados, tais como: o contador CD4017 e o divisor de frequências CMOS de 24 estágios CD4521 são de grande importância para o funcionamento do projeto, dada a capacidade de geração de *clock* preciso.

Com relação a metodologia científica foi possível obter uma base importante para a organização, direcionamento e suporte para a concretização do objetivo proposto. Ela destaca métodos e técnicas que operacionalizam o emprego de instrumentos adequados para a obtenção de etapas desenvolvidas.

Este equipamento possui a vantagem de ser barato, simples, de fácil manuseio e pode ser transportado facilmente. Como desvantagem é maior do que outros simuladores semelhantes, a bateria utilizada não possui carga para muitas horas de trabalho e ruídos podem ser encontrados no circuito devido o comprimento elevado dos contatos de componentes como cristais osciladores e capacitores.

Como possíveis sugestões de trabalhos futuros sugerem-se a implantação de display para a visualização do sinal emitido pelo simulador, implantação de simulador de oximetria e simulador de eletroencefalograma.

REFERÊNCIAS

ALEXANDER, Charles; MUSA, Sarhan; SADIKU, Matthew. **Análise de circuitos elétricos com aplicações**. 1. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014.

BRAGA, Newton; **O circuito integrado 4017**. 1. ed. São Paulo: Editora Newton Braga, 2017.

BELVEDERE, Paulo. **Arduino UNO – Fundamentos e Aplicações**. 1. ed. São Paulo: Senai-SP Editora, 2017.

COCIAN, Luis Fernando Espinosa. **Manual da linguagem C**. 1. ed. Canoas: ULBRA, 2004.

DOMINGOS, Jean, **Eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores funcionalidade e segurança**, 189 p. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal de Santa Catarina. Santa Catarina: UFSC, 1997.

EVANS, M.; NOBLE, J.; HOCHENBAUM, J. **Arduino em ação**. 1. ed. São Paulo: Novatec, 2013.

FOWLER, Richard. **Fundamentos de eletricidade: Corrente contínua e magnetismo**. 7. ed. Porto Alegre: AMG, 2013.

HAMAGUCHI, Henrique. **Estudo de sinais de ECG utilizando métodos matemáticos para análise de sistemas dinâmicos não lineares**. 121 p. Dissertação de Mestrado – Instituto de Física da Universidade de São Paulo. São Paulo: USP, 2006.

JACKSON, Graham. **Tudo sobre doenças cardíacas**. 1. ed. São Paulo: Andrei, 2000.

JEREMY, Blum. **Explorando o Arduino – Técnicas e Ferramentas para Mágicas de Engenharia**. 1 ed. Alta Books, 2016.

LIMA, C.; VILLAÇA, M. **Avr e arduíno, técnicas de projeto**. 2. ed. Florianópolis: Edição dos autores. 2012.

LUZ, Carlos Eduardo Sandrini. **Curso linguagem C para microcontroladores PIC**. 1. ed. [S. l. : s. n.], 2015.

MANUAL DE NORMALIZAÇÃO DE PROJETO DE TRABALHO DE GRADUAÇÃO – FATEC SBCampo. **Material didático para utilização nos projetos de trabalho de graduação dos cursos de tecnologia em automação industrial e informática**. São Bernardo do Campo: Fatec, 2017.

MONK, Simon. **Programação com arduino: começando com sketches**. 2. ed. São Paulo: Bookman, 2017.

PÁDUA, Elisabete M. Marchesini. **O trabalho monográfico como iniciação científica**. In: CARVALHO, M.C.M. (org.). *Construindo o saber: metodologia científica – fundamentos e técnicas*. 24. ed. Campinas: Papyrus, 2013.

PETRUZELLA, Frank D.; **Motores elétricos e acionamentos**. Porto Alegre: AMGH, 2013.

SEVERINO, A. J. **Metodologia do trabalho científico**. 23. ed. rev. São Paulo: Cortez, 2013.

STEIN, Emanuel. **Análise rápida dos eletrocardiogramas**. 1. ed. Barueri: Manole, 2001.

SURAWICZ, Borys. **Electrophysiologic basis of ecg and cardiac arrhythmias**. Malvern: Williams & Wilkins, 1995.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet 74HC125**. Acesso em 15/10/2018.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet CD4521B**. Acesso em 21/05/2018.

THALER, Malcon. **The only EKG book you'll ever need.** 7. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

WENDLING, Marcelo. **Diodo semicondutor.** São Paulo: Unesp, 2011.

WIRTH, Almir. **Eletricidade e eletrônica básica.** Rio de Janeiro: Alta Books, 2013.

WOODS, S. L.; MOTZER, S. A.; FROELICHER, E. S. S. **Enfermagem em cardiologia.** 4. ed. Barueri: Manole, 2005.

ZELENOVSKY, R.; MENDONÇA, A. **Microcontroladores, programação e projeto com a família 8051.** Rio de Janeiro: MZ, 2005.

APÊNDICE A – PROGRAMAÇÃO EM C

```

#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Wire.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,2,1,0,4,5,6,7,3,
POSITIVE);

int i = 0 ;
int botao = 10;
int bpm30 = 6 ;
int bpm60 = 7 ;
int bpm120 = 8 ;
int bpm240 = 9 ;

void setup() {
  lcd.begin(16, 2);
  pinMode(botao, INPUT_PULLUP);
  lcd.setBacklight(HIGH);
}

void loop() {
  while (digitalRead(botao) == LOW && i == 0)
  {
    digitalWrite(bpm30, LOW);
    digitalWrite(bpm60, HIGH);
    digitalWrite(bpm120, HIGH);
    digitalWrite(bpm240, HIGH);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Frequencia:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("030 BPM");
    delay(500);
    i++;
  }
  while (digitalRead(botao) == LOW && i == 1)
  {
    digitalWrite(bpm30, HIGH);
    digitalWrite(bpm60, LOW);
    digitalWrite(bpm120, HIGH);
    digitalWrite(bpm240, HIGH);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Frequencia:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("060 BPM");
    delay(500);
    i++;
  }
  while (digitalRead(botao) == LOW && i == 2)
  {
    digitalWrite(bpm30, HIGH);
    digitalWrite(bpm60, HIGH);
    digitalWrite(bpm120, LOW);
    digitalWrite(bpm240, HIGH);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Frequencia:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("120 BPM");
    delay(500);
    i++;
  }
  while (digitalRead(botao) == LOW && i == 3)
  {
    digitalWrite(bpm30, HIGH);
    digitalWrite(bpm60, HIGH);
    digitalWrite(bpm120, HIGH);
    digitalWrite(bpm240, LOW);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Frequencia:");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("240 BPM");
    delay(500);
    i=0;
  }
}

```

ANEXO A – DATASHEET 74HC125

Philips Semiconductors

Product specification

Quad buffer/line driver; 3-state

74HC/HCT125

FEATURES

- Output capability: bus driver
- I_{CC} category: MSI

GENERAL DESCRIPTION

The 74HC/HCT125 are high-speed Si-gate CMOS devices and are pin compatible with low power Schottky TTL (LSTTL). They are specified in compliance with JEDEC standard no. 7A.

The 74HC/HCT125 are four non-inverting buffer/line drivers with 3-state outputs. The 3-state outputs (nY) are controlled by the output enable input (nOE). A HIGH at nOE causes the outputs to assume a HIGH impedance OFF-state.

The "125" is identical to the "126" but has active LOW enable inputs.

QUICK REFERENCE DATA

GND = 0 V; $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$; $t_r = t_f = 6\text{ ns}$

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	TYPICAL		UNIT
			HC	HCT	
t_{PHL}/t_{PLH}	propagation delay nA to nY	$C_L = 15\text{ pF}$; $V_{CC} = 5\text{ V}$	9	12	ns
C_i	input capacitance		3.5	3.5	pF
C_{PD}	power dissipation capacitance per buffer	notes 1 and 2	22	24	pF

Notes

1. C_{PD} is used to determine the dynamic power dissipation (P_D in μW):

$$P_D = C_{PD} \times V_{CC}^2 \times f_i + \sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o) \text{ where:}$$

f_i = input frequency in MHz

f_o = output frequency in MHz

C_L = output load capacitance in pF

V_{CC} = supply voltage in V

$\sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o)$ = sum of outputs

2. For HC the condition is $V_i = \text{GND to } V_{CC}$
For HCT the condition is $V_i = \text{GND to } V_{CC} - 1.5\text{ V}$

ORDERING INFORMATION

See "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information".

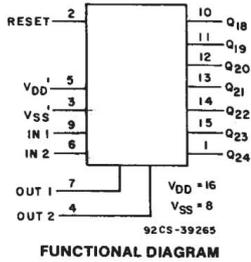
ANEXO B – DATASHEET CD4521



CD4521B Types

CMOS 24-Stage Frequency Divider

High-Voltage Types (20-Volt Rating)

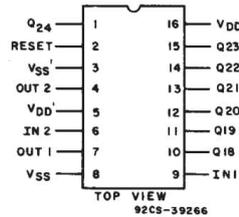


Features:

- Reset disables the RC oscillator for low-power standby condition
- V_{DD}' and V_{SS}' pins are brought out from the crystal oscillator to allow use of external resistors for low-power operation
- Maximum input current of 1 μA at 18 V over full package-temperature range: 100 nA at 18 V and 25° C
- Common reset
- 100% tested for 20-V quiescent current
- 5, 10 and 15 V parametric ratings
- Standardized symmetrical output characteristics
- Meets all requirements of JEDEC Standard No. 13B, "Standard Specifications for Description of 'B' Series CMOS Devices"

■ CD4521B consists of an oscillator section and 24 ripple-carry binary counter stages. The oscillator configuration (using IN1) allows design of either RC or crystal oscillator circuits. IN1 should be tied either HIGH or LOW when not in use. A HIGH on the RESET causes the counter to go to the all-0's state and disables the oscillator. The count is advanced on the negative transition of IN1 (and IN2). A time-saving test mode is described in the Functional Test Sequence Table and in Fig. 6.

The CD4521B types are supplied in 16-lead dual-in-line plastic packages (E suffix), 16-lead small-outline packages (M, M96, MT, and NSR suffixes), and 16-lead thin shrink small-outline packages (PW and PWR suffixes).



TERMINAL ASSIGNMENT

OUTPUT	COUNT CAPACITY
Q18	2 ¹⁸ = 262,144
Q19	2 ¹⁹ = 524,288
Q20	2 ²⁰ = 1,048,576
Q21	2 ²¹ = 2,097,152
Q22	2 ²² = 4,194,304
Q23	2 ²³ = 8,388,608
Q24	2 ²⁴ = 16,777,216

MAXIMUM RATINGS, Absolute-Maximum Values:

- DC SUPPLY-VOLTAGE RANGE, (V_{DD})
- Voltages referenced to V_{SS} Terminal -0.5V to +20V
- INPUT VOLTAGE RANGE, ALL INPUTS -0.5V to V_{DD} +0.5V
- DC INPUT CURRENT, ANY ONE INPUT ±10mA
- POWER DISSIPATION PER PACKAGE (P_D):
- For T_A = -55°C to +100°C 500mW
- For T_A = +100°C to +125°C Derate Linearly at 12mW/°C to 200mW
- DEVICE DISSIPATION PER OUTPUT TRANSISTOR
- FOR T_A = FULL PACKAGE-TEMPERATURE RANGE (All Package Types) 100mW
- OPERATING-TEMPERATURE RANGE (T_A) -55°C to +125°C
- STORAGE TEMPERATURE RANGE (T_{stg}) -65°C to +150°C
- LEAD TEMPERATURE (DURING SOLDERING):
- At distance 1/16 ± 1/32 inch (1.59 ± 0.79mm) from case for 10s max +265°C

ANEXO C – DATASHEET CD4017



CD4017B, CD4022B Types

CMOS Counter/Dividers

High-Voltage Types (20-Volt Rating)

CD4017B—Decade Counter with
10 Decoded Outputs

CD4022B—Octal Counter with
8 Decoded Outputs

■ CD4017B and CD4022B are 5-stage and 4-stage Johnson counters having 10 and 8 decoded outputs, respectively. Inputs include a CLOCK, a RESET, and a CLOCK INHIBIT signal. Schmitt trigger action in the CLOCK input circuit provides pulse shaping that allows unlimited clock input pulse rise and fall times.

These counters are advanced one count at the positive clock signal transition if the CLOCK INHIBIT signal is low. Counter advancement via the clock line is inhibited when the CLOCK INHIBIT signal is high. A high RESET signal clears the counter to its zero count. Use of the Johnson counter configuration permits high-speed operation, 2-input decode-gating and spike-free decoded outputs. Anti-lock gating is provided, thus assuring proper counting sequence. The decoded outputs are normally low and go high only at their respective decoded time slot. Each decoded output remains high for one full clock cycle. A CARRY-OUT signal completes one cycle every 10 clock input cycles in the CD4017B or every 8 clock input cycles in the CD4022B and is used to ripple-clock the succeeding device in a multi-device counting chain.

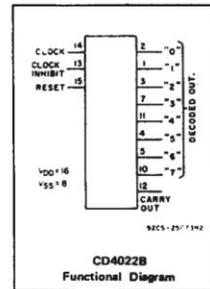
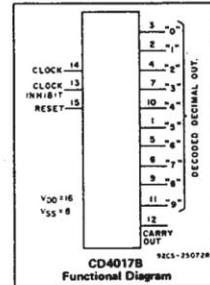
Features:

- Fully static operation
- Medium-speed operation . . . 10 MHz (typ.) at $V_{DD} = 10\text{ V}$
- Standardized, symmetrical output characteristics
- 100% tested for quiescent current at 20 V
- 5-V, 10-V, and 15-V parametric ratings
- Meets all requirements of JEDEC Tentative Standard No. 13A, "Standard Specifications for Description of 'B' Series CMOS Devices"

Applications:

- Decade counter/decimal decode display (CD4017B)
- Binary counter/decoder
- Frequency division
- Counter control/timers
- Divide-by-N counting
- For further application information, see ICAN-6166 "COS/MOS MSI Counter and Register Design and Applications"

The CD4017B and CD4022B types are supplied in 16-lead hermetic dual-in-line ceramic packages (F3A suffix), 16-lead dual-in-line plastic package (E suffix), 16-lead small-outline packages (NSR suffix), and 16-lead thin shrink small-outline packages (PW and PWR suffixes). The CD4017B types also are supplied in 16-lead small-outline packages (M and M96 suffixes).



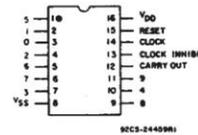
3
COMMERCIAL CMOS
HIGH VOLTAGE ICs

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

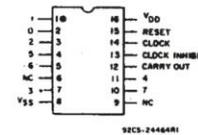
For maximum reliability, nominal operating conditions should be selected so that operation is always within the following ranges:

CHARACTERISTICS	V_{DD} (V)	LIMITS		UNITS
		Min.	Max.	
Supply-Voltage Range (For $T_A =$ Full Package-Temperature Range)		3	18	V
Clock Input Frequency, f_{CL}	5	—	2.5	MHz
	10	—	5	
	15	—	5.5	
Clock Pulse Width, t_{PW}	5	200	—	ns
	10	90	—	
	15	60	—	
Clock Rise & Fall Time, t_{rCL} , t_{fCL}	5	UNLIMITED*		
	10			
	15			
Clock Inhibit Setup Time, t_s	5	230	—	ns
	10	100	—	
	15	70	—	
Reset Pulse Width, t_{RW}	5	260	—	ns
	10	110	—	
	15	60	—	
Reset Removal Time, t_{rem}	5	400	—	ns
	10	280	—	
	15	150	—	

*Only if Pin 14 is used as the clock input. If Pin 13 is used as the clock input and Pin 14 is tied high (for advancing count on negative transition of the clock), rise and fall time should be $\leq 15\ \mu\text{s}$.



TOP VIEW
CD4017B
TERMINAL DIAGRAM



TOP VIEW
NC - no connection
CD4022B
TERMINAL DIAGRAM

ANEXO D –Arduino Nano

