

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

GISLLAINE CELINA DA SILVA

FONOCARDIOGRAFO COM TECNOLOGIA MÓVEL

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PONTA GROSSA

2016

GISLLAINE CELINA DA SILVA

FONOCARDIÓGRAFO COM TECNOLOGIA MÓVEL

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica, do Departamento de Eletrônica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Okida

PONTA GROSSA

2016



TERMO DE APROVAÇÃO

FONOCARDIÓGRAFO COM TECNOLOGIA MÓVEL

por

GISLLAINE CELINA DA SILVA

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado(a) em 16 de novembro de 2016 como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. A candidata foi arguida pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Prof. Dr. Sérgio Okida
Prof. Orientador

Prof. Dr. Sérgio Luiz Stevan Júnior
Membro titular

Prof. Dr. Elói Agostini Júnior
Membro titular

Profa. Dra. Elise Souza dos Santos Reis
Membro titular

Agradeço imensamente à Deus,
Aos meus pais por todo o apoio e motivação
Ao meu namorado, Fernando, por toda a paciência e dedicação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, pela força, determinação e sabedoria que me proporcionou durante toda a graduação e desenvolvimento deste projeto.

Agradeço a minha mãe, Jucélia Pereira da Silva, que sempre me incentivou a continuar, me deu força e segurança para enfrentar todos os desafios ao longo desse difícil caminho que é a graduação.

Agradeço ao meu pai, João F.J. da Silva, que me forneceu todo o suporte para conseguir cursar a graduação, sempre me dando exemplos de caráter e profissionalismo.

Agradeço a minha irmã, Joyce da Silva, por todo o companheirismo, cumplicidade e amizade.

Agradeço ao meu amado namorado, Fernando A.C. da Silva, por toda paciência, dedicação e aprendizado, por todas as noites e finais de semanas que passou comigo me auxiliando, dando sugestões de como melhorar o projeto e solucionar problemas.

Agradeço ao meu professor orientador, Sérgio Okida, por ter me dado à oportunidade de iniciar esse projeto, que tanto gosto, durante a iniciação científica e estar agora concluindo no TCC, por todo o conhecimento compartilhado, dedicação e paciência.

RESUMO

SILVA, Gisllaine Celina. **Fonocardiógrafo com tecnologia Móvel**. 2016. 88. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2016.

A ausculta cardíaca é uma técnica muito utilizada para diagnósticos do estado das valvas cardíacas, auxiliando na identificação de possíveis patologias. Porém esta técnica possui algumas limitações. Devido a isso ela tem sido utilizada em conjunto com outras técnicas como o fonocardiograma e o eletrocardiograma. O fonocardiógrafo realiza o monitoramento dos sons cardíacos, possibilitando a visualização dos sinais correspondentes aos sons cardíacos. Com isso é possível ter um diagnóstico mais preciso do estado das valvas cardíacas. Este projeto tem como objetivo desenvolver um dispositivo que realize a aquisição e monitoramento dos sons cardíacos. Para isso foi necessário desenvolver um circuito constituído por um módulo de aquisição e condicionamento do sinal, um módulo de controle, um módulo de comunicação e o aplicativo para possibilitar a visualização dos sinais cardíacos. A aquisição do som é realizada através de um microfone de eletreto, seguindo para uma etapa de filtragem, formada por um filtro passa-baixa e um passa-alta para eliminar ruídos e limitar a faixa de frequência de interesse. Então, o som é amplificado e posteriormente passa por um circuito somador e inversor, que tem como objetivo adicionar um *offset* ao sinal e fazer com que ele fique na faixa de 0 a 5 V, para poder ser feito o processamento digital do mesmo no ATMEGA328P. No microcontrolador foi implementado dois filtros digitais e a codificação do sinal, então o mesmo é enviado para o módulo *Bluetooth®* HC-05, que realiza a comunicação entre o microcontrolador e o aplicativo. O aplicativo foi desenvolvido no *software Android Studio*, na linguagem de programação *JAVA*. Foram realizadas simulações e testes em todas as etapas do desenvolvimento do protótipo. Os resultados obtidos foram satisfatórios e atendem o que foi esperado. Entretanto, não foi possível utilizar a frequência de amostragem necessária para abranger todo o espectro de sons cardíacos, sendo esta restringida pela exibição em tempo real do gráfico. Ainda assim, a faixa de frequência utilizada permite a identificação da primeira e segunda bulhas cardíacas. O *hardware* funcionou corretamente e o sinal cardíaco visualizado no celular é semelhante aos encontrados na bibliografia, estando dentro da amplitude e frequência esperados.

Palavras-chaves: Sons cardíacos. Fonocardiógrafo. Monitoramento. Filtros.

ABSTRACT

SILVA, Gisllaine Celina. **Phonocardiograph with mobile technology**. 2016. 88. Completion of course work (Bachelor's degree in Electronic Engineering) - Federal Technological University of Paraná. Ponta Grossa, 2016.

Cardiac auscultation is a technique widely used for state diagnosis of heart valves, helping to identify possible pathologies, but it has some limitations and because of this it has been used in conjunction with other techniques such as phonocardiogram and electrocardiogram. The phonocardiograph performs the monitoring of cardiac sounds, allowing the visualization of signals, and making possible to have a more precise diagnosis of the state of the heart valves. This project aims to develop a device that performs the acquisition and monitoring of cardiac signals. It was necessary to develop a circuit comprising a module for acquisition and conditioning of the signal, a control module, a communication module and the application to enable the visualization of cardiac signals. The signal acquisition is performed using an electret microphone followed by a filtration state, formed by a low-pass filter and high-pass to remove noise and to limit the frequency range of interest. Then the signal is amplified and then passes through an adder and inverter circuit, which aims to add an offset to the signal and cause it to be in the range of 0 to 5V, so it can be digitally processed the same way in ATMEGA328P. The microcontroller has two digital filters and signal encoding implemented, sending data to the Bluetooth module HC-05, which performs the communication between the microcontroller and application. The application was developed in the Android Studio software, using Java programming language. Simulations and tests were performed in all stages of development of the prototype. The results were satisfactory and meet what was expected. However, it was not possible to use the sampling frequency required to cover the full spectrum of heart sounds, which is restricted due to the real time exhibition of the graph, despite of that the frequency range used allows the identification of the first and second heart sound. The hardware worked properly and the cardiac signal displayed on the cell is similar to those found in the literature, being within the expected range and frequency.

Keywords: Cardiac sounds. Phonocardiograph. Monitoring. Filters.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Estrutura do coração	18
Figura 2: Eventos do ciclo cardíaco	19
Figura 3: Áreas de ausculta cardíaca.....	21
Figura 4: Fonocardiogramas de corações normal e anormal	22
Figura 5: Estetoscópio de Laënnec	23
Figura 6: Modelo de Piorry	23
Figura 7: Estetoscópios flexíveis	24
Figura 8: Estetoscópio biauricular	24
Figura 9: Modelo de Littmann.....	25
Figura 10: Estetoscópio digital	25
Figura 11: Microfone Piezoelétrico	28
Figura 12: Microfone Piezoresistivo	29
Figura 13: Microfone dinâmico	30
Figura 14: Microfone de Fita.....	30
Figura 15: Microfone capacitivo.....	31
Figura 16: AMPOP sem realimentação	34
Figura 17:AMPOP com realimentação positiva	34
Figura 18: AMPOP com realimentação negativa.....	35
Figura 19: Circuito Somador.....	36
Figura 20: Módulo Bluetooth HC-05	41
Figura 21: Tela de desenvolvimento do Layout <i>Android Studio</i>	43
Figura 22: Tela de programação do <i>Android Studio</i>	43
Figura 23: Ciclo de vida da atividade	45
Figura 24: Diagrama de blocos do sistema	47
Figura 25: Visão geral do sistema	49
Figura 26: Alimentação +5 V	50
Figura 27: Alimentação -5 V	50
Figura 28: Módulo de aquisição	51
Figura 29: Filtro Passa-Alta	53
Figura 30: Filtro Passa-Baixa	54
Figura 31: Estágio de ganho	55
Figura 32: Circuito que adiciona <i>offset</i>	55
Figura 33: Circuito Inversor de sinal.....	56
Figura 34: Fluxograma módulo de controle	56
Figura 35: Módulo <i>Bluetooth®</i>	60
Figura 36: Escolha da versão do SDK	61
Figura 37: Escolha da tela do aplicativo	61
Figura 38: Fluxograma do DeviceList.....	62

Figura 39: Permissão para ativar o BT	63
Figura 40: Layout da tela DeviceList (projetada à esquerda e em execução à direita)	64
Figura 41: Fluxograma de funcionamento da tela do gráfico.....	65
Figura 42: Tela do gráfico	67
Figura 43: Caixa de diálogo.....	68
Figura 44: Hardware.....	70
Figura 45: Diagrama de bode dos filtros	71
Figura 46: Sinal de entrada	72
Figura 47: Sinal após o filtro.....	72
Figura 48: Sinal após amplificação.....	73
Figura 49: Sinal após circuito somador	74
Figura 50: Sinal na saída do circuito	74
Figura 51: Visão superior da placa.....	76
Figura 52: Visão inferior da placa.....	76
Figura 53: <i>Layout</i> do circuito impresso.....	77
Figura 54: Fonocardiógrafo com tecnologia móvel.....	77
Figura 55: Fonocardiograma 1	78
Figura 56: Fonocardiograma 2	78
Figura 57: Fonocardiograma	79
Figura 58: Fonocardiograma 3	79
Gráfico 1: Consumo de corrente por módulo.....	75

LISTA DE ABREVIATURAS

A-V	Atrioventriculares
API	<i>Application Programming Interface</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
ISM	<i>Industrial Scientific Medical</i>
ITU	<i>International Telecommunication Union</i>
MFB	<i>Multiple feedback</i>
SDK	<i>Software development kit</i>

LISTA DE SIGLAS

FIFO	<i>First in, first out</i>
ECG	<i>Eletrocardiograma</i>
ECO	<i>Ecocardiograma</i>
FCG	<i>Fonocardiograma</i>

LISTA DE ACRÔNIMOS

AMPOP	Amplificador operacional
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
A/D	Analógico/digital

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA	14
1.2 PROBLEMA	14
1.3 HIPÓTESE/ PREMISA	15
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
1.5 JUSTIFICATIVA	15
1.6 ORGANIZAÇÃO DO PROJETO	16
2 METODOLOGIA	17
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
3.1 CICLO CARDÍACO	18
3.1.1 Sons cardíacos	20
3.1.2 Ausculta cardíaca	21
3.1.3 Sopros cardíacos	22
3.2 EVOLUÇÃO DOS DISPOSITIVOS DE AUSCULTA E MONITORAMENTO CARDIACO	23
3.3 MICROFONES.....	27
3.3.1 Princípios de Funcionamento.....	27
3.3.1.1 <i>Piezoelétrico</i>	27
3.3.1.2 <i>Piezoresistivo</i>	28
3.3.1.3 <i>Eletromagnético</i>	29
3.3.1.4 <i>Eletrostático</i>	31
3.3.2 Características Importantes dos Microfones.....	32
3.4 AMPLIFICADORES OPERACIONAIS	33
3.4.1 Características Ideais de um AMPOP.....	33
3.4.2 Modos de Operação	34
3.4.3 Amplificador Inversor	35
3.4.4 Circuito Somador	35
3.4.5 Filtros	36
3.5 MICROCONTROLADOR	37
3.5.1 Características do ATMEGA328P.....	38
3.5.2 Conversão Analógica/Digital	39
3.6 COMUNICAÇÃO SERIAL	40
3.7 COMUNICAÇÃO <i>BLUETOOTH</i>	40
3.8 FERRAMENTA PARA DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVOS	41
3.8.1 Principais bibliotecas e funções utilizadas	42
3.8.2 Ciclo de vida de uma atividade no <i>Android Studio</i>	43
4 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO	46
4.1 CARACTERÍSTICAS DO PROJETO	46
4.2 VISÃO GERAL DO SISTEMA.....	47

4.3	<i>HARDWARE</i>	47
4.4	<i>SOFTWARE</i>	48
4.5	CUSTOS DO PROJETO.....	48
5	DESENVOLVIMENTO	49
5.1	<i>HARDWARE</i>	49
5.1.1	Módulo de alimentação.....	50
5.1.2	Módulo de aquisição.....	50
5.1.3	Módulo de condicionamento do sinal.....	51
5.1.4	Módulo de controle.....	56
5.1.5	Módulo de comunicação.....	59
5.1.6	Desenvolvimento do aplicativo.....	60
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	70
6.1	SIMULAÇÃO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DO SINAL 70	
6.2	VISUALIZAÇÃO DOS SONS CARDÍACOS.....	77
7	CONCLUSÃO	80
	REFERÊNCIAS	81
	APÊNDICE 1 – TABELA DE PREÇOS	84
	APÊNDICE 2 - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO	86
	ANEXO 1 – DATASHEET DO MICROFONE WM-61B	87
	ANEXO 2 – CARACTERÍSTICAS DO SAMSUNG GALAXY E5	88

1 INTRODUÇÃO

A *mHealth* pode ser definida como uma prática médica e de saúde pública suportada por dispositivos móveis, tais como telefones celulares, dispositivos de monitoramento de pacientes e outros dispositivos sem fio. (WORLD HEALTH ORGANIZATION, , 2016)

De acordo com a União Internacional de Telecomunicação (ITU, *International Telecommunication Union*) existem aproximadamente cinco bilhões de assinantes de telefonia móvel no mundo, com mais de 85% da população coberta por sinal wireless comercial. Com essa maior acessibilidade, existe maior possibilidade do desenvolvimento de dispositivos de *mHealth*. (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2016)

O monitoramento de sinais fisiológicos de pacientes por meio de sensores e utilizando dispositivos móveis mostra-se como uma área que possui grande potencial, devido aos avanços tecnológicos na *mHealth* e a grande acessibilidade dos dispositivos móveis, como citada anteriormente.

Neste contexto, o fonocardiógrafo é um dispositivo eletrônico que proporciona a visualização dos sons cardíacos, fazendo sua aquisição, condicionamento do sinal e processamento digital. O registro obtido pelo fonocardiógrafo auxilia os médicos no diagnóstico de patologias do coração.

Os sons cardíacos, cientificamente chamados de bulhas, são vibrações de curta duração, produzidas pela abertura e fechamento das valvas cardíacas (GUYTON; HALL, 2006). A técnica da ausculta destes sons com o estetoscópio, realizada pelos médicos durante seus atendimentos permite a avaliação do estado das mesmas. Entretanto, esta técnica possui algumas limitações, tais como: grande dependência da experiência do médico, caráter subjetivo e baixa precisão. Devido a tais fatores negativos aliados ao grande avanço tecnológico que esta sendo desenvolvido nesta área, o diagnóstico de doenças cardiovasculares está tornando-se cada vez mais preciso, por meio da substituição ou combinação da ausculta tradicional com técnicas como o fonocardiograma (FCG), o eletrocardiograma (ECG) e o ecocardiograma (ECO). (MENARÉ; ARAÚJO, 2011)

O presente projeto propõe o desenvolvimento de um dispositivo capaz de realizar a aquisição dos sons cardíacos, a filtragem analógica deste sinal e posterior processamento digital e codificação, para que então este seja enviado via

Bluetooth® para um aplicativo desenvolvido através da plataforma *Android Studio*, sendo executado em um *smarthphone*, que possibilita a visualização do sinal.

1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA

Continuamente, têm sido desenvolvidas tecnologias que auxiliam os médicos no diagnóstico de patologias cardíacas. Uma das técnicas desenvolvidas é a ausculta cardíaca proposto por Hipócrates aproximadamente 400 anos a.C., que descreveu o som produzido ao colocar o ouvido no tórax de uma pessoa como o ruído de vinagre fervendo. Desde então a ausculta cardíaca é utilizada para o diagnóstico do estado das valvas cardíacas. (TILKIAN; CONOVER, 2004)

O primeiro instrumento de diagnóstico usado por médicos, o estetoscópio, foi criado no século XIX por René Laënnec que utilizou um pedaço de papel enrolado no formato de um cilindro possibilitando escutar o som do coração de forma mais clara e nítida comparado com a técnica de ausculta direta, que consiste no posicionamento do ouvido do médico diretamente no tórax do paciente. Como a técnica da ausculta cardíaca possui algumas limitações, ela tem sido substituída ou utilizada em conjunto com outras técnicas como o fonocardiograma e o eletrocardiograma. (PESSOA; PINESE; BARROS, 2010)

Neste projeto será apresentado o protótipo de um sistema de monitoramento dos sons cardíacos através de um dispositivo móvel, composto por um circuito com etapas de aquisição, condicionamento do sinal e processamento digital de sinais. Também será apresentado o desenvolvimento de um aplicativo para *smarthphone*, para a visualização das informações.

1.2 PROBLEMA

Projeto e construção do protótipo de um dispositivo que realiza o monitoramento dos sons cardíacos utilizando tecnologia móvel. Este pode ser utilizado pelos médicos na sua rotina clínica diária, sendo um dispositivo que pode auxiliá-los no diagnóstico de doenças cardíacas.

1.3 HIPÓTESE/ PREMISSA

O desenvolvimento do dispositivo de monitoramento irá fornecer mais informações ao médico, permitindo que o mesmo visualizar o formato da onda sonora cardíaca de forma gráfica, possibilitando um diagnóstico mais preciso do estado das valvas cardíacas.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre a fisiologia/anatomia cardíaca relacionada à geração dos sons cardíacos;
- Realizar um estudo sobre as principais tecnologias empregadas em fonocardiógrafos e estetoscópios;
- Realizar um estudo sobre os sensores utilizados para a aquisição de sinais cardíacos, sobre circuitos de condicionamento de sinais, microcontrolador para processamento digital do sinal, protocolo de comunicação *Bluetooth®* e *software* para desenvolvimento do aplicativo;
- Desenvolver o circuito de aquisição e condicionamento do sinal;
- Realizar o processamento digital do sinal utilizando um microcontrolador.
- Desenvolver o aplicativo para monitoramento dos sinais cardíacos;
- Testar e avaliar o dispositivo comparando os resultados obtidos com os da literatura.

1.5 JUSTIFICATIVA

A *mHealth* utiliza dispositivos móveis e tecnologias de comunicação para promover a saúde. Ela tem diversas aplicações como prevenção de doenças, prestação e cuidados de saúde, monitoramento, sistemas de informação, dentre outras. (USAID, 2016)

A popularidade dos dispositivos móveis, como *smartphones* e *tablets*, tem contribuído para o desenvolvimento da *mHealth*, ganhando cada vez mais reconhecimento na medicina, na qual os médicos estão adotando esta tecnologia

em hospitais, clínicas e consultórios como uma ferramenta auxiliar. Diversos aplicativos com o objetivo tanto de monitoramento da saúde como para auxílio ao diagnóstico estão sendo pesquisados e desenvolvidos. (LIMA; PEREIRA, 2016).

Dentro do contexto citado, o desenvolvimento do fonocardiógrafo com tecnologia móvel pode auxiliar os médicos na sua rotina clínica diária, no diagnóstico de doenças relacionadas às valvas cardíacas. Possui maior precisão que o estetoscópio para fins de diagnóstico do estado das valvas cardíacas, pois possibilita a visualização do formato dos sons cardíacos, auxiliando o médico a realizar o diagnóstico de doenças cardíacas mais rapidamente e iniciar o tratamento da mesma. (MENARÉ; ARAÚJO, 2011)

1.6 ORGANIZAÇÃO DO PROJETO

O presente projeto foi dividido em capítulos para melhor compreensão e desenvolvimento:

- Capítulo 2: Descreve a metodologia utilizada no projeto.
- Capítulo 3: Discorre sobre os fundamentos teóricos necessários para a realização do projeto, como: o estudo realizado sobre a anatomia/fisiologia cardíaca, os sensores para a aquisição do sinal, os circuitos eletrônicos utilizados para aquisição e condicionamento de sinal, o microcontrolador para processamento digital, o protocolo de comunicação *Bluetooth®* e o *software* para o desenvolvimento do aplicativo.
- Capítulo 4: Especificações do projeto.
- Capítulo 5: Aborda os procedimentos utilizados no desenvolvimento do protótipo.
- Capítulo 6: Apresenta os resultados e discussões dos mesmos.
- Capítulo 7: Descreve as conclusões obtidas a cerca do protótipo desenvolvido.

2 METODOLOGIA

Para o melhor desenvolvimento do protótipo do fonocardiógrafo com tecnologia móvel, o projeto foi dividido em algumas etapas, visando facilitar a execução do mesmo. Sendo utilizado dois métodos, uma pesquisa exploratória e posteriormente experimental com a montagem do protótipo. Primeiramente foi realizada uma revisão bibliográfica da anatomia/fisiologia cardíaca e dos sons cardíacos, para posterior elaboração de um levantamento acerca das principais tecnologias empregadas nos fonocardiógrafos e dos circuitos de aquisição e condicionamento do sinal.

Foi necessário realizar um estudo sobre os circuitos e sensores empregados no dispositivo. O sensor utilizado para a aquisição do sinal é um microfone de eletreto. Para a escolha do mesmo foi preciso estudar o seu funcionamento e definir as principais características necessárias para a correta aquisição do sinal cardíaco. Para a aquisição do sinal ser realizada de forma precisa, foi verificado através de testes a necessidade de posicionar o microfone dentro do diafragma de um estetoscópio devido a acústica do mesmo, possibilitando a aquisição adequada do som.

Verificou-se a necessidade de realizar o processamento digital do sinal em um microcontrolador, optando-se pelo ATMEGA328P devido ao seu baixo custo, disponibilidade no mercado nacional e vasta biblioteca de exemplos. Nele foram realizadas a conversão analógica/digital, a codificação do sinal e a implementação de dois filtros. A programação se fez através da linguagem C++, baseando-se nas bibliotecas já existentes da plataforma *Arduino*, que promove um processamento digital simples e eficiente.

O aplicativo foi desenvolvido em linguagem de programação JAVA no *software Android Studio*, feito para dispositivos móveis que possuem o sistema operacional *Android*. Este foi escolhido por ser muito utilizado pela população, o *Android* domina o mercado com 87,6% no segundo semestre de 2016, enquanto que o sistema operacional *iOS* é empregado em 11,7%, o *Windows Phone* em 0,4% e outros sistema 0,3%. Ele também possui diversas ferramentas de auxílio ao desenvolvimento de aplicativos existentes para o mesmo. (IDC, 2016)

Foram realizados testes em todas as etapas do desenvolvimento do protótipo, sendo os resultados comparados com os encontrados na bibliografia.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para a realização desse projeto foi necessário realizar um estudo a respeito dos seguintes assuntos: nas áreas médica (fisiologia/anatomia cardíaca e ausculta cardíaca), sensoriamento (microfones), circuitos analógicos (amplificador, filtros e circuitos somadores), microcontroladores e *software* para desenvolvimento de aplicativos. Esse capítulo discorre sobre estes conceitos.

3.1 CICLO CARDÍACO

O coração (Figura 1) é constituído de um átrio e um ventrículo do lado direito e um átrio e um ventrículo do lado esquerdo e pelas valvas atrioventriculares (mitral e tricúspide) e as valvas semilunares (aórtica e pulmonar). O lado direito é responsável por bombear sangue para os pulmões e o lado esquerdo, bombeia o sangue para os órgãos periféricos. Os átrios auxiliam a propelir o sangue para o interior dos ventrículos, enquanto que os ventrículos realizam o bombeamento principal que propela o sangue através da circulação pulmonar, partindo do ventrículo direito ou da circulação periférica, do ventrículo esquerdo. (GUYTON; HALL, 2006).

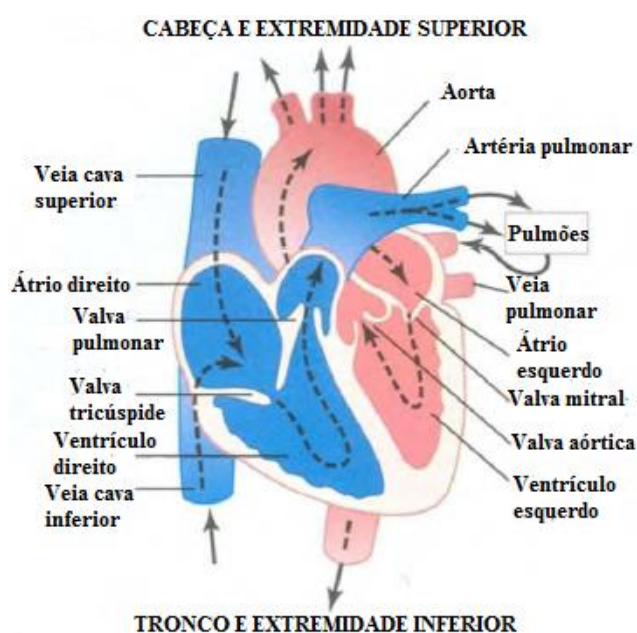


Figura 1: Estrutura do coração

Fonte: GUYTON (2006)

O ciclo cardíaco é caracterizado pelos eventos que ocorrem entre o início de um batimento e início do próximo. Consiste no período de relaxamento no qual o coração se enche de sangue, denominado de diástole, seguido pela sístole, no qual o coração se contrai. Na Figura 2 são ilustrados os diversos eventos que ocorrem no lado esquerdo do coração durante o ciclo cardíaco. As três primeiras curvas (pressão na aorta, pressão atrial e pressão ventricular) mostram as variações da pressão na aorta no ventrículo esquerdo e no átrio esquerdo. A quarta curva (volume ventricular) ilustra as variações do volume ventricular esquerdo; a quinta, o registro do eletrocardiograma e a sexta a do fonocardiograma, que é o registro dos sons produzidos pelo coração, principalmente das valvas cardíacas durante o bombeamento. (GUYTON; HALL, 2006).

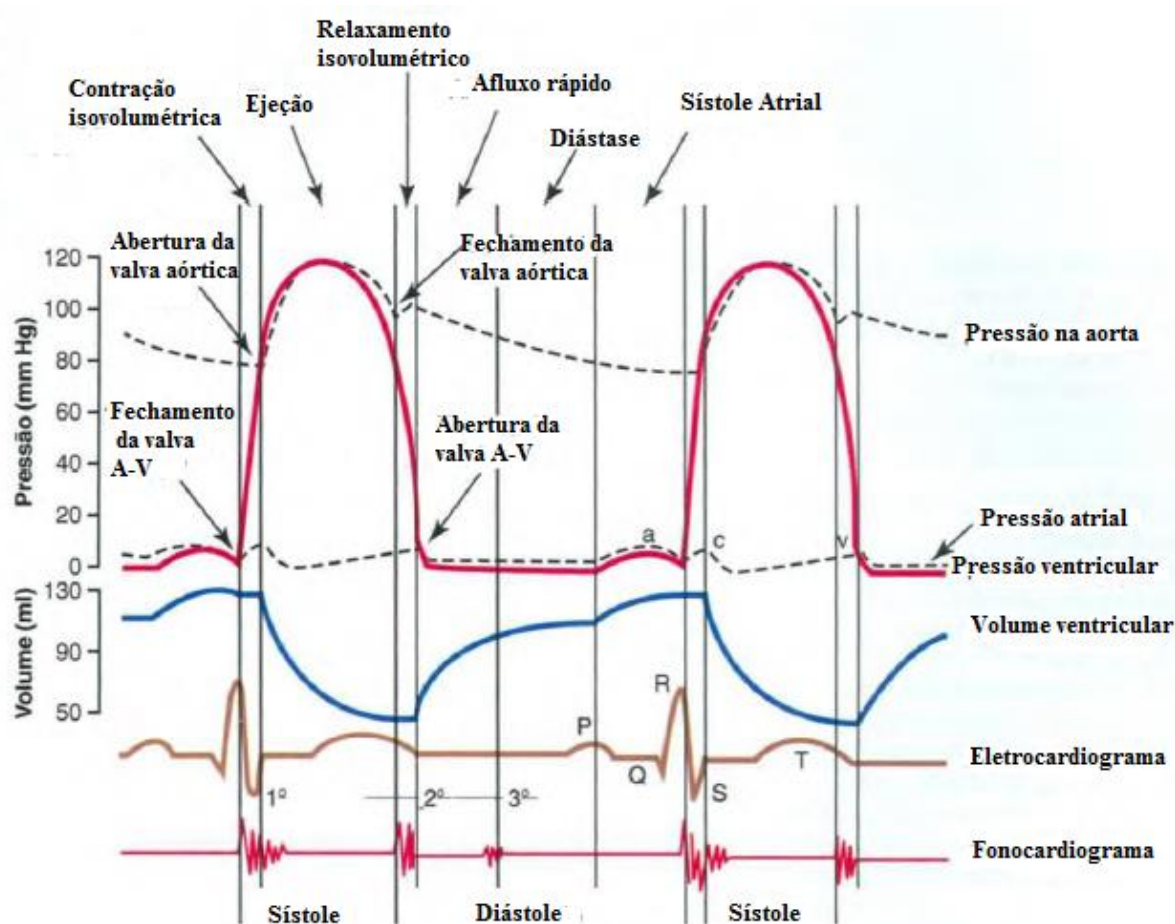


Figura 2: Eventos do ciclo cardíaco

Fonte: GUYTON (2006)

3.1.1 Sons cardíacos

A abertura das valvas cardíacas não é possível de ser auscultada, durante o procedimento de ausculta com o estetoscópio, pois esse processo é lento e geralmente não produz sons. Entretanto, quando ocorre o fechamento das valvas, os folhetos valvulares e os líquidos que as banham vibram sob a influência da variação abrupta da pressão, originando sons que se disseminam em todas as direções do tórax. (GUYTON; HALL, 2006).

O funcionamento normal do coração é cíclico, como descrito anteriormente. Durante esse ciclo pode-se auscultar os sons cardíacos, como a primeira e segunda bulha. O intervalo entre a primeira e a segunda bulha é definido como sístole e o intervalo entre a segunda e a primeira é conhecido como diástole. (SANTO, 2016)

Quando ocorre a contração dos ventrículos, ouve-se primeiramente o som causado pelo fechamento das valvas A-V (atrioventriculares), que são as valvas mitral e tricúspide. Esse som possui timbre baixo e duração relativamente longa, chamada de primeiro som cardíaco (primeira bulha). No final da sístole, quando as valvas aórtica e pulmonar (semilunares) se fecham, ouve-se um rápido estalido por elas se fecharem rapidamente e os tecidos circundantes vibrarem por curto período. Esse é, então, o segundo som cardíaco (segunda bulha). (GUYTON; HALL, 2006).

A duração da primeira bulha é de cerca de 0,14 segundos, e a segunda dura cerca de 0,11 segundos. A segunda bulha possui uma duração um pouco menor do que a primeira devido às valvas semilunares estarem mais retesadas que as válvulas A-V. (GUYTON; HALL, 2006).

Eventualmente uma terceira bulha pode ser ouvida, sendo caracterizada como um som transitório de baixa frequência (20 – 70 Hz), podendo ser produzida tanto pelo ventrículo direito como pelo esquerdo. Embora existam controvérsias, acredita-se que o seu mecanismo se origine como resultado da súbita limitação do movimento de expansão da parede ventricular durante essa fase do ciclo cardíaco. (PAZIN; MACIEL, 2004).

O som que ocorre quando os átrios se contraem, causado pelo influxo de sangue nos ventrículos que desencadeiam vibrações similares as da terceira bulha cardíaca, chama-se quarta bulha. Sendo uma bulha cardíaca atrial, algumas vezes

ela é registrada no fonocardiograma, porém quase nunca pode ser auscultada, devido a sua amplitude e frequência serem muito baixas. A faixa de frequência dos sons cardíacos é de aproximadamente 20 a 750 Hz, sendo que a primeira e segunda bulha estão dentro da faixa de 20-100 Hz. (MENARÉ; ARAÚJO, 2007; GUYTON; HALL, 2006).

3.1.2 Ausculta cardíaca

A palavra ausculta refere-se à escuta dos sons corporais com estetoscópio. Esta técnica é utilizada para o diagnóstico do estado das valvas cardíacas. A Figura 3 mostra as áreas da parede torácica onde os diferentes sons cardíacos valvulares podem ser distinguidos. As áreas clássicas da ausculta são: área mitral (que está sobre o ápice do ventrículo esquerdo, quinto espaço intercostal), área tricúspide (à esquerda do esterno, quinto espaço intercostal), área aórtica (à direita do esterno, segundo espaço intercostal) e a área pulmonar (segundo espaço intercostal, à esquerda do esterno). (GUYTON; HALL, 2006).

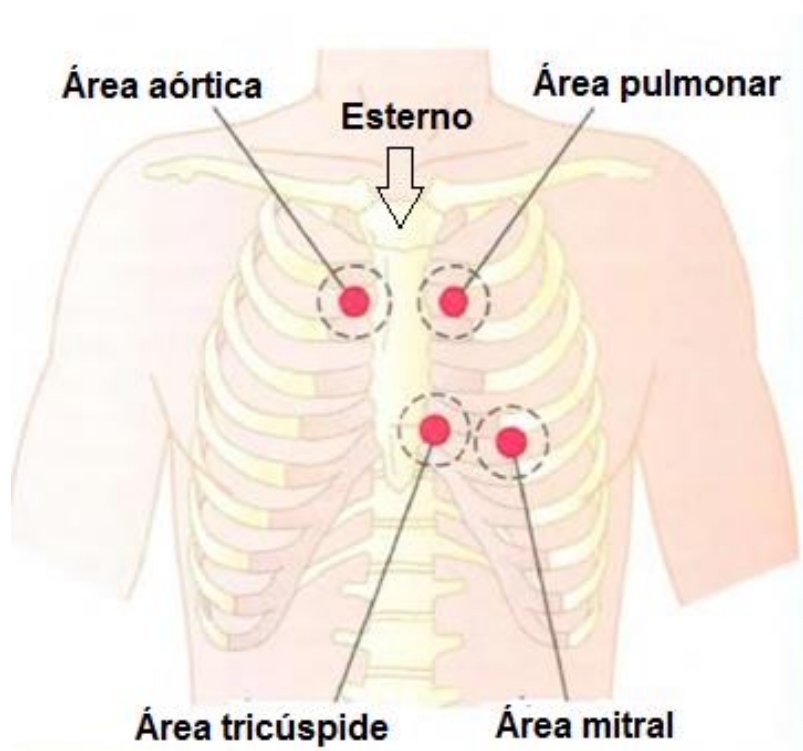


Figura 3: Áreas de ausculta cardíaca

Fonte: GUYTON (2006)

3.1.3 Sopros cardíacos

O maior número de doenças relacionadas as valvas cardíacas são resultados da febre reumática, sendo esta uma doença autoimune na qual as valvas cardíacas podem ser lesadas ou destruídas. Os sopros cardíacos ocorrem quando existem anormalidades nas valvas cardíacas. Dentre elas, pode-se citar: sopro sistólico da estenose aórtica, sopro diastólico da regurgitação aórtica, sopro sistólico da regurgitação mitral e sopro diastólico da estenose mitral. (GUYTON; HALL, 2006).

A Figura 4 ilustra o registro obtido de um fonocardiograma. O registro A é um exemplo de bulhas cardíacas normais, ilustrando a primeira, segunda e terceira bulha. Observa-se que a terceira e a quarta bulha são roncos mais baixos. Os fonocardiograma B,C,D e E mostram os registros idealizados obtidos de pacientes com estenose aórtica, regurgitação mitral, regurgitação aórtica e estenose mitral, respectivamente. Os sopros da estenose aórtica e da regurgitação mitral ocorrem durante a sístole e os da regurgitação aórtica e da estenose mitral ocorrem durante a diástole. (GUYTON, HALL, 2006)

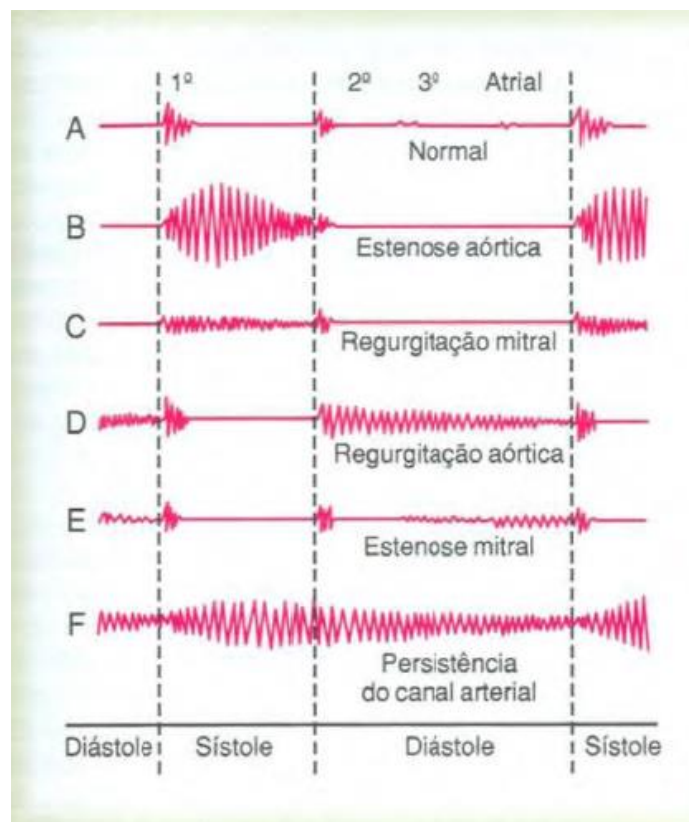


Figura 4: Fonocardiogramas de corações normal e anormal

Fonte: GUYTON (2006)

3.2 EVOLUÇÃO DOS DISPOSITIVOS DE AUSCULTA E MONITORAMENTO CARDIACO

Inicialmente, a ausculta cardíaca era realizada pela colocação direta do ouvido sobre o peito. As primeiras referências ao uso dessa técnica para fins diagnósticos datam de 460 a 370 a.C. Foi a partir da invenção do estetoscópio em 1816, por Laënnec, que tornou-se possível realizar uma melhor análise dos órgãos intratorácicos. A partir dessa invenção, o estetoscópio evoluiu em diferentes modelos e características, a sua utilização permitiu a descoberta de diversas doenças. (FERRAZ; SOARES; TERRA, 2011)

Laënnec testou vários modelos de estetoscópio, feitos com diferentes tipos de madeira, como marfim e outros tipos de materiais. Ele concluiu que madeiras leves eram melhores (Figura 5).



Figura 5: Estetoscópio de Laënnec
Fonte: Ferraz, Soares, Terra (2011)

Adolphe Piorry realizou os primeiros avanços no estetoscópio. O seu modelo possuía a forma de trombeta e duas peças de marfim, uma para cada extremidade (Figura 6). (FERRAZ; SOARES; TERRA, 2011)



Figura 6: Modelo de Piorry
Fonte: Ferraz, Soares, Terra (2011)

Os estetoscópios flexíveis, constituídos por tubos de madeira que se articulavam, como ilustrado na Figura 7, são exemplos de outras inovações que foram realizadas. (FERRAZ; SOARES; TERRA, 2011)



Figura 7: Estetoscópios flexíveis
Fonte: Ferraz, Soares, Terra (2011)

Após a inovação com os estetoscópios flexíveis, foram desenvolvidos os estetoscópios biauriculares, Charles James Blasius Williams, construí em 1829 um modelo biauricular (Figura 8). (FERRAZ; SOARES; TERRA, 2011)



Figura 8: Estetoscópio biauricular
Fonte: Ferraz, Soares, Terra (2011)

O estetoscópio continuou evoluindo no decorrer do século XIX e início do século 20. Nessa época o instrumento já possuía a forma de campânula, o que possibilita uma ausculta melhor dos sons graves. Em 1961, Dr. David Littmann, cardiologista e autoridade internacional em eletrocardiografia, descreveu o modelo que hoje é o mais utilizado na prática médica, ele é construído com aço inoxidável, condutores de *tygon*, possui campânula e diafragma (Figura 9). (FERRAZ; SOARES; TERRA, 2011)



Figura 9: Modelo de Littmann
Fonte: 3M (2016)

Com o avanço tecnológico dos equipamentos médicos hospitalares, o estetoscópio digital ([Figura 10](#)~~Figura 10~~) também foi desenvolvido.



Figura 10: Estetoscópio digital
Fonte: (CIRÚRGICA, 2016)

Ele possui algumas funcionalidades, tais como: amplificação do sinal, filtros analógicos e digitais e comunicação com o computador. (MENARÉ; ARAÚJO, 2011)

Além dessa tecnologia, existe o fonocardiograma que é utilizado para obtenção do registro gráfico dos sons do coração. Ele é composto por um microfone, circuito de condicionamento do sinal, processamento digital e o dispositivo que possibilita a visualização do som (computador, celular, *tablet*). Essa técnica fornece mais informações ao médico a respeito do estado das valvas cardíacas, possibilitando um diagnóstico mais preciso das mesmas. (MENARÉ; ARAÚJO, 2011)

Algumas pesquisas têm sido desenvolvidas nessa área, tais como: O projeto desenvolvido por Fabio. L. Hedayioglu, Tele-Estetoscópio Eletrônico, no qual é descrito um sistema com *hardware* e *software* para monitoramento dos sons cardíacos, este cita que em condições normais e anormais, a faixa de ausculta dos sons situa-se entre 40 Hz e 750 Hz. (HEDAYIOGLU, 2005).

Outro trabalho realizado foi a Análise gráfica dos sons cardíacos, feito por Clóvis S.S.Menaré e Eduardo Araújo, este descreve um sistema de análise gráfica dos sons cardíacos, com a finalidade de identificar as principais características dos ruídos cardíacos, a frequência de análise utilizada foi de 20 a 750 Hz (MENARÉ; ARAÚJO, 2011).

O trabalho desenvolvido por Rizzo, Bertotti e Moraes, Sistema de aquisição e processamento digital de sinais para sons corporais, apresenta o desenvolvimento de um estetoscópio digital microcontrolado, foi utilizado uma frequência de 30 Hz a 400 Hz para a aquisição dos sons cardíacos. (RIZZO; BERTOTTI; MORAES, 2014)

A caracterização funcional cardíaca por fonocardiografia, desenvolvida por Andreia Filipa D.E. Santo, onde foi realizada a caracterização do sinal do fonocardiograma através da transformada de Hilbert-Huang, com a finalidade de identificar características quantitativas que possam ser utilizadas como marcadores na análise da disfunção cardíaca através do fonocardiograma. (SANTO, 2016)

3.3 MICROFONES

Os microfones foram desenvolvidos no século XIX e desde então têm sido aperfeiçoados continuamente atendendo a diversas aplicações. Eles são transdutores que realizam a conversão das ondas sonoras em sinais elétricos. (SILVA et al, 2015)

São constituídos por uma membrana (diafragma), que vibra proporcionalmente à intensidade das ondas sonoras que incidem sobre ela. A incidência dessa energia acústica é transformada ou provoca uma alteração de uma grandeza elétrica em um dispositivo ou circuito eletrônico, dependendo da tecnologia utilizada. (SPADA, 2007).

Esses dispositivos possuem diversas aplicações, tais como: telefones, aparelhos auditivos, na gravação de programas de rádio e televisão, na medicina para captação do som do pulso radial e nos fonocardiógrafos para captação dos sons cardíacos. (SILVA et al, 2015; MENARÉ, 2011).

3.3.1 Princípios de Funcionamento

Os microfones são classificados conforme os seus princípios de funcionamento, sendo os principais o piezoelétrico, o piezoresistivo, o eletromagnético e eletrostático. (SPADA, 2007)

3.3.1.1 *Piezoelétrico*

Esse microfone é formado por um diafragma conectado a um cristal piezoelétrico. Materiais piezoelétricos produzem uma diferença de potencial elétrico quando são comprimidos ou expandidos (Figura 11). Um dos problemas dos microfones baseados nesse princípio de funcionamento é que os cristais piezoelétricos são sensíveis à temperatura e possuem baixa qualidade de áudio. (SPADA, 2007)

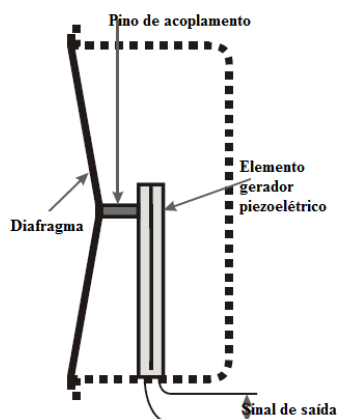


Figura 11: Microfone Piezoelétrico
Fonte: SPADA (2007)

3.3.1.2 Piezoresistivo

O microfone piezoresistivo (Figura 12) é formado por uma estrutura de partículas de carbono puro e um disco de latão, que é conectado a um diafragma de metal. Todo este conjunto é alimentado por uma bateria.

Durante a incidência das ondas sonoras sobre o diafragma, as partículas de carbono vibram, tornando-se mais ou menos densas, fazendo com que o carbono tenha uma resistência variável, então a tensão da bateria é convertida em uma variação da corrente. Esse modelo de microfone não reproduz um sinal com boa qualidade, devido a perdas na eficiência se as partículas de carbono tornarem-se compactadas. Devido às características citadas, eles são mais utilizados para aplicações que não necessitem de uma excelente precisão na reprodução do sinal original. (SPADA, 2007)

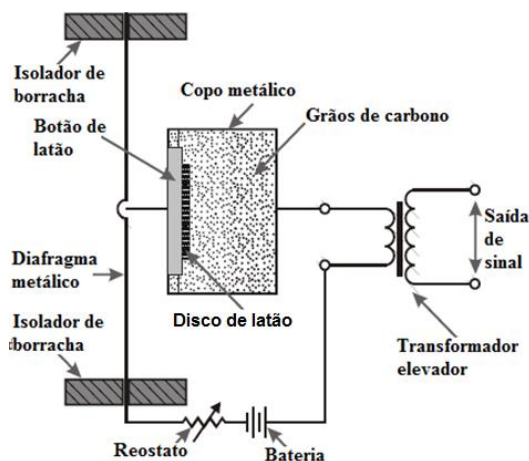


Figura 12: Microfone Piezoresistivo
Fonte: SPADA (2007)

3.3.1.3 Eletromagnético

Utilizam o princípio da Lei de Indução de Faraday, onde uma força eletromotriz e uma corrente elétrica podem ser induzidas em uma espira, quando se faz variar o campo magnético que atravessa a espira, devido à vibração de um diafragma. Os microfones que funcionam por meio desse princípio são classificados em dinâmicos (bobina móvel) e de fita. (HALLIDAY *et al.*, 2009; SPADA, 2007)

Os dinâmicos são compostos por um diafragma, uma bobina móvel e um ímã (Figura 13). Eles funcionam da seguinte forma: durante a incidência das ondas sonoras sobre o diafragma, ocorre uma variação do campo magnético e uma corrente elétrica induzida é gerada. Eles possuem fácil fabricação, baixa impedância em torno de 50 a 600 ohms, boa qualidade sonora e são mecanicamente resistentes. São muito utilizados em apresentações públicas e shows. (SPADA, 2007; SILVA *et al.*, 2015)

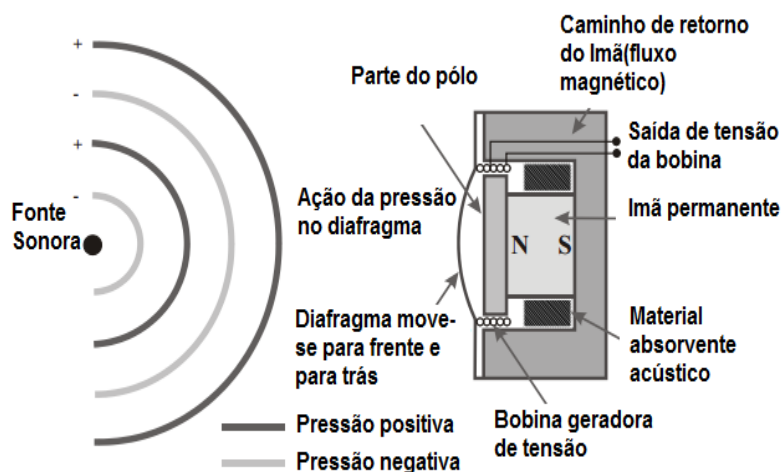


Figura 13: Microfone dinâmico
 Fonte: SPADA (2007)

Os microfones de fita são constituídos de uma fita de metal condutor, colocada sobre um campo magnético constante, gerado pelos ímãs (Figura 14). A fita é fixa nas extremidades, e o seu corpo fica livre para se movimentar. Quando as ondas sonoras incidem sobre ela, esta se movimenta proporcionalmente a intensidade das ondas sonoras, causando uma variação do campo magnético, o que gera uma pequena tensão nos terminais da fita. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015).

A amplitude do sinal gerado é pequena, devido a isso é necessário um transformador elevador de sinal e casador de impedâncias. Esse modelo de microfone é frágil, porém ele possui baixo nível de ruído e ótima qualidade sonora. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015).

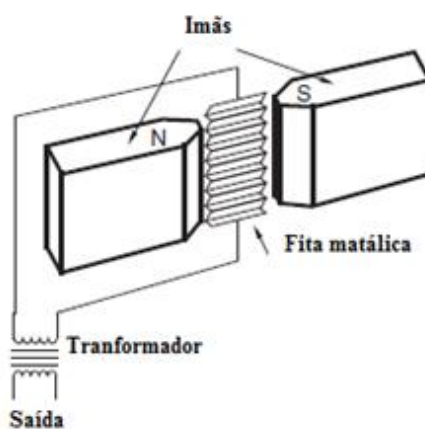


Figura 14: Microfone de Fita
 Fonte: SPADA (2007)

3.3.1.4 Eletrostático

O princípio de funcionamento desse tipo de microfone é baseado na eletrostática, que é composta de dois princípios básicos: da atração e repulsão das cargas elétricas (cargas de mesmo sinal se repelem e cargas de sinais contrários se atraem), e da conservação de cargas elétricas (em um sistema eletricamente isolado, a soma das quantidades de carga elétrica é constante). (HALLIDAY *et al.*, 2009).

Os microfones que utilizam esse princípio são os capacitivos e de eletreto. Os capacitivos são formados por um diafragma condutivo, feito geralmente de poliéster revestido com uma camada de metal, e uma placa paralela fixa, chamada de *backplate*, (Figura 15). A placa é carregada eletricamente, com a finalidade de formar um capacitor, que detecte todas as variações causadas pelas ondas sonoras que incidem sobre o diafragma. Desta forma, quando as ondas sonoras incidem sobre o diafragma este se movimenta, ocasionando a variação da tensão entre ele e a placa, então é gerado um sinal elétrico. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015).

Esses microfones possuem maior sensibilidade, melhor resposta em frequência e a transientes (capacidade de responder a variações rápidas) que os microfones dinâmicos. Entretanto eles possuem uma resistência mecânica menor. Devido a essas características, esse modelo de microfone é muito utilizado para captação de som de alta qualidade em estúdios profissionais. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015)

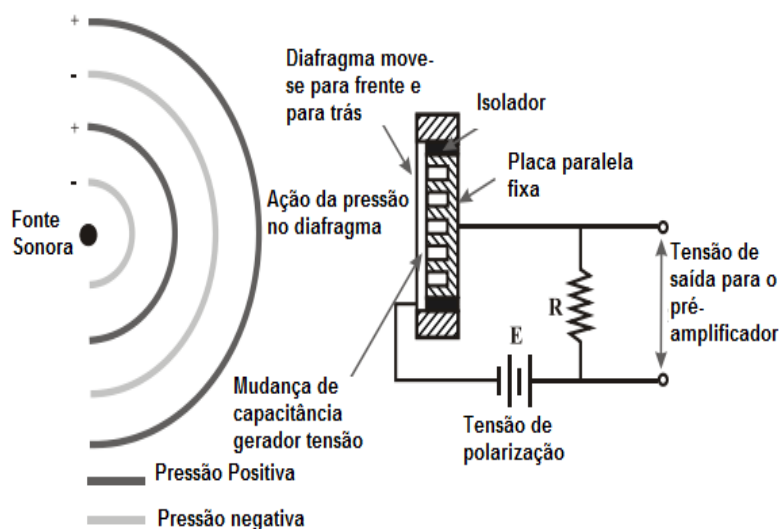


Figura 15: Microfone capacitivo

Fonte: SPADA (2007)

A maior parte dos microfones de eletreto é feito de polímeros sintéticos, como fluoropolímeros, polipropileno, polietileno, tereftalato entre outros. Os microfones feitos com esses polímeros podem ser construídos em vários formatos e tamanhos. Devido ao baixo custo, simplicidade de construção, boa resposta em frequência e a transientes, eles possuem diversas aplicações tais como: circuitos que captam os sons corporais, para aparelhos de audição, para recepção subaquática ou aérea de frequências muito baixas. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015).

3.3.2 Características Importantes dos Microfones

Para a correta escolha de um microfone, algumas características devem ser observadas a fim de se obter a máxima qualidade do sinal da fonte sonora. São elas: nível de pressão sonora, sensibilidade, resposta a transientes, resposta em frequência, ruído de fundo, temperatura, impedância dos circuitos e direcionalidade.

- a) O nível de pressão sonora refere-se à máxima pressão que o microfone suporta, se esse ponto for ultrapassado o sinal pode ficar distorcido.
- b) A sensibilidade é a relação entre o nível elétrico de saída do microfone e a pressão sonora incidente. Ela mede a eficiência do microfone.
- c) A resposta a transientes corresponde à velocidade com que um microfone consegue responder as ondas sonoras que incidem sobre ele.
- d) A resposta em frequência corresponde à faixa de frequência que o microfone consegue reproduzir o sinal captado.
- e) O ruído de fundo corresponde ao ruído característico de cada microfone. É um dado técnico expresso em dBA que varia conforme cada modelo de microfone.
- f) Com relação à temperatura, os microfones são projetados para serem utilizados dentro de uma faixa de temperatura, sem sofrerem danos na qualidade do sinal reproduzido e na sua estrutura interna. Se forem

expostos a temperaturas fora dessa faixa o sinal pode sofrer alterações.

- g) A impedância nos circuitos dos microfones é um fator muito importante para a boa reprodução do sinal sonoro captado. Quando se tem impedâncias muito baixas ocorre uma dissipação grande de potência, ocorrendo distorção do sinal. Porém quando a impedância é muito alta, o circuito pode acabar cortando os sinais de alta frequência, ocasionando oscilações na estrutura interna dos microfones e aumentando a captação de ruídos.
- h) A direcionalidade é a resposta dos microfones em frequência e em amplitude, variando de acordo com o ângulo em que as ondas sonoras incidirem neles. São classificados em omnidirecionais, unidirecionais e bidirecionais. (SPADA, 2007; SILVA et al, 2015).

3.4 AMPLIFICADORES OPERACIONAIS

Os amplificadores operacionais (AMPOP) são amplificadores de corrente contínua com entrada diferencial. Possuem diversas aplicações, como em sistemas eletrônicos de controle industrial, na instrumentação industrial, nuclear e médica, nos computadores analógicos, nos equipamentos de telecomunicações, em sistemas de aquisição de dados entre outros. São formados por uma entrada inversora, uma entrada não-inversora e uma saída, além de sua alimentação positiva e negativa. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

3.4.1 Características Ideais de um AMPOP

- Resistência de entrada infinita;
- Resistência de saída nula;
- Ganho de tensão infinito;
- Resposta em frequência infinita (CC a infinitos Hertz);
- Insensibilidade à temperatura.

3.4.2 Modos de Operação

Os amplificadores operacionais podem operar em alguns modos, os quais serão descritos a seguir:

a) Sem realimentação: Nesse modo de operação, chamada de malha aberta (Figura 16), o ganho do AMPOP é estipulado pelo fabricante, não sendo possível ter controle sobre o mesmo. É muito utilizado em circuitos comparadores. Na figura 16 V_i representa a tensão de entrada e V_o a de saída. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

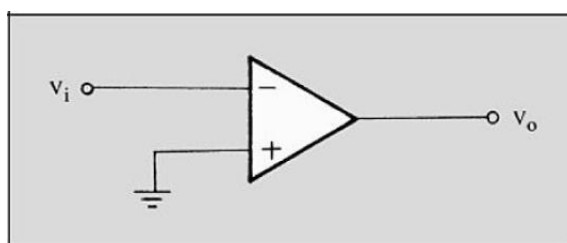


Figura 16: AMPOP sem realimentação

Fonte: PERTENCE JÚNIOR (2003)

b) Com realimentação positiva: denominado de malha fechada (Figura 17). Tem a desvantagem de conduzir o circuito a instabilidade. É comumente utilizado em circuitos osciladores. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

c) Com realimentação negativa: Também é denominado de malha fechada. É o modo de operação mais utilizado nos circuitos com AMPOPs (Figura 18). Possui diversas aplicações como: seguidor de tensão, amplificador não inversor, amplificador inversor, filtros ativos, integrador, etc. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

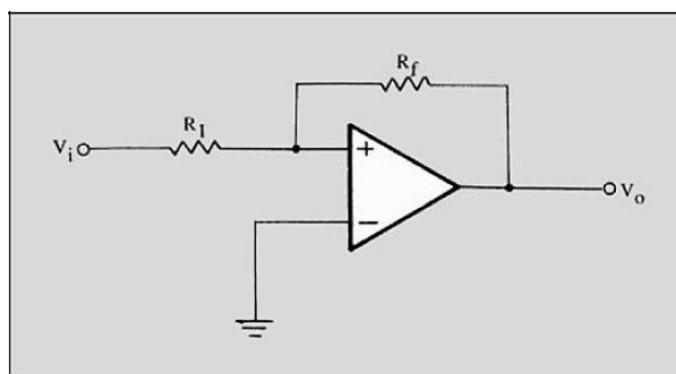


Figura 17: AMPOP com realimentação positiva

Fonte: PERTENCE JÚNIOR (2003)

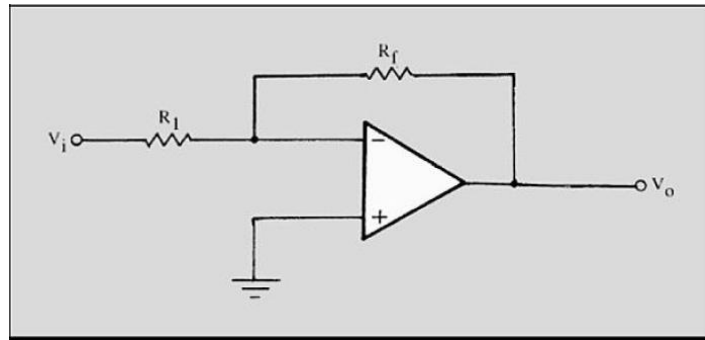


Figura 18: AMPOP com realimentação negativa
Fonte: PERTENCE JÚNIOR (2003)

3.4.3 Amplificador Inversor

Essa configuração do amplificador inversor (Figura 18) permite que o sinal seja amplificado e causa defasagem de 180° da saída em relação ao sinal de entrada. O ganho desse amplificador é dado por:

$$A_{Vf} = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_f}{R_1} \quad (1)$$

3.4.4 Circuito Somador

O circuito somador tem por objetivo realizar a soma de dois ou mais sinais, como no caso do exemplo ilustrado na Figura 19, onde é efetuada a soma de três sinais. Para esse circuito a tensão de saída v_0 é dada pela Equação 2. Naturalmente, o número de entradas pode variar. :

$$v_0 = -R_f \left(\frac{v_1}{R_1} + \frac{v_2}{R_2} + \frac{v_3}{R_3} \right) \quad (2)$$

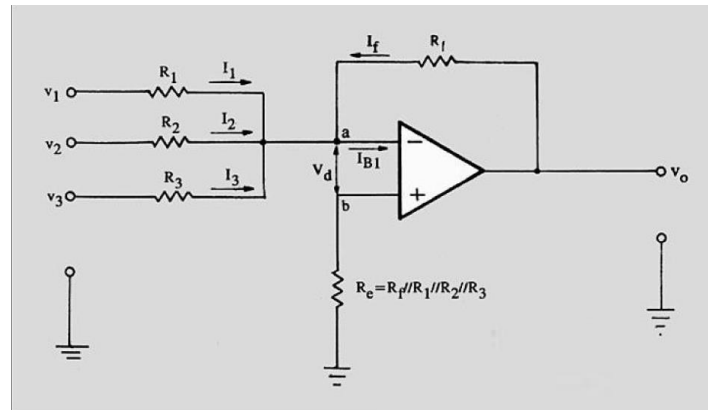


Figura 19: Circuito Somador
Fonte: PERTENCE JÚNIOR (2003)

A resistência R_e é de balanceamento de carga nas entradas do amplificador operacional, calculada para possuir o mesmo valor da resistência vista pelo terminal de entrada inversora, de modo que a entrada inversora e não inversora enxerguem a mesma resistência equivalente nos seus terminais de entrada. Ela pode ser desconsiderada, pois não há corrente circulando por ela.

3.4.5 Filtros

Os filtros são circuitos projetados para delimitarem determinada faixa de frequência, ou seja, eles permitem a passagem de determinadas frequências e atenuam outras. Podem ser classificados sob três aspectos: quanto à função executada, quanto à tecnologia empregada e quanto à função-resposta (ou aproximação) utilizada. Quanto à função executada eles podem ser classificados em:

- Passa-baixa [PB]: São aqueles que permitem a passagem das frequências abaixo da frequência de corte e atenuam as demais frequências;
- Passa-alta [PA]: Permitem a passagem das frequências acima da frequência de corte e atenuam as demais frequências abaixo;
- Passa-faixa [PF]: Permitem a passagem das frequências que estão entre a faixa das frequências de corte e atenuam aquelas que estão fora dessa faixa;

- Rejeita-faixa [RF]: Atenuam a faixa de frequência entre as frequências de corte e permitem a passagem das frequências fora dessa faixa. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

Quanto à tecnologia empregada:

- Filtros passivos: São os construídos com componentes passivos, como: resistores, capacitores e indutores.
- Filtros ativos: São constituídos de elementos passivos e componentes ativos (válvulas, transistores ou amplificadores operacionais).
- Filtros digitais: Utilizam componentes digitais em sua constituição. Um sinal analógico é convertido em um sinal digital por meio de um sistema de conversão analógico-digital. O sinal binário que representa o sinal de entrada, obtido pelo processo citado, passa pelo filtro digital e o resultado é reconvertido em um sinal analógico por um sistema de conversão digital-analógico. (PERTENCE JÚNIOR, 2003)

Quanto ao tipo de aproximação:

- *Butterworth*: também conhecida como resposta plana, pois as curvas obtidas não possuem nenhum tipo de ondulação (*ripple*).
- *Chebyshev*: Os filtros *butterworth* de primeira ordem não apresentam boa resposta próximo a frequência de corte, enquanto o *Chebyshev* possui melhor definição próximo a frequência de corte, porém possui ondulações na faixa de passagem.
- *Cauer*: É a aproximação mais exata, porém é complexa.

3.5 MICROCONTROLADOR

Os microcontroladores são dispositivos dotados de uma inteligência programável, utilizados no controle de processos lógicos. Eles são constituídos de uma memória de programa, memória de dados, portas de entrada e saída e periféricos, como timers, contadores, portas de comunicação serial, PWM, conversores analógico-digitais entre outros. Possuem diversas aplicações, desde

equipamentos sofisticados a pequenos brinquedos infantis, abrangendo áreas como a automação industrial, comercial e residencial, automobilística, agrícola, eletrodomésticos, telecomunicações, etc. (OLIVEIRA NETO; MONTEIRO; QUEIROGA, 2016)

3.5.1 Características do ATMEGA328P

O microcontrolador utilizado nesse projeto foi o ATMEGA328P, que faz parte da família de microcontroladores de 8 bits CMOS baseada na arquitetura AVR lançada pela ATMEL. Possuindo um conversor A/D de 10 bits, uma porta de comunicação serial, 23 entradas e saídas digitais, memória flash de 32 kBytes, memória EEPROM de 1 kBytes e tensão de alimentação de 5 V. (ATMEL, 2016)

O *software* utilizado para implementar a programação neste microcontrolador é a *Integrated Development Environment* (IDE) do *Arduino*. Constituído por um ambiente de desenvolvimento integrado, nele é implementado todo o código composto pelas funções que serão embarcadas no microcontrolador.

As principais funções e bibliotecas utilizadas neste são:

- *AnalogRead(pin)*: Esta função faz a leitura de um pino analógico especificado, realizando a conversão analógica/digital.
- *PinMode(pin, mode)*: Função responsável pela configuração do pino especificado como entrada ou saída.
- *Serial.begin(speed)*: Função responsável pela configuração da taxa de comunicação em bits por segundo (*baud rate*) da porta serial.
- *Serial.available()*: Esta função retorna a quantidade de bytes disponíveis para leitura no *buffer* de entrada da porta serial.
- *Serial.read()*: Função que realiza a leitura do byte mais recente apontado no *buffer* de entrada da porta serial.
- *Serial.print(val)*: Função responsável pela escrita na porta serial de texto em formato ASCII.
- *Serial.write(val)*: Função responsável pela escrita de um byte na porta serial.
- *BitRead(x,n)*: Função responsável pela leitura bit-a-bit de uma variável na posição especificada.

- *TimerOne*: Biblioteca utilizada para implementar o timer responsável pelas interrupções controladas.
- *FiltersOnePole*: Biblioteca utilizada para implementar um filtro de primeira ordem, tanto passa-alta, como passa-baixa.
- *SoftwareSerial*: Biblioteca que permite a criação de portas virtuais adicionais de comunicação serial, além da única porta física padrão que vem disponível no microcontrolador. (ARDUINO, 2016)

3.5.2 Conversão Analógica/Digital

Os conversores A/D, são comumente utilizados em áreas onde a medição, monitorização ou controle de grandezas analógicas são realizadas através de sistemas digitais. Eles convertem um sinal analógico, contínuo no tempo, em um sinal amostrado, discreto no tempo, aplicando um fator de conversão determinado, geralmente por tensões de referência que devem ser fornecidas aos conversores. A resolução em volts dos conversores é dada pela faixa de valores analógicos e a quantidade de números existentes na sua representação. O conversor A/D do ATMEGA328P possui 10 bits de resolução. A sua resolução em volts é calculada pela equação 3, onde N é o número de bits do conversor A/D e Res a resolução do conversor. No exemplo foi utilizado um conversor com fundo de escala de 5 a 0 V e 10 bits de resolução. (TEXAS INSTRUMENTS, 2016)

$$Res = \frac{\text{Fundo de escala}}{2^N - 1} = \frac{5V - 0V}{2^{10} - 1} \cong 4,888mV \quad (3)$$

O processo de conversão do sinal envolve algumas etapas, como a aquisição do sinal através de um transdutor que converta a variável física em um sinal elétrico para o conversor A/D. O sinal é então amostrado e convertido em um conjunto de valores discretos, conforme a taxa de amostragem. Esta define quantas amostras do sinal serão coletadas por segundo em determinado período de tempo. Depois dessa etapa o sinal é quantizado, determinando qual o valor digital de cada amostra, o que depende do número de bits do conversor. (MATHEUS, 2015)

3.6 COMUNICAÇÃO SERIAL

A comunicação serial é baseada no envio e recebimento de bytes de informação, um bit de cada vez. O protocolo serial é muito comum para a comunicação entre dispositivos, vindo como padrão em quase todo computador. Normalmente ela é utilizada para transmitir dados em ASCII. A taxa de transmissão (Baud rate) é uma medida de velocidade de comunicação, ela indica o número de bits transmitidos por segundo. (NATIONAL INSTRUMENTS, 2016)

3.7 COMUNICAÇÃO BLUETOOTH

O protocolo de comunicação *Bluetooth*® foi desenvolvido em 1994. Essa tecnologia procura promover soluções substituindo cabos de dispositivos portáteis por conexões de rádio frequência. Ela destina-se a comunicações de curto alcance, portanto não requer elevadas potências de transmissão. Possui baixo custo e baixo consumo de energia, característica fundamental para dispositivos que são alimentados por baterias. (MARTINCOSKI, 2003)

Esses dispositivos operam na banda ISM (*Industrial Scientific and Medical*) de 2,4 GHz que corresponde à faixa de frequência de 2,4 a 2,4835 GHz. A especificação do *Bluetooth*® especifica três diferentes classes de potência, essas classes possibilitam diferentes alcances para os dispositivos, (MARTINCOSKI, 2003) são elas:

- Classe 1 = 100 mW, alcance até 100 metros;
- Classe 2 = 2,5 mW, alcance de até 10 metros;
- Classe 3 = 1 mW, alcance de até 1 metro.

O módulo *Bluetooth*® utilizado neste projeto foi o HC-05 (Figura 20), ele oferece uma forma simples e eficiente de comunicação com o microcontrolador, trabalha tanto em modo mestre como escravo. Possui alimentação de 5 V, porém sua comunicação é feita na faixa de 1,8 a 3,6 V. A sua potência de transmissão é de 2,5mW, possibilitando o alcance de até 10 metros. É formado por 6 pinos, sendo: os pinos de comunicação serial, Rx e Tx, alimentação (Vcc), terra (gnd), *key* que é o

pino de configuração e o *state* que é um pino de saída que retorna o estado do BT, por exemplo se ele já esta pareado ou não. (ITEADSTUDIO, 2016)

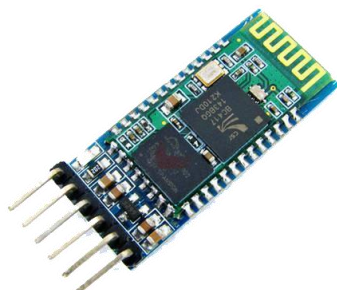


Figura 20: Módulo Bluetooth HC-05
Fonte: Iteadstudio (2016)

3.8 FERRAMENTA PARA DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVOS

O *Android Studio* é uma ferramenta para desenvolvimento de aplicativos para o sistema operacional *Android*. Ele possui diversos recursos, tais como: edição de código de nível global, depuração, ferramentas de desempenho, sistema flexível de compilação e criação/ implantação instantâneas que permitem a criação de aplicativos exclusivos de alta qualidade. (CONSOLE, 2016)

As suas principais características são:

- *Instant Run*: Possibilita o envio e visualização em um dispositivo ou emulador de forma imediata de alterações feitas no código.
- Editor de código inteligente: Possibilita a escrita do código de forma mais rápida, através de recursos que orientam o usuário a cada etapa do código, tais como: sugestão automática de inclusão de bibliotecas necessárias e possui recurso autocompletar (conforme você digita, o *Android Studio* fornece sugestões em uma lista, basta pressionar Tab para inserir o código).
- Emulador rápido com recursos avançados: Recurso utilizado para executar aplicativos mais rapidamente do que em um dispositivo físico, para testar o aplicativo em praticamente qualquer configuração de dispositivo *Android*: telefones *Android*, *tablets Android*, dispositivos *Android Wear* e *Android TV*.

- Modelos de código e aplicativos de exemplo: O *Android Studio* inclui modelos de projeto e códigos que tornam mais fácil a edição de padrões conhecidos.
- *Lintelligence*: O *Android Studio* fornece uma estrutura de verificação de códigos suspeitos, através de 280 verificações. Também disponibiliza várias correções rápidas para auxiliar o desenvolvedor a resolver problemas em diversas categorias, tais como: desempenho, segurança e precisão, com um único clique. (CONSOLE, 2016)

3.8.1 Principais bibliotecas e funções utilizadas

A seguir são descritas as principais funções e bibliotecas utilizadas:

- *GraphView*: Biblioteca que gera o gráfico em tempo real, é possível implementar todas as configurações de gráficos através dela.
- *BluetoothDevice*: Biblioteca que permite criar uma conexão com o dispositivo *bluetooth®* ou consulta informações sobre ele, como o nome, endereço, classe e estado de ligação.
- *ProgressDialog*: Biblioteca que gera a caixa de diálogo de carregamento.
- *FindViewById*: Função que relaciona os elementos gráficos do layout com o código em execução através do identificador (ID), permitindo que o script interaja dinamicamente com os botões, caixas de texto e demais componentes visuais do aplicativo.
- *setOnClickListener*: Função que consiste em um método que implementa uma rotina de escuta para ações sobre determinado objeto, tais como clique em botões, foco, pressionamento de tecla, entre outros. Desta forma um conjunto de instruções pode ser executado sempre que houver o evento sobre o componente. (CONSOLE, 2016)

A Figura 21 e a Figura 22 ilustram o ambiente de desenvolvimento de *layout* e de programação do *Android Studio*.

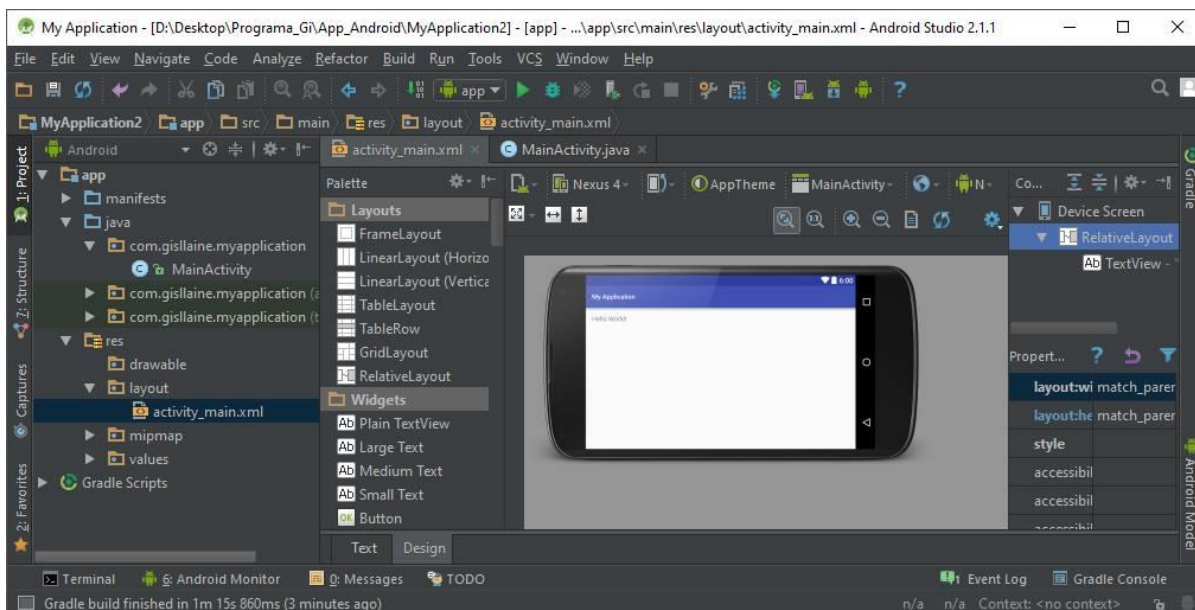


Figura 21: Tela de desenvolvimento do Layout *Android Studio*

Fonte: Autoria própria

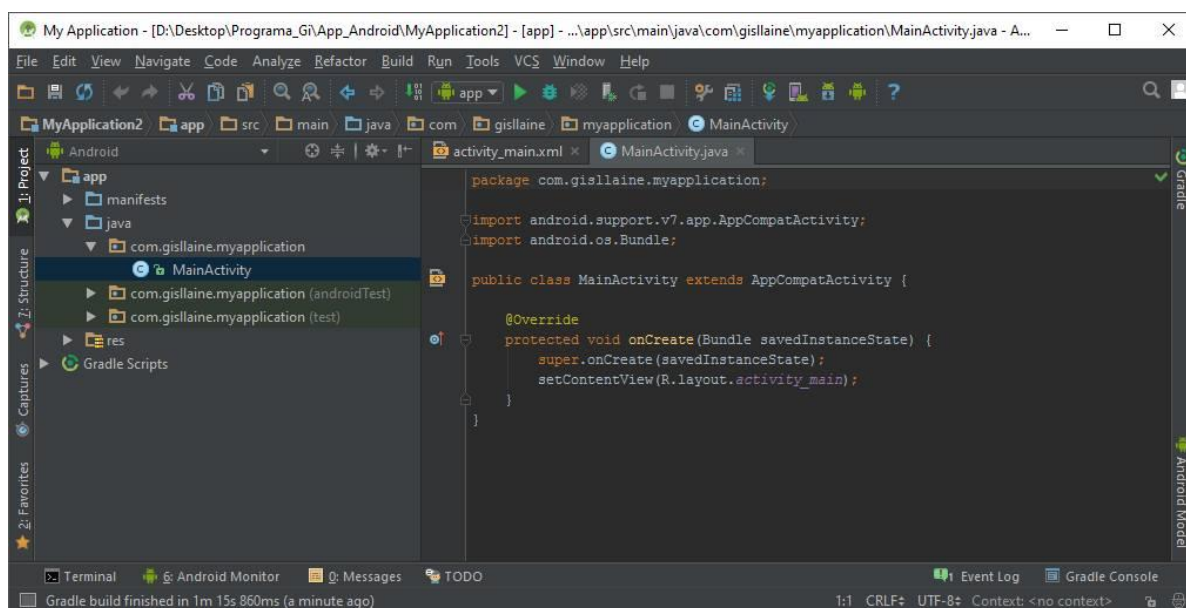


Figura 22: Tela de programação do *Android Studio*

Fonte: Autoria própria

3.8.2 Ciclo de vida de uma atividade no *Android Studio*

Todo o tempo de vida de uma atividade criada no *Android Studio* (Figura 23), acontece entre a chamada de *onCreate()* (função que é chamada sempre que uma nova atividade é criada) e a chamada de *onDestroy()* (função chamada quando o aplicativo é encerrado), porém o tempo de vida visível ao usuário ocorre entre as

chamadas *onStart()* e a chamada *onStop()*, durante essas chamadas o usuário pode ver a atividade na tela e interagir com ela. (CONSOLE, 2016)

O topo da pirâmide é o local no qual a atividade funciona em primeiro plano e o usuário pode interagir com ela. Conforme o usuário começa a sair da atividade, outros métodos são chamados pelo sistema que a movem de volta em direção à base da pirâmide para desfazer a atividade. Existem três estados fundamentais, nos quais a atividade pode existir em apenas um dos três estados por um período de tempo maior, sendo:

- Em operação (*Resumed*): Nesse estado, o usuário consegue interagir com a atividade (clique em botões, visualizar gráficos, etc), que está sendo executada em primeiro plano.
- Pausado (*Paused*): Outra atividade está em primeiro plano é semitransparente ou não cobre toda a tela. A atividade pausada não recebe entrada do usuário e não executa código. Por exemplo, quando uma notificação está sendo exibida para o usuário, porém a tela de fundo ainda pode ser vista então a mesma encontra-se pausada.
- Interrompido (*Stopped*): A atividade encontra-se totalmente oculta e não é visível ao usuário. Por exemplo, quando o aplicativo possui duas telas, uma tela está “interrompida” e a outra está em primeiro plano interagindo com o usuário. (CONSOLE, 2016)

Nos outros estados, *OnCreated* e *OnStart*, são temporários, o sistema se move rapidamente de um para outro estado chamando o próximo método de retorno de chamada do ciclo de vida. (CONSOLE, 2016)

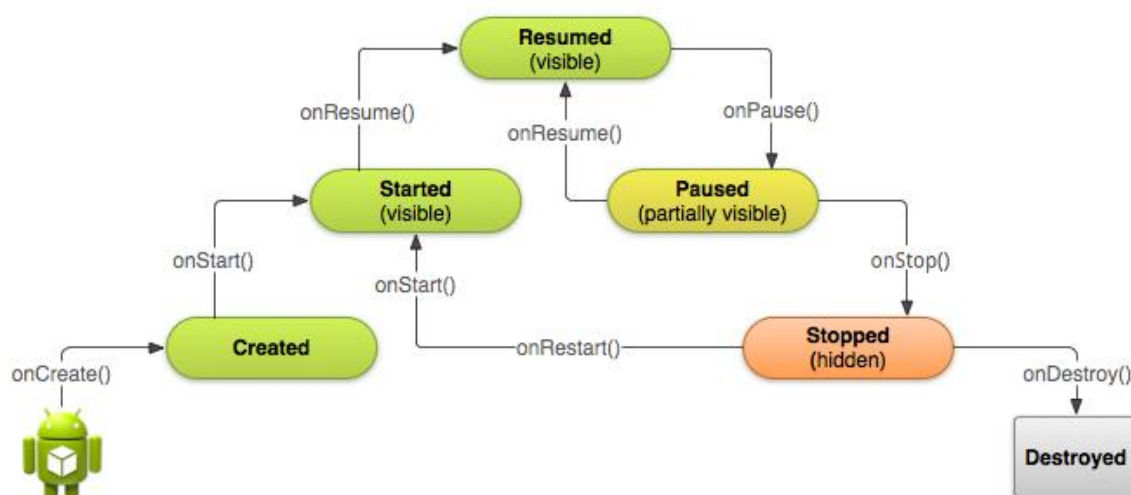


Figura 23: Ciclo de vida da atividade
Fonte: Studio (2016)

4 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO

O presente projeto descreve a sequência de atividades realizadas para o desenvolvimento do dispositivo que realiza monitoramento dos sons cardíacos, com o objetivo de auxiliar os médicos no diagnóstico de patologias cardíacas. Para o correto monitoramento dos sinais, foi necessário desenvolver um *hardware* com o circuito de aquisição, condicionamento do sinal e capacidade de envio do mesmo para um aplicativo em um *smarthphone*. O protocolo de comunicação escolhido para a transmissão do sinal foi *Bluetooth®*, devido a sua facilidade de implementação visto que o mesmo já se encontra embutido nos dispositivos móveis. O aplicativo foi desenvolvido no software *Android Studio* e executado em um *smartphone*.

4.1 CARACTERÍSTICAS DO PROJETO

As características gerais do projeto são:

- Frequência do som ideal a ser avaliada: 20Hz a 720 Hz;
- Período de amostragem ideal do sinal: 666,67 μ s;
- Microcontrolador ATMEGA328P;
- Comunicação realizada com o *Bluetooth®*;
- Aplicativo próprio desenvolvido no *Android Studio*;
- Transmissão codificada do sinal.

Componentes utilizados:

- Microcontrolador ATMEGA328P;
- Módulo de transmissão *Bluetooth®* HC-05;
- Amplificadores operacionais TL064 E LM741;
- Regulador de tensão LM7805 e conversor ICL7660;
- Microfone WM-61B;
- Bateria de 9 V para alimentação;
- Componentes passivos diversos.

4.2 VISÃO GERAL DO SISTEMA

A Figura 24 apresenta uma visão geral do sistema, que é composto pelo módulo de aquisição dos sons cardíacos, formado pelo microfone WM-61B, o estágio de condicionamento do sinal, onde ocorrem a filtragem e amplificação do sinal, a etapa de processamento digital, onde é realizada a conversão A/D, a codificação e filtragem digital do sinal, estágio de comunicação *Bluetooth*® formado pelo módulo HC-05 e a etapa de interface gráfica, onde foi desenvolvido o aplicativo para *smathphone* no *Android Studio*.

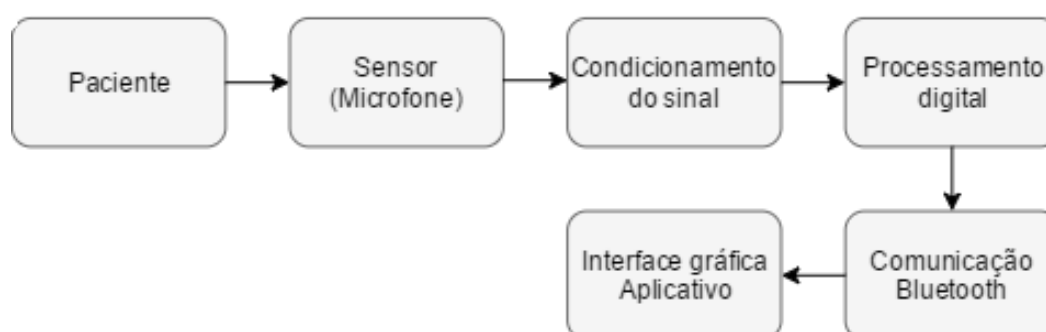


Figura 24: Diagrama de blocos do sistema
Fonte: Autoria própria

4.3 HARDWARE

O *hardware* foi desenvolvido em uma única placa que realiza a aquisição, filtragem, conversão analógico/digital, codificação e transmissão do sinal, é constituído das seguintes etapas:

- Módulo de alimentação: formado por uma bateria de 9 V, um regulador de tensão LM7805 e dois capacitores de 330 nF e 100 nF, fornecendo +5 V. A fonte de -5 V foi implementada utilizando o ICL7660 e dois capacitores de 10 uF.
- Módulo de aquisição dos sinais cardíacos: constituído por um microfone de eletreto WM-61B e o diafragma de um estetoscópio convencional.

- Módulo de condicionamento do sinal: formado por um filtro passa-faixa de segunda ordem, um circuito para a amplificação do sinal, um circuito somador e um amplificador inversor.
- Módulo de controle: constituído pelo microcontrolador ATMEGA328P que realiza a conversão A/D, filtragem e codificação do sinal, além dos circuitos auxiliares de oscilação e *reset*.
- Módulo de comunicação: formado pelo módulo *Bluetooth®* HC-05, que realiza a comunicação entre o *smartphone* e o *hardware*.

4.4 SOFTWARE

A etapa de *software* divide-se em duas partes sendo a primeira o código implementado no ATMEGA328P, o qual realiza a conversão A/D, filtragem digital e codificação do sinal. A segunda etapa é formada pelo código implementado no *Android Studio* na linguagem de programação JAVA, responsável pelo aplicativo que será executado no dispositivo móvel, contendo os elementos visuais (botões, caixas de texto e gráfico) e o código responsável pelo recebimento dos dados via *Bluetooth®*, decodificação e plotagem no gráfico.

4.5 CUSTOS DO PROJETO

A Tabela 1 apresenta um orçamento com todos os componentes utilizados no projeto separado por módulos, pode ser encontrado no Apêndice 1 deste trabalho.

5 DESENVOLVIMENTO

Nesse capítulo será descrito todo o processo de desenvolvimento do dispositivo de monitoramento dos sons cardíacos. Ele foi dividido em tópicos onde serão abordadas as etapas de aquisição, condicionamento, processamento digital do sinal e desenvolvimento do aplicativo. Serão abordadas e justificadas as escolhas dos componentes utilizados e serão demonstrados todos os cálculos realizados para implementação dos circuitos. A Figura 25 apresenta uma visão geral do sistema.

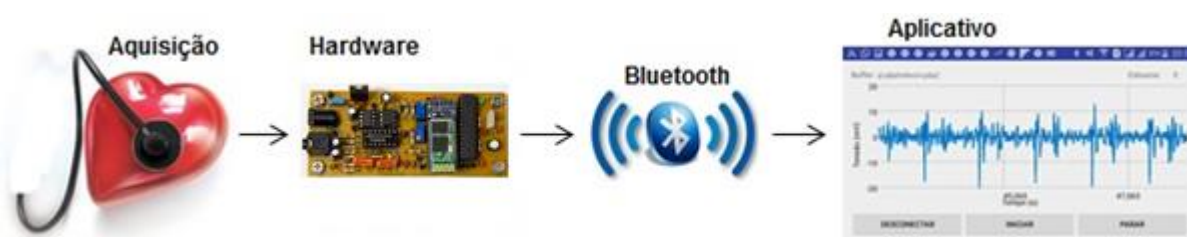


Figura 25: Visão geral do sistema
Fonte: autoria própria

5.1 HARDWARE

O *hardware* é composto pelo módulo de alimentação, de aquisição, condicionamento, processamento digital do sinal e o módulo de comunicação. O módulo de alimentação é formado por uma fonte de +5 V e uma de -5 V. A aquisição do sinal foi feita através do microfone de eletreto WM-61B. O módulo de condicionamento é formado: por um filtro passa-alta de segunda ordem em cascata com um filtro passa-baixa também de segunda ordem, um circuito amplificador de sinal, um circuito somador e um circuito inversor. O processamento digital do sinal foi realizado no microcontrolador ATMEGA328P, que faz parte do módulo de controle, nele foram implementados um filtro digital e foi realizada a codificação do sinal. A comunicação entre o aplicativo e o microcontrolador é realizada por meio do módulo *Bluetooth®* HC-05.

5.1.1 Módulo de alimentação

O *hardware* desenvolvido necessita de alimentação de +5 V e -5 V para os amplificadores utilizados. O módulo de alimentação (Figura 26, Figura 27), é formado pelo LM7805, regulador de tensão que fornece 5 V a partir da bateria de 9 V, e pelo conversor ICL7660 que converte o +5 V em -5 V. A escolha da bateria como alimentação, foi devido à portabilidade.

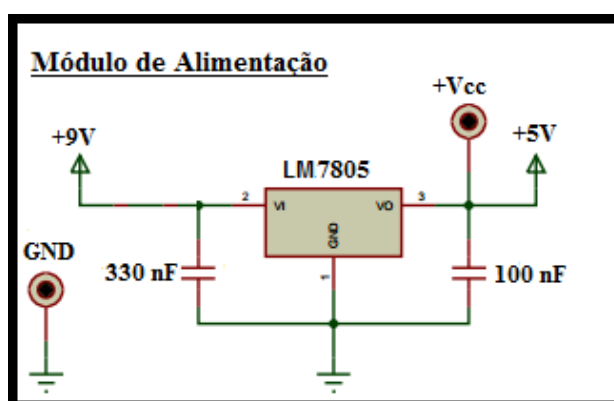


Figura 26: Alimentação +5 V
Fonte: Autoria própria

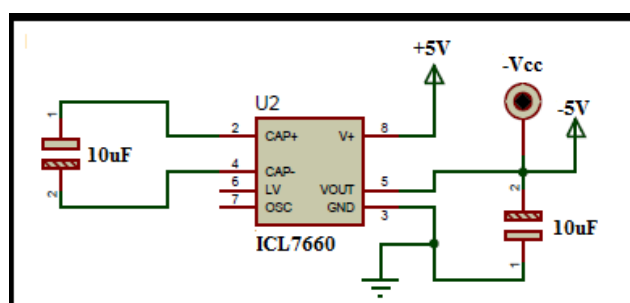


Figura 27: Alimentação -5 V
Fonte: Autoria própria

5.1.2 Módulo de aquisição

Para escolher o microfone correto para a aquisição dos sinais cardíacos, foi necessário fazer um levantamento a respeito dos microfones utilizados para essas aplicações. Através de pesquisas notou-se que são comumente usados microfones de eletreto comuns (que não possuem *datasheet*), o WM-61B e o CM-01B. Foram realizados testes com outros microfones de eletretos comuns, porém a falta de especificações dos mesmos, a péssima resposta em frequência e grande

captação de ruídos fizeram com que este não fosse escolhido. O microfone mais recomendado para aquisição de sinais corporais é o CM-01B, sendo este específico para estetoscópios eletrônicos, porém devido ao seu alto custo não foi possível utilizá-lo. A aquisição do sinal foi então realizada através do microfone de eletreto WM-61B (*datasheet* em anexo). Ele é um microfone de eletreto, porém possui *datasheet*, ao contrário dos comuns que não possuem especificações. Este foi escolhido devido às características citadas na revisão de literatura dos microfones de eletretos e principalmente devido ao seu baixo custo e boa resposta em frequência de 20 Hz a 20 kHz. Para a correta aquisição do sinal o microfone foi colocado dentro do diafragma de um estetoscópio, como ilustrado na Figura 28.



Figura 28: Módulo de aquisição
Fonte: Autoria própria

5.1.3 Módulo de condicionamento do sinal

A etapa de condicionamento do sinal é constituída por dois filtros, uma etapa de amplificação, um circuito somador e um circuito inversor.

Foi implementado um filtro ativo, passa-alta em cascata com um passa-baixa, sendo os dois de segunda ordem, do tipo *Butterworth*, com frequências de corte de 10 Hz e 720 Hz. As frequências de corte foram escolhidas com base na revisão de literatura, como citado os autores utilizam diferentes faixas de frequência nos projetos desenvolvidos, nesse optou-se por essa faixa por ela abranger grande parte dos sons cardíacos. Optou-se por um filtro de segunda ordem devido a sua maior precisão de resposta, quanto maior a ordem do filtro melhor é a sua resposta, com um filtro de segunda ordem a atenuação de frequências que não são de interesse é muito maior. O filtro do tipo *Butterworth* oferece uma resposta plana nas frequências de interesse devido a isso optou-se por ele.

O projeto do filtro passa alta MFB (estrutura de realimentação múltipla, *multiple feedback*), foi feito seguindo o livro do autor Antônio Pertence Junior

(Amplificadores operacionais e filtros ativos) 6^o edição, 2007, página 188. Optou-se por utilizar o amplificador operacional TL064, por ser um amplificador bastante utilizado em filtros e fornecer uma boa resposta em frequência, além de possuir 4 amplificadores operacionais internos, o que reduz o número de componentes do projeto e o seu volume.

Primeiramente foi definido o valor do ganho $k=10$, o sinal cardíaco possui uma pequena amplitude na ordem de *milivolts* por isso ele precisa ser amplificado, a frequência de corte $f_c = 10$ Hz. Através da tabela que consta no Pertence (página 203) constatou-se que os parâmetros a e b que serão utilizados para cálculos posteriores do filtro são iguais a 1,414214 e 1, respectivamente. Foi então calculado $C_1 = 1\mu F$, $C_2 = 100$ nF, $R_1 = 10,718$ k Ω (foi utilizado 10,680 k Ω) e $R_2 = 236,333$ k Ω (foi utilizado 236,330 k Ω), conforme as equações: (Pertence, 2007)

$$C_1 = \frac{10}{f_c} \mu F \quad (4)$$

$$k = \frac{C_1}{C_2} \quad (5)$$

$$R_1 = \frac{a}{(2C_1 + C_2)w_c} \quad (6)$$

$$R_2 = \frac{(2C_1 + C_2)b}{aC_1C_2w_c} \quad (7)$$

Os valores utilizados no circuito são os valores comerciais próximos aos valores calculados. A Figura 29 ilustra o circuito, onde $C_1 = 1$ μ f, $C_2 = 100$ nF, $R_1 = 10$ k $\Omega + 680$ Ω e $R_2 = 220$ k $\Omega + 15$ k $\Omega + 1$ k $\Omega + 330$ Ω .

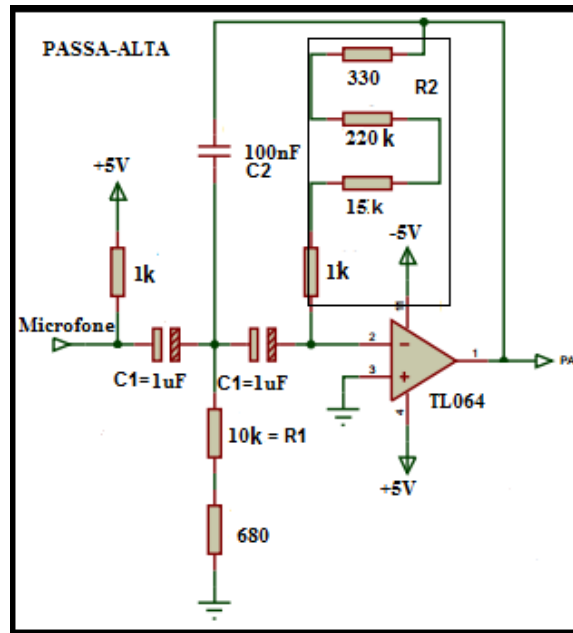


Figura 29: Filtro Passa-Alta
Fonte: Autoria própria

O projeto do filtro passa baixa MFB (estrutura de realimentação múltipla, *multiple feedback*), foi feito seguindo o livro do autor Antônio Pertence Junior (Amplificadores operacionais e filtros ativos) 6^o edição, 2007, página 184. Primeiramente foi definido o valor do ganho $k=1$ e a frequência de corte $f_c = 720$ Hz. Quando f_c em Hz, C_2 é dado em μF . Através da tabela que consta no Pertence (página 203) constatou-se que os parâmetros a e b que serão utilizados para cálculos posteriores do filtro são iguais a 1,414214 e 1, respectivamente. Foi então calculado $C_1 = 3,375$ nF (equação 9, com $C_2 = 13,5$ nF, foi utilizado $C_1 = 3,2$ nF), $C_2 = 13,889$ nF (equação 8, foi utilizado dois capacitores em série de 27 nF, que é um valor comercial totalizando 13,5nF) $R_1 = 37,730$ k Ω (equação 12) e $R_2 = 37,723$ k Ω (equação 10, com $C_1 = 3,75$ nF e $C_2 = 13,5$ nF, foi utilizado $R_2 = 37.730$ k Ω), $R_3 = 29,978$ k Ω (equação 13, foi utilizado 30 k Ω), conforme as equações:

$$C_2 = \frac{10}{f_c} \mu F \quad (8)$$

$$C_1 \leq \frac{a^2 C_2}{4b(k+1)} \quad (9)$$

$$R_2 = \frac{2(k+1)}{\left[aC_2 + \sqrt{a^2C_2^2 - 4bC_1C_2(K+1)} \right] \omega_c} \quad (10)$$

$$\omega_c = 2\pi f_c \quad (11)$$

$$k = -\frac{R_2}{R_1} \quad (12)$$

$$R_3 = \frac{1}{bC_1C_2(\omega_c)^2R_2} \quad (13)$$

Os valores calculados não foram os mesmo utilizados no circuito, pois muitos deles não são valores comerciais, por isso foram escolhidos valores comerciais próximos aos calculados para serem utilizados. A Figura 30 ilustra o filtro implementado, onde R_1 e $R_2 = 37.4 \text{ k}\Omega + 330 \text{ }\Omega$, $R_3 = 30 \text{ k}\Omega$, $C_1 = 2.2 \text{ nF} + 1 \text{ nF}$ e $C_2 = 27 \text{ nF} + 27 \text{ nF} = 54 \text{ nF}$.

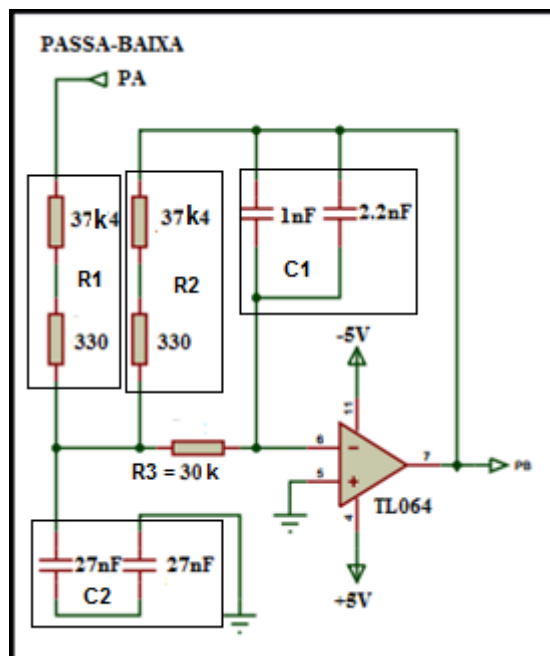


Figura 30: Filtro Passa-Baixa
Fonte: Autoria própria

As potências dissipadas nos circuitos dos filtros são pequenas, devido a isso foram utilizados resistores de $\frac{1}{4} \text{ W}$. Como a máxima tensão utilizada nesses

circuito é de 5 V, através da equação 14, nota-se que qualquer valor de resistência acima de 100 Ω dissipa menos que $\frac{1}{4}$ W.

$$P = \frac{V^2}{R} = \frac{5^2}{100} = 0,25 \text{ W} \quad (14)$$

Foi projetado um estágio de ganho, onde com um trimpot de 10 k Ω é possível regular o ganho do circuito (Figura 31).

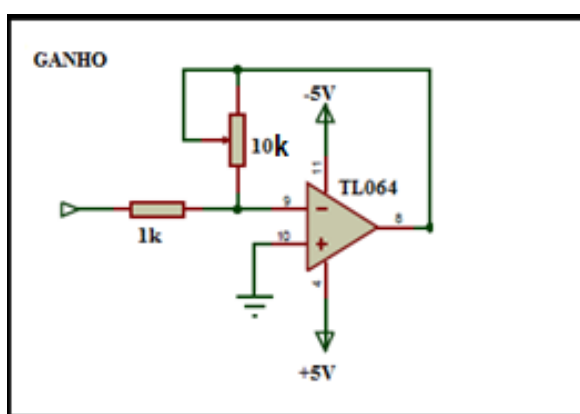


Figura 31: Estágio de ganho
Fonte: Autoria própria

Foi necessário um circuito somador e inversor (Figura 32 e Figura 33) para ajuste da tensão média do sinal o conversor A/D do ATMEGA328P, pois este só opera na faixa de tensão de 0 a 5 V. O somador adiciona um offset, regulado pelo trimpot e inverte o sinal, é então necessário o inversor, para restaurar a polaridade do sinal original.

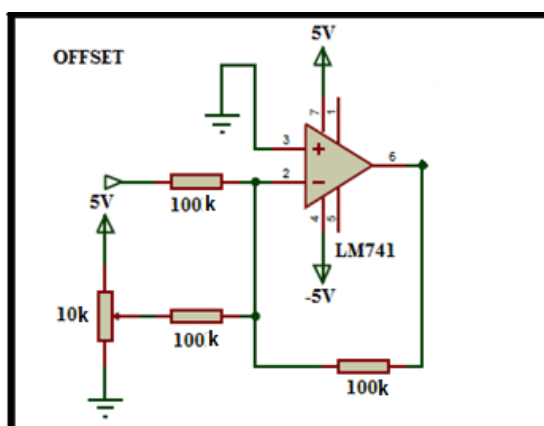


Figura 32: Circuito que adiciona *offset*
Fonte: Autoria própria

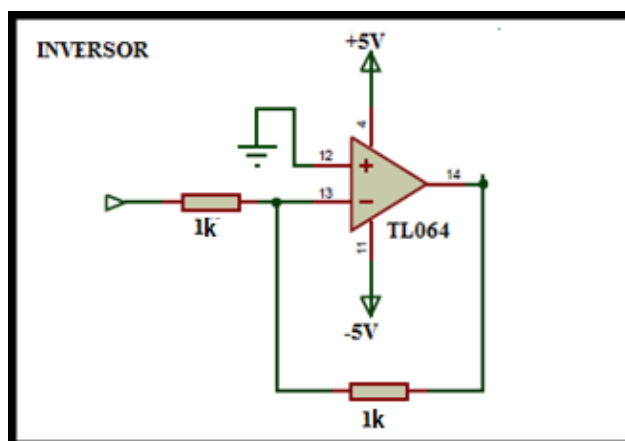


Figura 33: Circuito Inversor de sinal
Fonte: Autoria própria

5.1.4 Módulo de controle

O processamento digital do sinal foi realizado no ATMEGA328P, nele foram implementado a conversão analógica/digital, a filtragem digital do sinal, codificação e transmissão serial para o módulo *Bluetooth®* HC-05. A Figura 34 ilustra um fluxograma com a visão geral do módulo de controle.

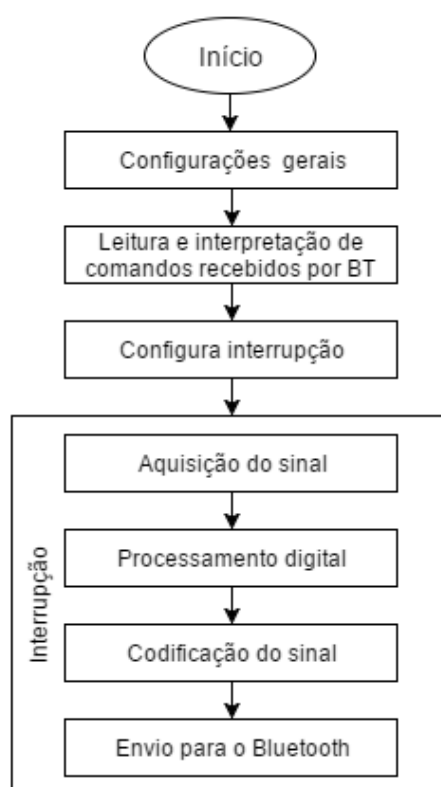


Figura 34: Fluxograma módulo de controle
Fonte: Autoria própria

A conversão analógica/ digital é implementada através do conversor de 10 bits do ATMEGA328P, ele realiza a conversão conforme a equação 15, onde $n_{digital}$ representa o valor inteiro resultante da conversão de V_{in} , que é a tensão a ser convertida. Por exemplo, supondo uma amostra do sinal com a tensão de 10 mV, passando pelas etapas de ganho do filtro (que possui ganho de 10) e do estágio de amplificação (regulado pelo trimpot, como exemplo esse estágio esta com ganho de 5.1), sua amplitude agora será de 0,51 V e seu valor convertido será 104, utilizando a equação 15.

$$n_{digital} = \frac{1023}{5} V_{in} \quad (15)$$

Nas configurações gerais, são incluídas as bibliotecas do filtro (*filterOnePole*), a biblioteca *SoftwareSerial* e a biblioteca *TimerOne*. A biblioteca *SoftwareSerial* é utilizada devido a necessidade de uma porta serial virtual extra, para comunicação com o módulo *Bluetooth®*, além da disponível no microcontrolador, que é utilizada para a programação do mesmo. São feitas as definições dos pinos do ATMEGA328P que são utilizados e da taxa de comunicação, a *baud rate* é de 115200 bit/s para a comunicação tanto para com o computador como para com o módulo *Bluetooth®*, esse valor foi definido experimentalmente.

No laço de repetição principal é verificado o recebimento de comandos advindos do módulo *Bluetooth®*, pela porta serial. Caso exista, o mesmo é interpretado e a ação correspondente é executada, limpando a fila de recebimento serial para um novo comando. Para este protótipo foram considerados somente dois comandos: “L0” inicia a transmissão das leituras para o módulo *Bluetooth®* (executado sempre que o usuário pressiona a tecla iniciar no aplicativo) e “D0” que interrompe a transmissão (executado sempre que o usuário pressiona a tecla parar no aplicativo).

A configuração da interrupção é feita através da definição do tempo da interrupção (5 ms), bem como da definição da função chamada quando a mesma ocorre. O tempo de interrupção de 5 ms que corresponde a frequência de amostragem de 200 amostras/s.

Para a apresentação do gráfico dos sons cardíacos em tempo real no *smartphone*, modelo Samsung Galaxy E5 (as suas principais características estão no anexo 2), foi necessário usar uma frequência de amostragem de apenas 200 amostras/s. Esta redução foi necessária pois, como observado por SOUZA (2015) em seu trabalho sobre um sistema similar de eletromiografia e eletrocardiografia, a exibição na tela de dados com uma frequência de amostragem grande, como a utilizada por ele, de 2000 amostras/s, acarreta no sobrecarregamento do sistema e travamento da aplicação. Esta redução na frequência de amostragem para a apresentação na tela de *smartphones* não acarretará erros de diagnóstico por parte do médico, pois serão futuramente desenvolvidas melhorias no sistema.

Devido a essa limitação o mais adequado seria utilizar um filtro analógico com frequência de corte de 20 a 200 Hz, para evitar *aliasing*. Essa alteração não foi realizada pois o filtro projetado abrange grande parte da faixa de frequência dos sons cardíacos e será utilizado em projetos futuros, onde será realizado algumas melhorias no protótipo descrito nesse trabalho.

Na função interrupção é realizada a aquisição do sinal, na sequência o valor de 10mV, após passar pelo *hardware* e pela conversão A/D (104, valor utilizado no exemplo acima) é multiplicado por 0,95835, esse valor é o resultado da multiplicação de:

$$\frac{5}{1023} * \frac{1}{51} * 10000 = 0,95835 \quad (16)$$

A primeira divisão é realizada para se obter o valor analógico real do sinal, a segunda divisão é para a retirada do ganho dos diferentes estágios da placa (10 ganho do filtro e 5.1 do estágio de amplificação), o 10000 faz a conversão para valor inteiro considerando quatro casas decimais de precisão. Depois é aplicado o filtro passa-alta e passa-baixa com frequências de corte de 10 e 200 Hz, para delimitação da frequências de interesse. Como citado só foi possível utilizar uma frequência de amostragem de 200 amostras/s, devido a esse fato a frequência do sinal foi delimitada pelo filtro digital. Posteriormente o valor filtrado é multiplicado por dois, para ocupar melhor a faixa de transmissão e é somada a 512, para inserir o offset que foi retirado pelo filtro passa-alta. Então é utilizada a conversão forçada para o tipo de variável inteiro.

A codificação do sinal, foi realizada primeiramente, convertendo o valor inteiro em um binário de dez bits através da função *bitRead*, separando os cinco primeiros bits (parte baixa) para formar o valor do primeiro caractere e os cinco bits restantes (parte alta) para formar o valor do segundo caractere. É somado 64 a parte baixa e 96 a parte alta. Foram escolhidos esses valores para diferenciar os caracteres altos dos baixos e por eles estarem dentro das faixas legíveis de caracteres ASCII.

Considerando o exemplo anterior de 10 mV (que após os ganhos apresenta valor de 0,51V), após a conversão A/D é 104. Multiplicado por 0,95835 é igual a 99,6684. Multiplicado por 2 e somado a 512, será de 711,63, ou seja 712 após o arredondamento. A codificação desse número é feita da seguinte forma:

$$712_{10} = 1011001000_2 \quad (17)$$

$$Parte_{Baixa} = 01000_2 = 8_{10} \quad (18)$$

$$Parte_{Alta} = 10110_2 = 22_{10} \quad (19)$$

$$Caractere_{Baixo} = 64_{10} + Parte_{Baixa} = 72_{10} = H_{ASCII} \quad (20)$$

$$Caractere_{Alto} = 96_{10} + Parte_{Alta} = 118_{10} = v_{ASCII} \quad (21)$$

Nesse caso o conjunto de caracteres ASCII a ser transmitido é vH_{ASCII} , sendo a parte alta transmitida antes da parte baixa.

A codificação do sinal foi realizada a fim de garantir um tempo fixo para a transmissão das leituras. Para qualquer valor na faixa de leitura, a transmissão será equivalente a somente dois caracteres, o que não aconteceria caso não houvesse a codificação.

5.1.5 Módulo de comunicação

O módulo *Bluetooth®* utilizado no projeto é o HC-05, este possui alcance de 10 metros, suporta tanto o modo mestre como o escravo e possui fácil configuração. Os pinos Rx e Tx foram utilizados para realizar a comunicação serial com o microcontrolador ATMEGA328p. É necessário utilizar um divisor resistivo no pino Rx, pois apesar de a alimentação do *Bluetooth®* ser de 5 V, a comunicação serial é 3,3 V, como o arduino se comunica a 5 V é necessário um divisor resistivo

para limitar a tensão de comunicação e não causar danos ao módulo. A (Figura 35) ilustra o circuito de comunicação implementado.

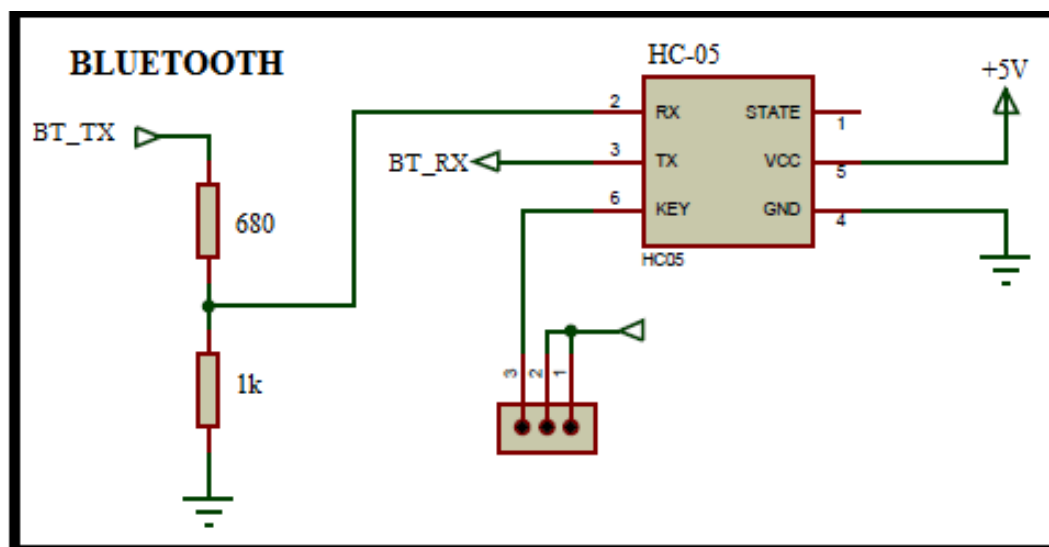


Figura 35: Módulo *Bluetooth*®
Fonte: Autoria própria

Na placa do módulo existe um Led que indica quando ele está pareado com outro dispositivo. Foi preciso alterar a *baud rate* do *Bluetooth*®, pois o arduino e o *Bluetooth*® precisam se comunicar na mesma velocidade. A alteração foi realizada por meio de comandos “AT”. Para o *Bluetooth*® entrar em modo de configuração (*pino key*), é necessário que este receba comandos “AT” via comunicação serial. O comando utilizado para modificar a taxa de comunicação do módulo é “AT+BAUD<p>”, onde o “p” é o valor da *baud rate*. (ELECTFREAKS, 2011)

5.1.6 Desenvolvimento do aplicativo

Para este projeto foi necessário desenvolver uma aplicativo com duas telas, uma para seleção do módulo *Bluetooth*® e outra para exibir o gráfico com o formato dos sons cardíacos.

Para o desenvolvimento do aplicativo foi utilizado o software *Android Studio*, que consiste em uma IDE voltada para aplicativos do sistema operacional *Android*. Nele foram desenvolvidos o *layout* e o código-fonte do aplicativo.

Para fazer um novo projeto, primeiramente opta-se pelo nome do aplicativo, foi escolhido *HeartMonitor*. Escolhe-se também a localização do projeto.

Na próxima tela deve-se escolher com quais diferentes plataformas o aplicativo deve ser compatível (Figura 36), definindo a versão da SDK (*Software development kit*) utilizada. Foi escolhido a API 14 (*Application Programming Interface*), referente ao *android 4.0 – IceCreamSandwich*, por este abranger aproximadamente 97,4% dos dispositivos *Android* ativos na *Google Play Store*, além de definir o tipo de dispositivo alvo, como sendo somente celulares e tablets.

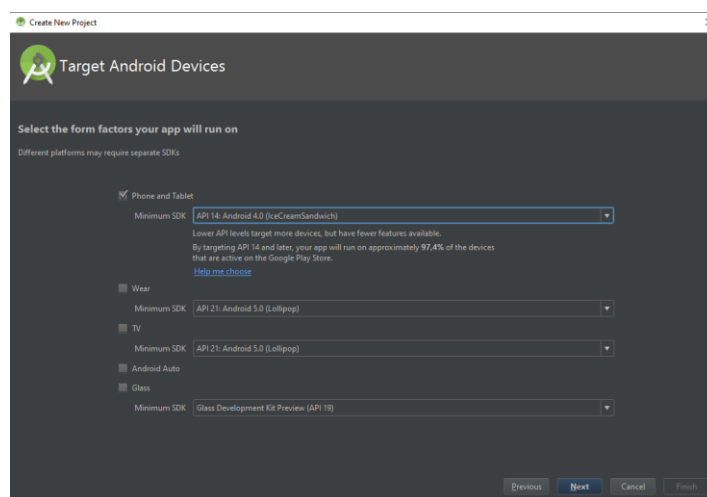


Figura 36: Escolha da versão do SDK
Fonte: Autoria própria

Para o início do desenvolvimento do aplicativo foi escolhida uma tela em branco (Figura 37), sendo então definido o nome da primeira tela como *DeviceList* (lista de dispositivos), por se tratar da tela de seleção do módulo *Bluetooth®*.

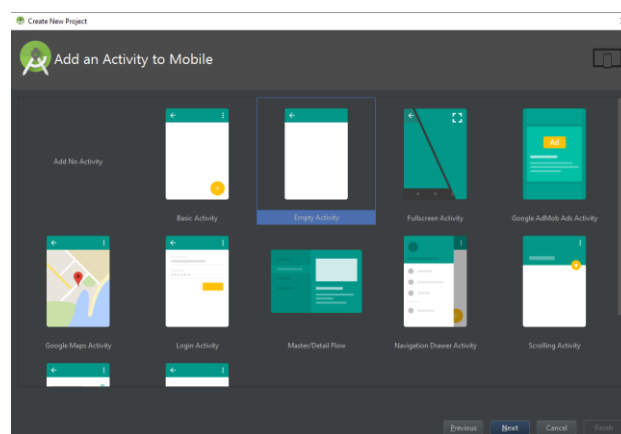


Figura 37: Escolha da tela do aplicativo
Fonte: Autoria própria

Estando o projeto criado, a ~~Figura 38~~ Figura 38 ilustra o fluxograma de funcionamento do código implementado da primeira tela (*DeviceList*).



Figura 38: Fluxograma do DeviceList
Fonte: Autoria própria

Conforme o fluxograma apresentado, primeiramente foram feitas as definições das variáveis, são elas : o endereço do dispositivo *Bluetooth*® que é uma variável do tipo *string* (texto), uma variável para armazenar o adaptador *Bluetooth*® do celular, uma variável para armazenar a lista de dispositivos pareados, uma variável para armazenar o botão de listagem dos dispositivos, do tipo *button* e uma variável do tipo *ListView* para armazenar o componente de listagem de dispositivos no *layout*.

Para a verificação da existência de um adaptador *Bluetooth*® foi utilizada a função *getDefaultAdapter* da biblioteca *BluetoothAdapter* checando se seu retorno

é não-nulo, o que indica a existência do mesmo. Caso o seu retorno seja nulo uma mensagem de erro é apresentada e o aplicativo é finalizado.

Tendo sido verificado a existência do módulo verifica-se então a sua habilitação. Neste caso, se o adaptador *Bluetooth®* do celular estiver desabilitado uma mensagem requisitando sua habilitação é exibida (Figura 39).

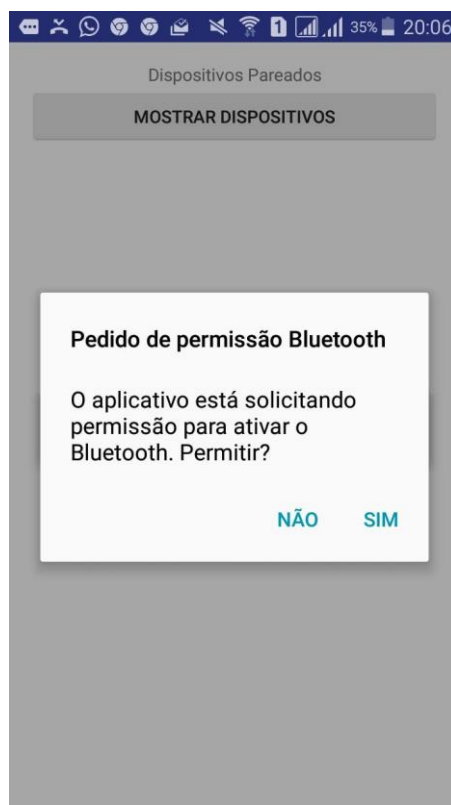


Figura 39: Permissão para ativar o BT
Fonte: Autoria própria

O desenho da tela *DeviceList* (Figura 40), consistiu em um rótulo informando a listagem de dispositivos pareados, um botão que quando pressionado preenche a listagem dos dispositivos e uma lista propriamente dita que é preenchida com os dispositivos.

A fim de executar uma ação quando o botão *Mostrar Dispositivos* é pressionado, necessita-se a colocação de uma “escuta de clique no botão” através da função *setOnClickListener*.

Quando o botão é pressionado é executada a função *getBondedDevices*, retornando a lista de dispositivos pareados, que então é adicionado uma-a-uma na listagem da tela, como ilustrado na Figura 40.

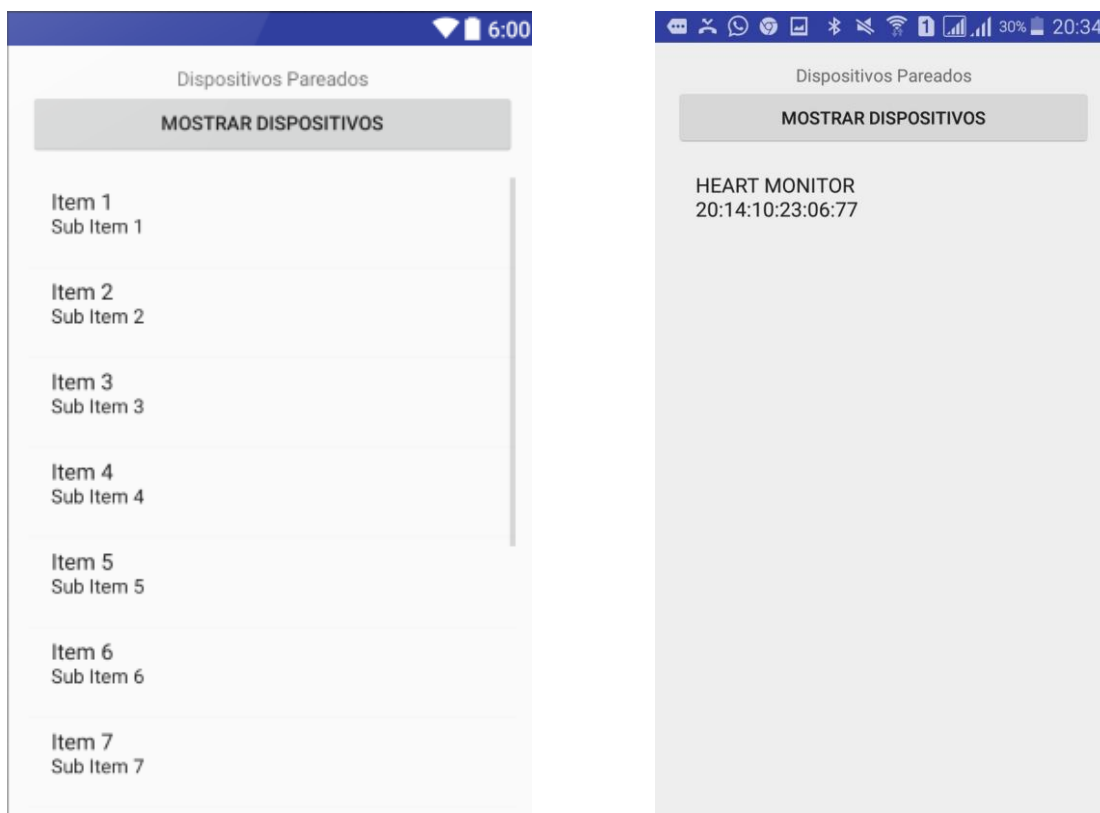


Figura 40: Layout da tela DeviceList (projetada à esquerda e em execução à direita)
Fonte: Autoria própria

Caso não existam dispositivos pareados, a mensagem de erro “Nenhum dispositivo pareado foi encontrado” é exibida na tela. Também é adicionado uma escuta de clique nos itens da lista.

Quando ocorre um clique sobre um dispositivo pareado da lista, a variável de endereço do dispositivo *Bluetooth*® é atualizado para corresponder ao item pressionado e a tela do gráfico é chamada a fim de realizar a conexão. Seu fluxograma básico de funcionamento é ilustrado na Figura 41.

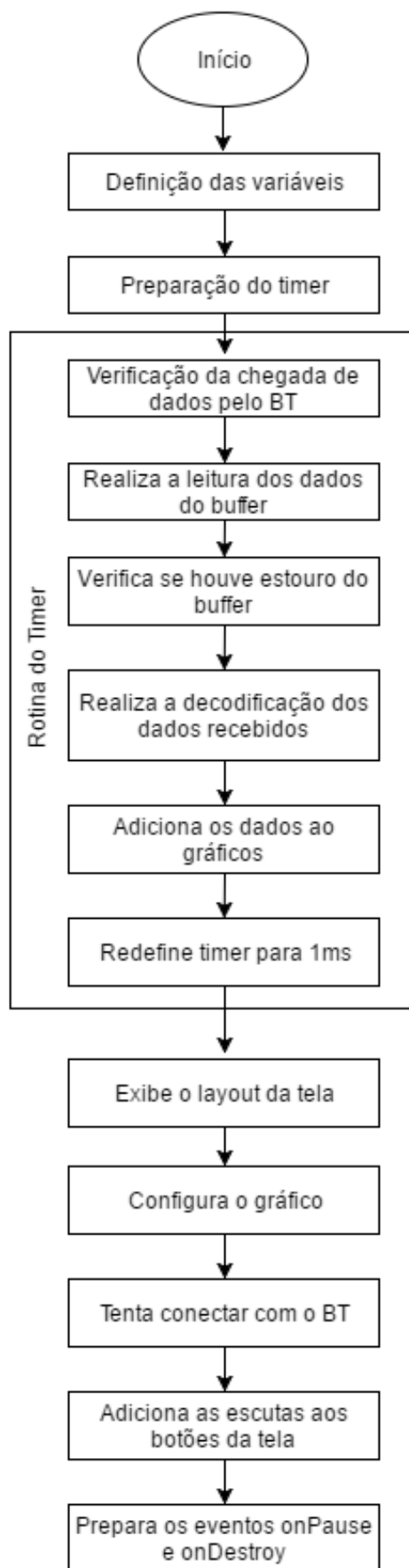


Figura 41: Fluxograma de funcionamento da tela do gráfico
Fonte: Autoria própria

As variáveis que foram utilizadas são: três variáveis do tipo *button* para armazenamento dos botões (*btnDesconectar*, *btnIniciaLeitura* e *btnParaLeitura*), duas variáveis do tipo *string*, sendo uma para armazenar o endereço do dispositivo *Bluetooth®* selecionado na tela anterior e outra para armazenar os caracteres recebidos do módulo, duas variáveis do tipo inteiro, sendo uma para a contagem de leituras recebidas (lembrando que uma leitura corresponde a transmissão de dois caracteres, como visto na etapa de codificação do sinal) e outra estática definindo o período em milissegundos de cada transmissão completa do ATMEGA328P, uma variável do tipo *GraphView* para armazenar o gráfico, uma variável para armazenar a série de dados do gráfico (*LineGraphSeries*), uma variável para armazenar a caixa de diálogo “conectando” e variáveis para conexão com o módulo *Bluetooth®*.

A primeira etapa de código configura o timer responsável pelo recebimento dos dados. Este timer fica desabilitado até que o usuário pressione o botão para iniciar as leituras. Primeiramente se verifica a existência de um túnel de comunicação com o módulo *Bluetooth®*, retornando um erro caso esta não exista. Na sequência é verificado a existência de dados advindos do módulo. Caso existam, é criado um *buffer* temporário de recebimento para que a leitura dos dados seja realizada e então convertida para uma variável do tipo texto e armazenada juntamente com as outras leituras não processadas em outra variável (de grosso modo, os dados recebidos são adicionados a fila de dados para a decodificação). Essa fila só acumula dados caso ocorra pequenos travamentos, de modo a manter a continuidade do gráfico (para que os dados não se percam no caso de travamentos). Caso existam mais que dois caracteres na fila para decodificação, dois caracteres da fila (do tipo *First In First Out- FIFO*) são separados para o processamento. Caso existam mais que 200 (esse valor foi definido por meio de teste) caracteres na fila ou seja mais que 100 leituras, é caracterizado um estouro e a fila é zerada e o gráfico limpo para que uma nova tentativa de leitura seja realizada.

A decodificação se dá pela conversão do primeiro caractere ASCII em inteiro, posterior subtração de 96 (pois na codificação foi somado este valor) e multiplicação do resultado por 32 (por corresponder aos bits mais significativos, correspondendo ao deslocamento de cinco bits a esquerda, pois na etapa de codificação foi desconsiderada a posição binário do caractere alto). Este valor é então adicionado ao inteiro correspondente ao segundo caractere ASCII (parte baixa) subtraído de 64 (que também foi somado na etapa de codificação). Então o

valor lido é subtraído de 512 e dividido por 2 (retira o *offset* adicionado na codificação). Por final o valor é dividido 10 (e não dividido por 10000, utilizado na codificação) para manter o valor inteiro na escala de mV e então é adicionado ao gráfico. O tempo desta amostra adicionado ao gráfico é calculado através da multiplicação da contagem de leituras pelo tempo de interrupção do ATMEGA328P (eixo x do gráfico). Vale notar que este tempo é reiniciado cada vez que o usuário pressiona o botão iniciar leitura, já que a contagem de leituras é zerada. A seguir é mostrado a decodificação de uma transmissão, considerando o exemplo já utilizado.

$$Caractere_{Alto} = v_{ASCII} = 118_{10} \quad (22)$$

$$Caractere_{Baixo} = H_{ASCII} = 72_{10} \quad (23)$$

$$Leitura = (Caractere_{Alto} - 96) * 32 + (Caractere_{Baixo} - 64) \quad (24)$$

$$Leitura = 704_{10} + 8_{10} \quad (25)$$

$$Leitura = 712_{10} \quad (26)$$

$$Leitura_{Real} = \frac{Leitura - 512}{2} * \frac{1}{10} = 100 * \frac{1}{10} = 10 \text{ mV} \quad (27)$$

Adicionada a leitura ao gráfico, o *timer* é redefinido para ser executado após 1ms. Este valor (que é menor do que a interrupção do ATMEGA328p) mostrou-se necessário devido a pequenos travamentos que ocorrem no *Android*, sendo então o aplicativo capaz de processar os dados da fila a tempo de evitar um estouro (acúmulo de mais de 100 leituras no *buffer*). A Figura 42 ilustra a tela do gráfico.

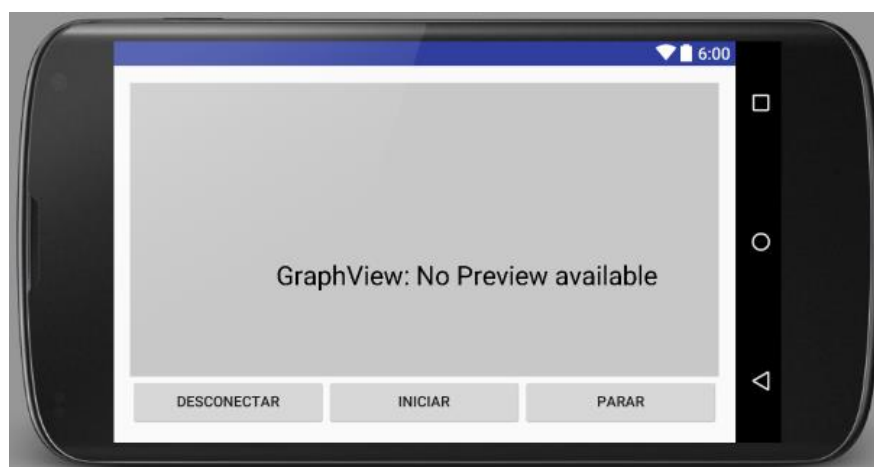


Figura 42: Tela do gráfico
Fonte: Autoria própria

A etapa de configuração do gráfico consistiu na definição dos títulos dos eixos (tempo em segundos no eixo horizontal e tensão em milivolts no eixo vertical), também foram definidas as quantidade de divisões tanto horizontais como verticais em cinco.

A etapa de conexão com o *Bluetooth*® se inicia pela exibição da caixa de diálogo “conectando” (Figura 43). O adaptador *Bluetooth*® do celular é então utilizado para requisitar uma conexão com o endereço do dispositivo passado pela primeira tela, utilizando um soquete de comunicação, caso haja sucesso na conexão, a caixa de diálogo é fechada permitindo que o usuário tenha acesso a tela do gráfico. Caso contrário uma mensagem de erro é exibida e o aplicativo retorna a tela inicial.

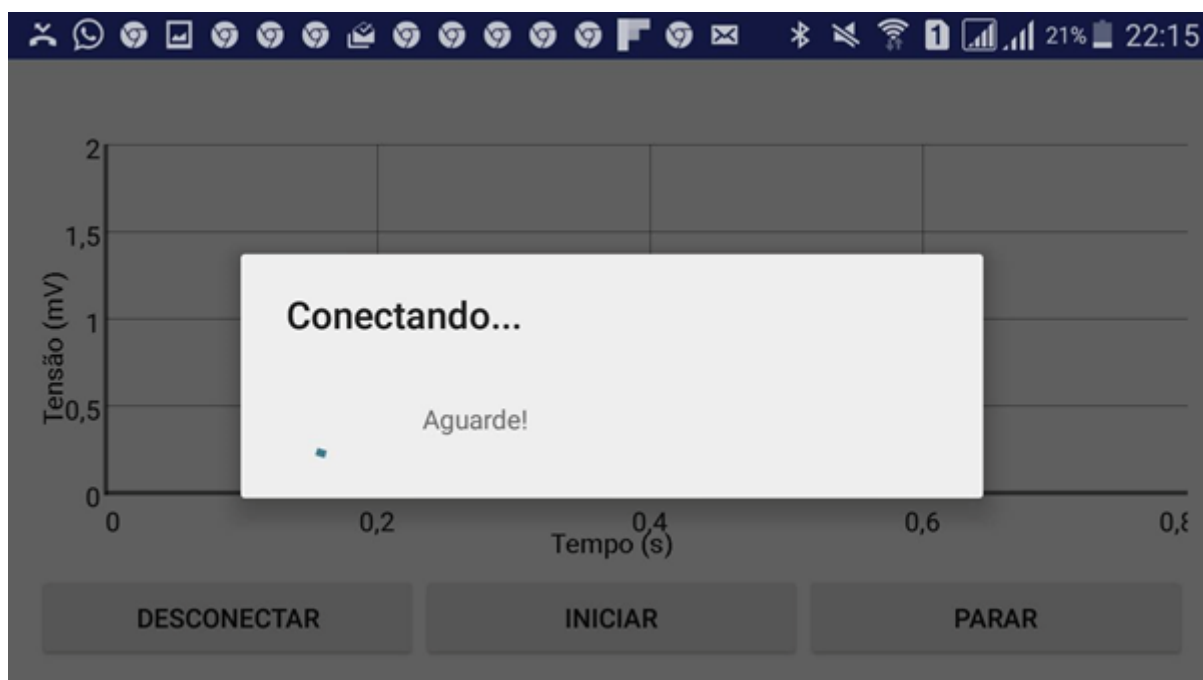


Figura 43: Caixa de diálogo
Fonte: Autoria própria

Tendo obtido sucesso na conexão é adicionado uma escuta de clique a cada um dos botões da tela. O botão desconectar, quando pressionado envia um comando de parada “D0” para o módulo *Bluetooth*®, fecha o túnel de conexão, interrompe o timer e retorna para a tela inicial. Quando é pressionado o botão parar, é enviado o comando “D0” e o *timer* é pausado. Quando é pressionado o botão iniciar, é enviado um comando “D0” para finalizar qualquer possível transmissão que esteja ocorrendo, a série de dados do gráfico é zerada, os limites inferiores e

superiores do gráfico são definidos como -20 mV e 20 mV, a contagem de leituras é reiniciada, a fila de dados recebidos é limpa, é enviado então o comando “L0” para iniciar a transmissão e o timer é habilitado.

Por medida de segurança nos eventos *onPause* e *onDestroy* do *Android* (que acontecem quando se alterna para outro aplicativo ou quando o aplicativo HeartMonitor é encerrado, respectivamente), foram definidos adicionando a interrupção do timer, o envio do comando de parada “D0” e o fechamento do túnel de comunicação *Bluetooth®*, evitando que o aplicativo continue em execução em segundo plano.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esse capítulo irá apresentar os resultados obtidos com o desenvolvimento do projeto nas etapas de aquisição, condicionamento do sinal e a visualização realizada através do desenvolvimento do aplicativo.

A Figura 44 ilustra a placa desenvolvida com todos os módulos, onde o 1 é o circuito de alimentação, 2 o conector do microfone, 3 o circuito de condicionamento, 3o o trimpot que faz a regulação do *offset* e 3g do ganho, 4 o circuito de comunicação e o 5 o módulo de processamento do sinal.

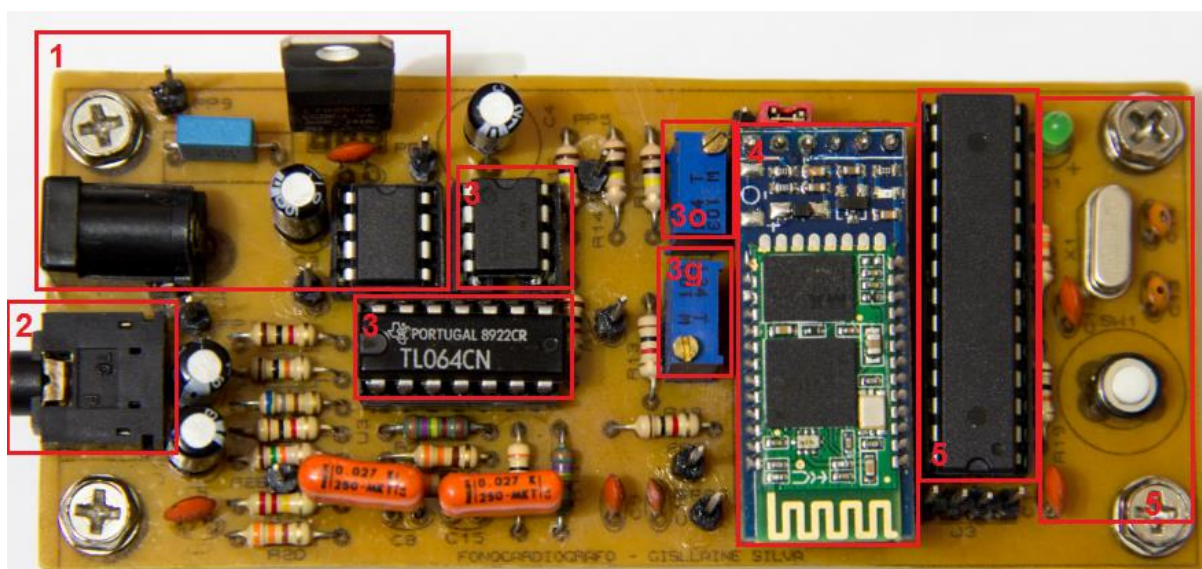


Figura 44: Hardware
Fonte: Autoria própria

6.1 SIMULAÇÃO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DO SINAL

A resposta em frequência do filtro passa-alta e do passa-baixa de 10 Hz e 720 Hz, respectivamente, são ilustrados na Figura 45. Nela é mostrado o resultado da simulação do circuito realizada no software *Orcad*, esta foi feita com uma fonte Vac para simular um sinal senoidal na entrada do filtro, A simulação foi feita no domínio da frequência e os parâmetros utilizados foram a análise AC sweep/Noise, com frequência inicial de 1 Hz e final de 10000 Hz, com 100 pontos por década.

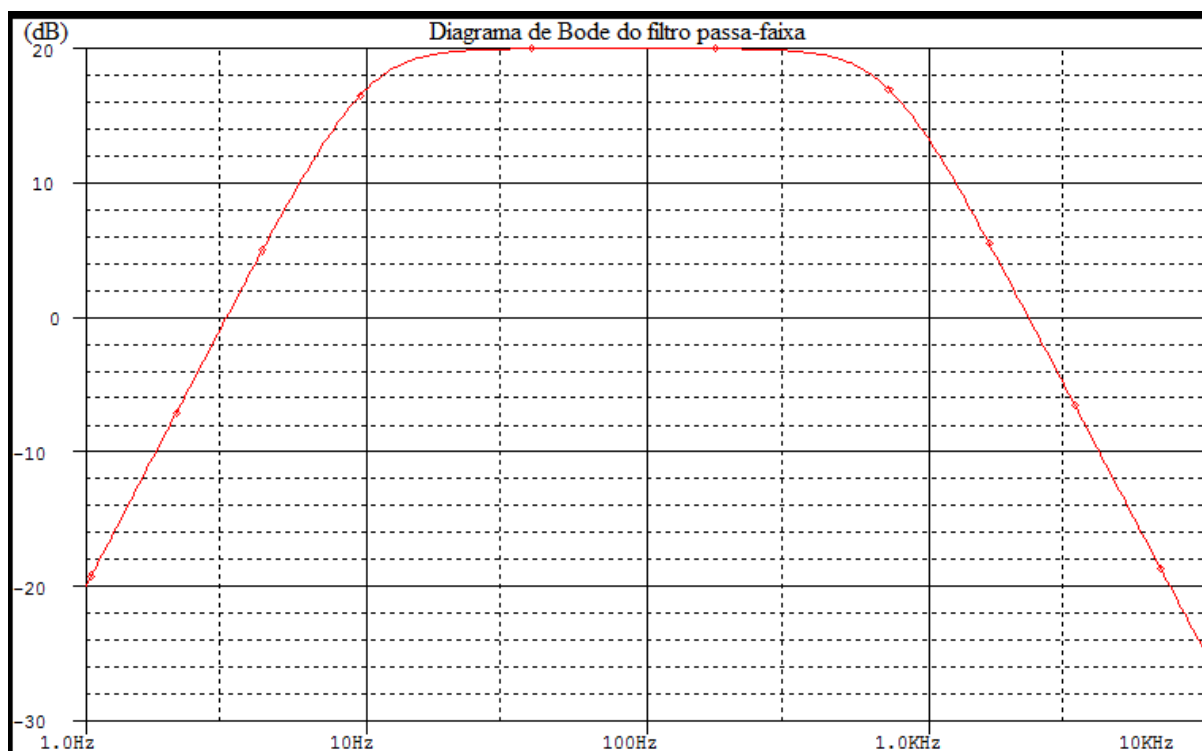


Figura 45: Diagrama de bode dos filtros
Fonte: Autoria própria

Pode-se observar por esse diagrama de bode que as frequências de corte na simulação, 3dB abaixo da amplitude máxima, são de 718.502 Hz e de 10.011 Hz.

Sendo assim, os resultados obtidos com a simulação são satisfatórios e estão muito próximos dos valores projetados, esse pequeno erro deve-se as aproximações dos valores de resistores e capacitores.

Para simular no *software Orcad*, o circuito completo de aquisição e condicionamento do sinal, foi utilizado uma fonte Vsin (para simular o sinal do microfone), com amplitude de 20 mV e frequência de 40 Hz. A simulação foi feita no domínio do tempo, e os parâmetros utilizados foram o tempo de simulação de 250 ms e 250 us de passo de cálculo. A Figura 46 ilustra o sinal de entrada no circuito.

Após a passagem pelos filtros, o sinal tem um ganho de 10, ficando com amplitude de 200 mV, como ilustrado na Figura 47. Depois do estágio de amplificação, no qual o ganho é regulado por um trimpot de 10 k Ω , na simulação foi utilizado ganho igual a 5.1, a amplitude do sinal é de aproximadamente 1,1 V (Figura 48).

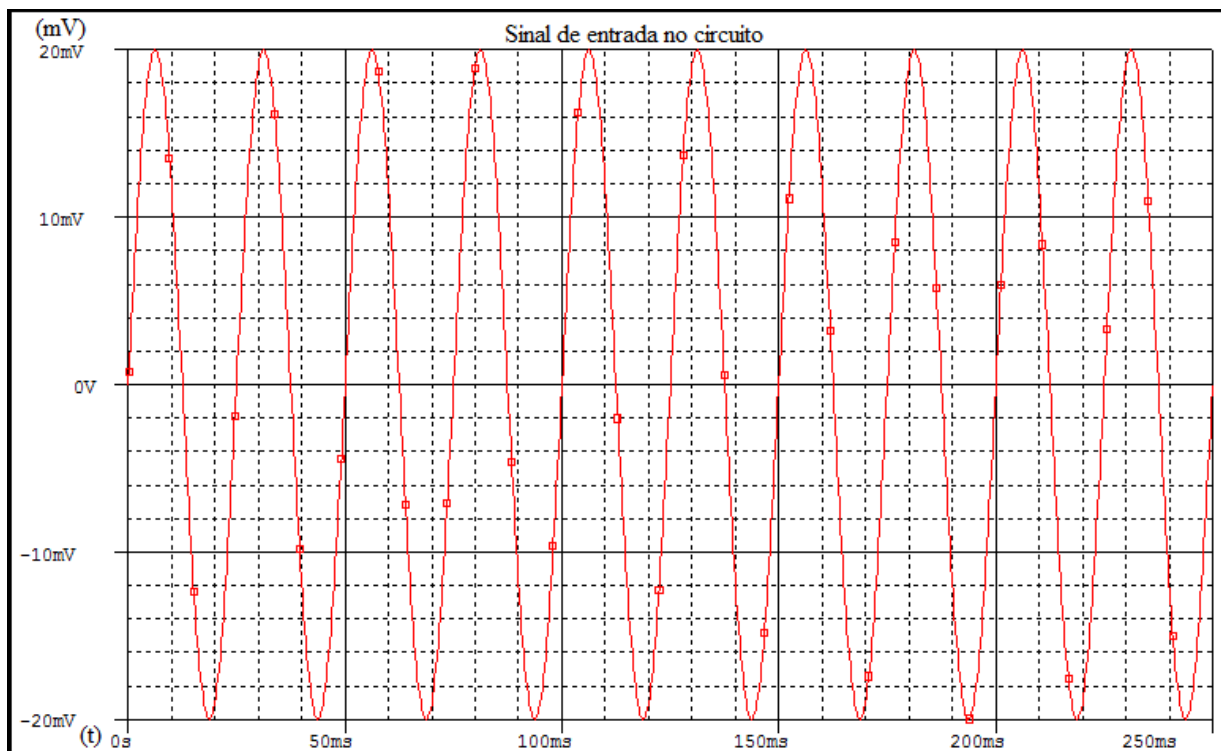


Figura 46: Sinal de entrada
Fonte: Autoria própria

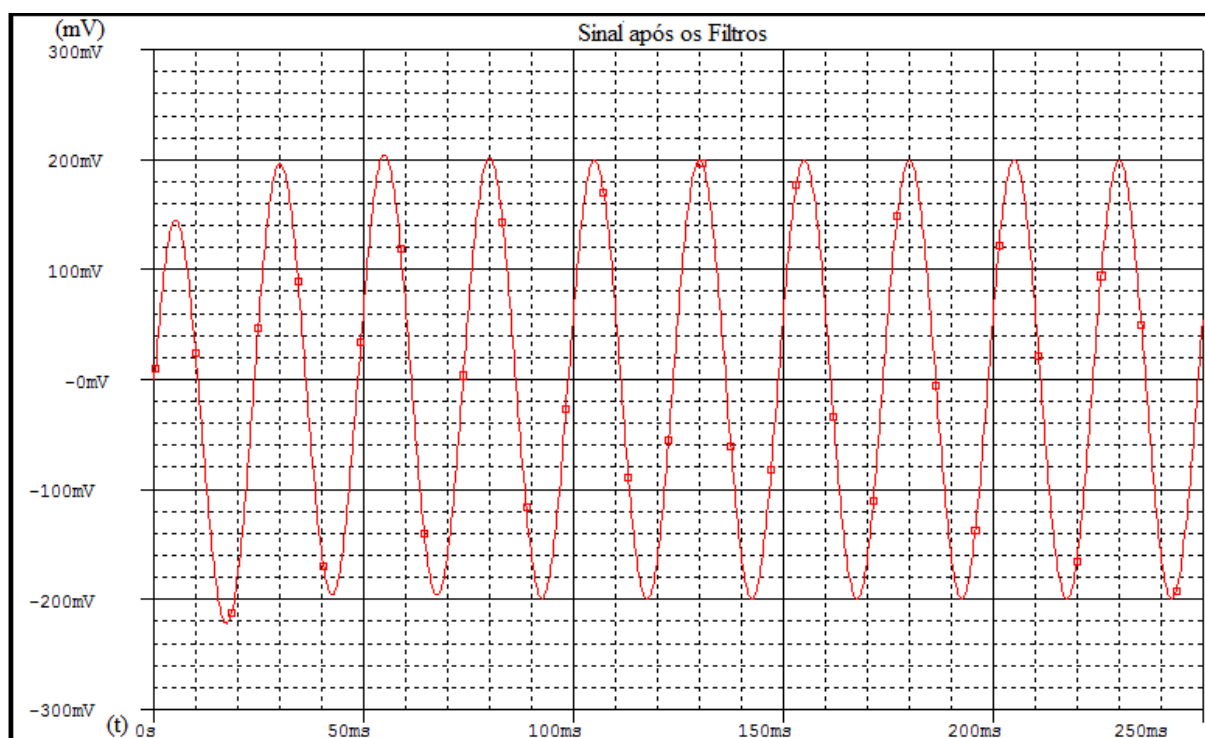


Figura 47: Sinal após o filtro
Fonte: Autoria própria

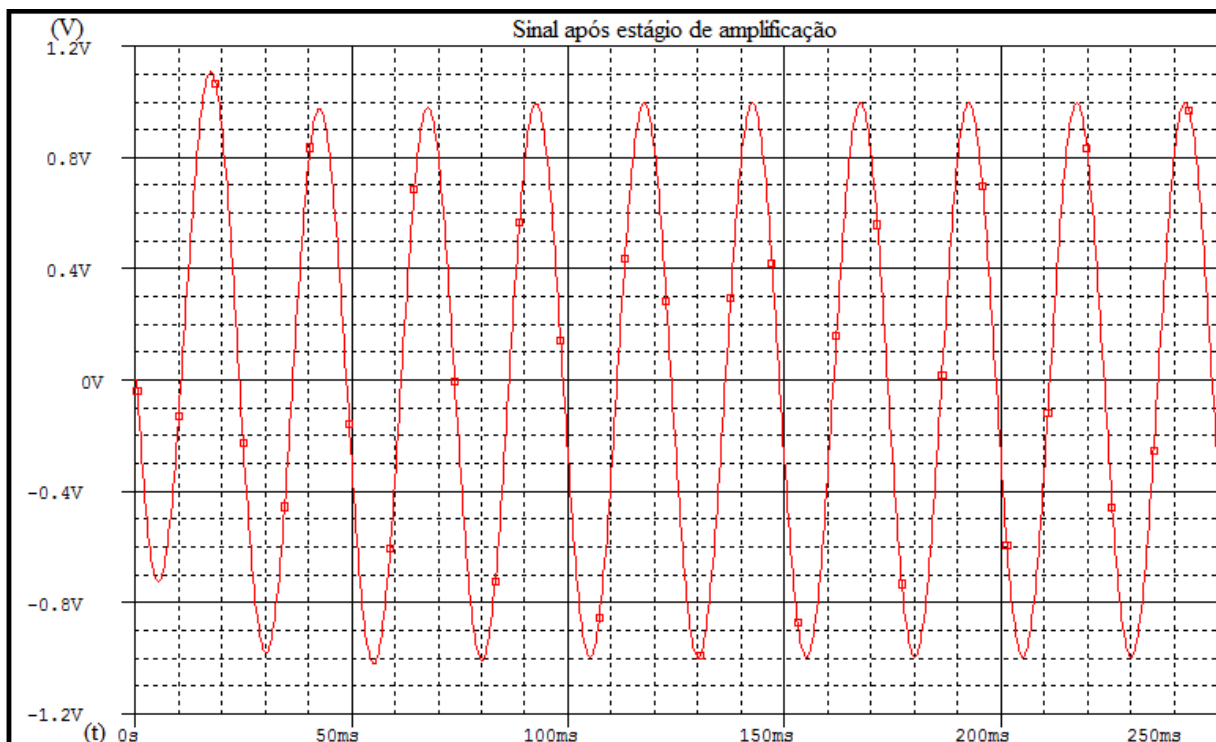


Figura 48: Sinal após amplificação
Fonte: Autoria própria

Após o estágio de amplificação o sinal passa por um circuito somador, onde é adicionado um *offset* ao sinal, é possível regular o *offset* por meio do trimpot de 10 k Ω , após esse estágio a amplitude do sinal é invertido e fica com amplitude de (-1.1 V), como ilustrado na Figura 49. O sinal passa então por um circuito inversor, para voltar a sua fase original, o sinal na saída do circuito de condicionamento é exemplificado na Figura 50.

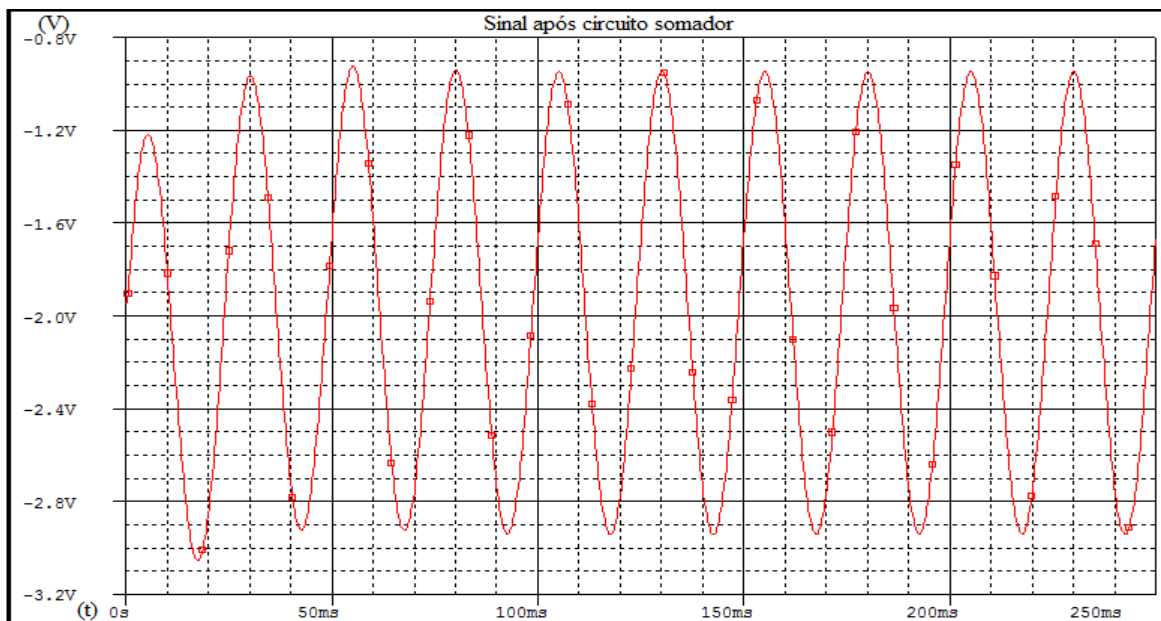


Figura 49: Sinal após circuito somador
Fonte: Autoria própria

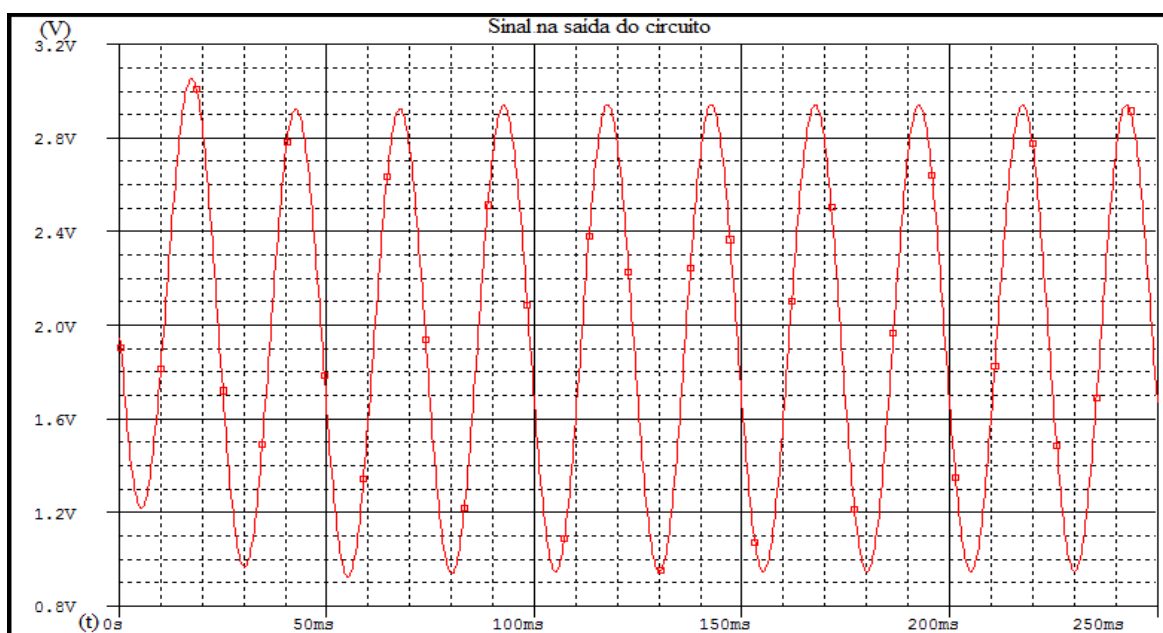


Figura 50: Sinal na saída do circuito
Fonte: Autoria própria

O gráfico 1 ilustra os valores de correntes que são drenadas da fonte, o valor da corrente drenada pelo circuito de aquisição e condicionado foi obtido através da simulação no *software* *Orcad*. O valor da corrente drenada pelo ATMEGA328P é um dado do datasheet. O valor da corrente consumida pelo *Bluetooth*® foi obtido através de pesquisas na internet. Foi utilizado um led no circuito para sinalizar se o microcontrolador está funcionando corretamente, como o

total de corrente drenada é de 60 mA e o LM7805, pode fornecer até 1 A, fica evidente que não houve sobrecarga na fonte.

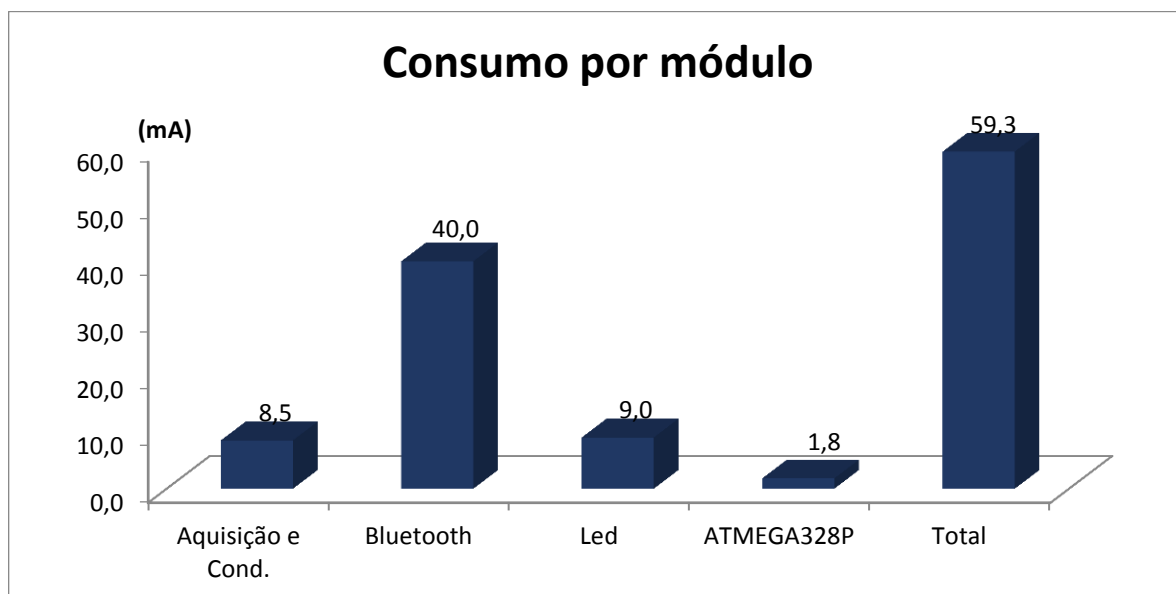


Gráfico 1: Consumo de corrente por módulo

A potência dissipada pelo circuito é dada pela equação 28, onde 9 é a tensão fornecida pela bateria e 0,0593 A a corrente consumida pelo circuito.

$$P = V * I = 9 * 0,0593 = 533,7 \text{ mW} \quad (28)$$

Para o cálculo da autonomia do dispositivo considera-se uma bateria de 9 V de 500mAh, então segundo a equação 29, estima-se seu descarregamento completo após 8,4 horas.

$$Duração = \frac{Capacidade\ da\ bateria}{Consumo\ do\ dispositivo} = \frac{500mAh}{59,3mA} = 8,4 \text{ horas} \quad (29)$$

Como ilustrado nas figuras acima, todos os objetivos referentes ao funcionamento do circuito foram atingidos. Os filtros implementados funcionaram corretamente delimitando a faixa de frequência de interesse e atenuando ruídos. Os trimpots foram utilizados para regulagem do ganho e do offset. No apêndice 2 encontra-se o esquemático do circuito implementado.

As Figura 51 e Figura 52 fornecem uma visão superior da placa e a visão inferior, respectivamente.



Figura 51: Visão superior da placa
Fonte: Autoria própria

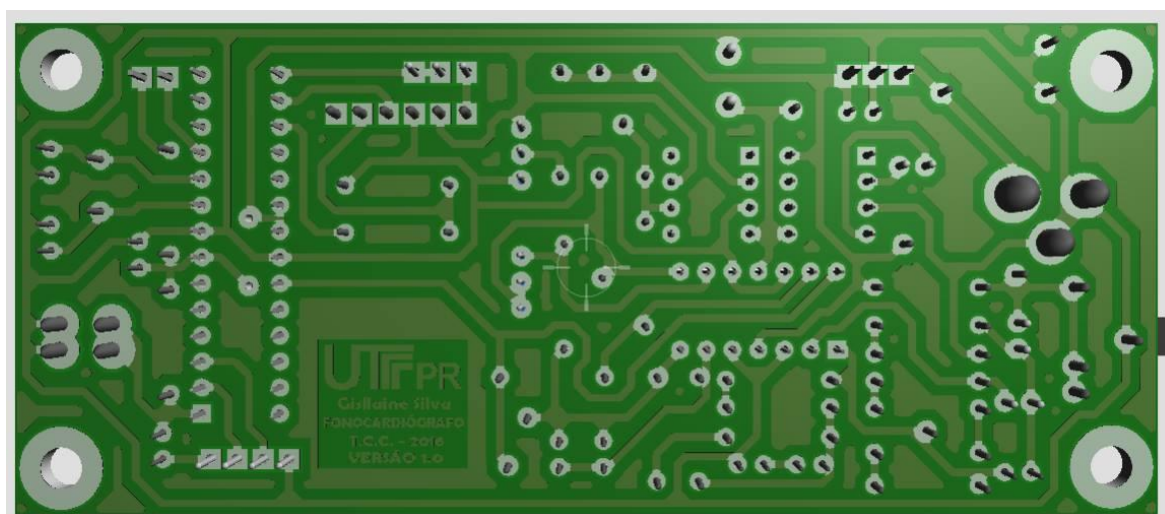


Figura 52: Visão inferior da placa
Fonte: Autoria própria

A Figura 53 ilustra o *layout* da placa do circuito impresso, esta foi confeccionada com todos os módulos do *hardware*, possui 111,5 mm de comprimento por 48 mm de altura.

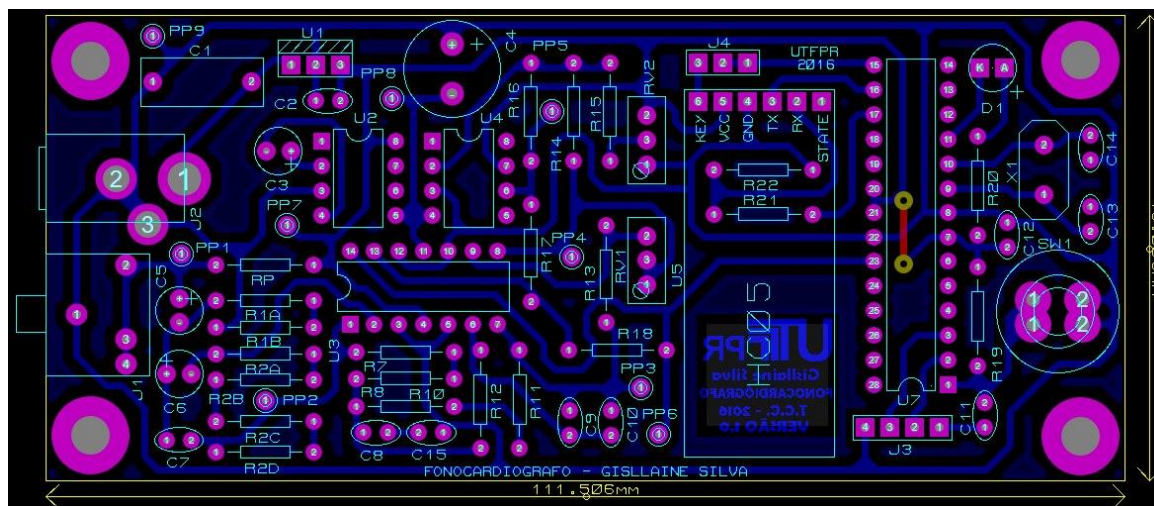


Figura 53: Layout do circuito impresso
Fonte: Autoria própria

6.2 VISUALIZAÇÃO DOS SONS CARDÍACOS

Após a realização do estudo de todos os conceitos necessários para o desenvolvimento do projeto, foi implementada a placa e desenvolvido o aplicativo. A Figura 54 ilustra todo o sistema desenvolvido.

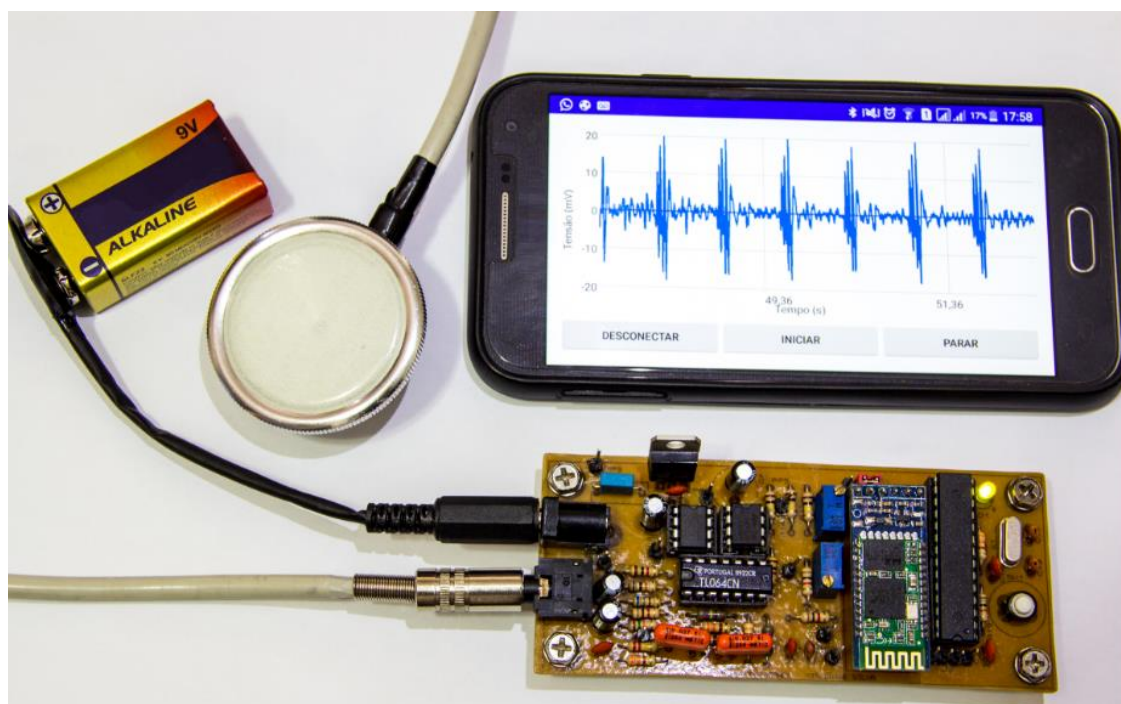


Figura 54: Fonocardiógrafo com tecnologia móvel
Fonte: Autoria própria

As ilustrações abaixo (Figura 55 e Figura 56) mostram as aquisições feitas com o aplicativo, à primeira é a aquisição do sinal da autora do projeto, com os batimentos cardíacos normais e a segunda com os batimentos acelerados.

Comparando o sinal visualizado na tela do aplicativo HeartMonitor com o sinal retirado das referências bibliográficos (Figura 57)(Figura 58), pode-se observar claramente a semelhança entre eles. Portanto o aplicativo conseguiu monitorar a primeira e a segunda bulha cardíacas, sendo então possível utilizá-lo futuramente, após a implementação de algumas melhorias, para o diagnóstico de patologias cardíacas relacionadas a essas bulhas.

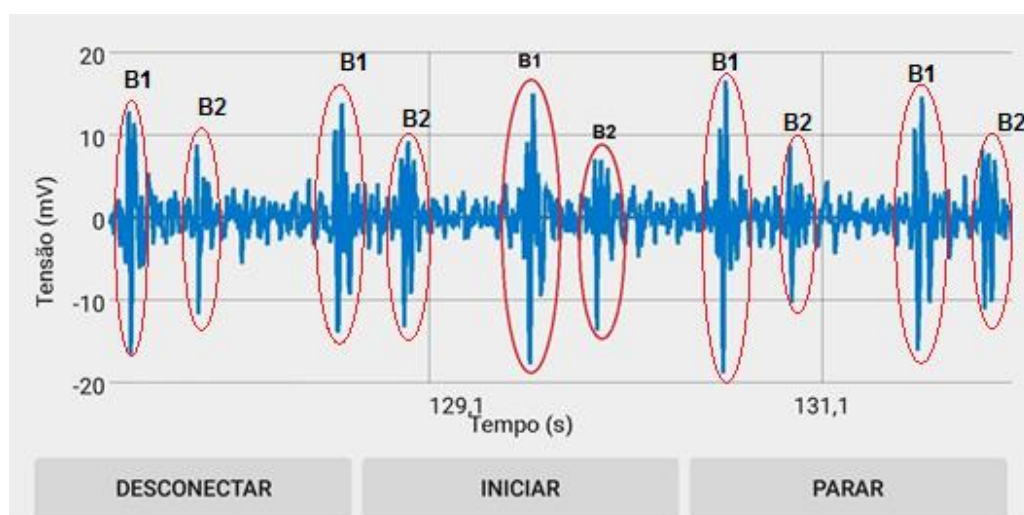


Figura 55: Fonocardiograma 1
Fonte: Autoria própria

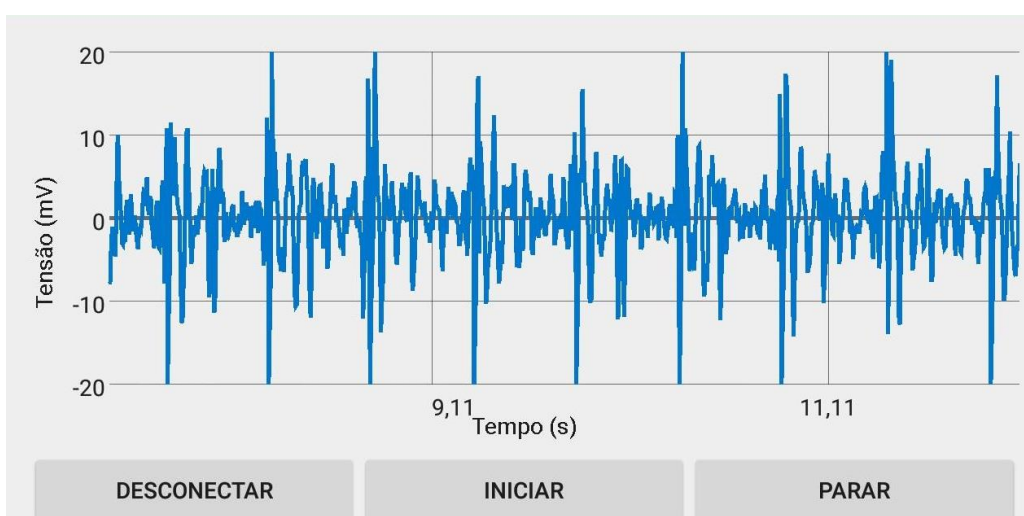


Figura 56: Fonocardiograma 2
Fonte: Autoria própria

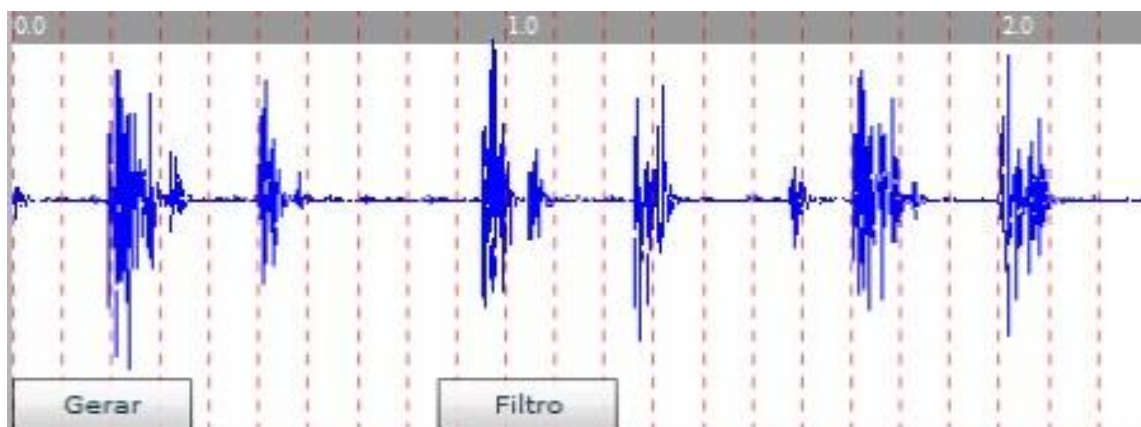


Figura 57: Fonocardiograma
Fonte: Menaré (2011)

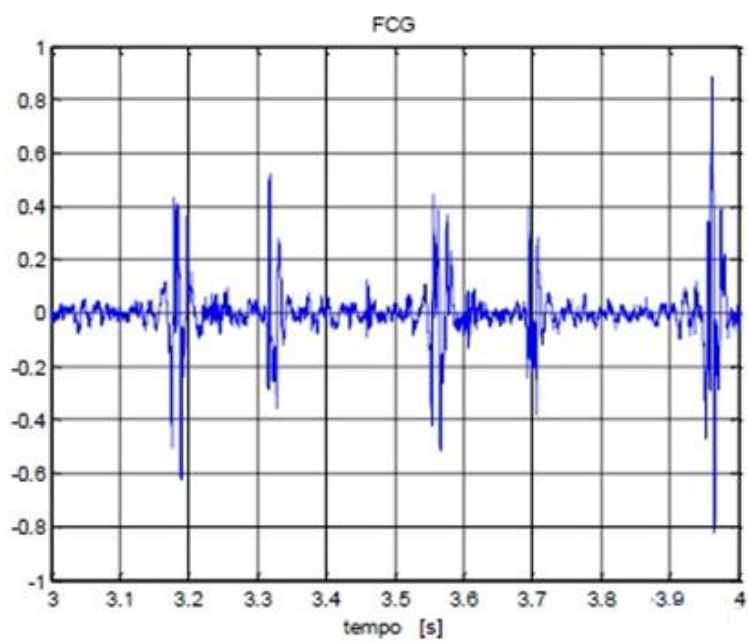


Figura 58: Fonocardiograma 3
Fonte: Santo (2016)

7 CONCLUSÃO

A ausculta cardíaca é uma técnica que possui algumas limitações, tais como: a dependência da experiência do médico e baixa precisão, pois o ouvido humano tem limitações fisiológicas que não permitem diferenciar todos os sons, cuja identificação pode ser útil ou importante para o diagnóstico de patologias cardíacas. Com o desenvolvimento de tecnologias de monitoramento dos sinais cardíacos, como o fonocardiógrafo, é possível ter um diagnóstico mais preciso do estado das válvulas cardíacas, pois este fornece a visualização dos sinais.

O dispositivo desenvolvido faz a aquisição, o condicionamento do sinal por meio de filtros analógicos, o processamento digital, a comunicação entre o microcontrolador e o aplicativo através do módulo *Bluetooth*® e então a visualização gráfica dos sons cardíacos no aplicativo desenvolvido.

O circuito de aquisição e condicionamento do sinal, o processamento digital realizado no ATMEGA328P e a comunicação feita pelo módulo HC-05, apresentaram resultados satisfatórios. O microcontrolador utilizado apresentou processamento suficiente.

Os resultados apresentados têm como base comparações teóricas. Foram feitas análises através de comparações, a respeito da representação do sinal, se ela estava de acordo com o sinal cardíaco esperado para uma pessoa sem patologias cardíacas. A frequência de amostragem do sinal precisou ser limitada, pois para a apresentação do gráfico dos sons cardíacos em tempo real no *smartphone* a utilização de frequências de amostragem maiores do que a utilizada causou o sobrecarregamento do sistema e travamento da aplicação. Porém mesmo com a frequência de amostragem menor, foi possível identificar/visualizar os sons cardíacos (1º e 2º bulhas) no aplicativo.

Para trabalhos futuros sugere-se a utilização do cartão de memória do celular para armazenamento e posterior exibição no gráfico do sinal, de modo a ser possível aumentar a frequência de amostragem para toda a faixa de sons cardíacos. Outra melhoria que pode ser realizada é o desenvolvimento de ferramentas de análise do sinal, na frequência adequada e de um sistema de apoio ao diagnóstico médico, baseado em sistemas inteligentes.

REFERÊNCIAS

ARDUINO. **Referência da linguagem.** Disponível em: <<https://www.arduino.cc/>>. Acesso em: 10 jul. 2016.

ATMEL. **ATMEL 8-BIT MICROCONTROLLER WITH 4/8/16/32KBYTES IN-SYSTEM PROGRAMMABLE FLASH:DATASHEET.** Disponível em: <http://www.atmel.com/images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P_datasheet_Complete.pdf>. Acesso em: 15 ago. 2016.

CIRÚRGICA, Fibra. **Estetoscópio digital.** Disponível em: <<http://www.fibracirurgica.com.br/estetoscopio-digital-analyzer-jabes-md/p>>. Acesso em: 20 ago. 2016.

CONSOLE.Google Developer. **Developers.** Disponível em: <<https://developer.android.com/training/basics/activity-lifecycle/starting.html?hl=pt-br#Create>>. Acesso em: 21 ago. 2016.

CONSOLE. Google Developer. **Características.** Disponível em: <<https://developer.android.com/studio/index.html?hl=pt-br#resources>>. Acesso em: 15 ago. 2016.

ELECFREAKS. **HC-03/05 Embedded Bluetooth Serial Communication Module AT command set.** 2011. Disponível em: <http://elecfreaks.com/store/download/datasheet/Bluetooth/HC-0305_serail_module_AT_command_set_201104_revised.pdf>. Acesso em: 10 jul. 2016.

Estetoscópio Littmann Classic III - Rosa Peróla. 2016. Disponível em: <<http://loja.3m.com.br/estetoscopios-littmann/estetoscopio-littmann-classic-iii-rosa-perola.html>>. Acesso em: 10 out. 2016.

FERRAZ, Alberto Pereira; SOARES;; TERRA, Daniel Antônio de Albuquerque. A história do estetoscópio e da ausculta cardíaca. **Revista Médica de Minas Gerais**, Minas Gerais, v. 21, p.479-485, 2011.

IDC RESEARCH INC. **Smartphone OS Market Share, 2016 Q2.** Disponível em: <<http://www.idc.com/prodserv/smartphone-os-market-share.jsp>>. Acesso em: 10 set. 2016.

GUYTON, Arthur Clifton; E.HALL, John. **Tratado da fisiologia médica.** 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Ltda, 2006. 1128 p.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de Física 3: Eletromagnetismo.** 8. ed.Rio de Janeiro: Ltc, 2009.

HEDAYIOGLU, Fabio de Lima. **Tele-estetoscópio Eletrônico: Uma ferramenta em telemedicina e ensino de cardiologia.** 2005. 47 f. TCC (Graduação) - Curso de Ciência da Computação, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2005.

INSTRUMENTS, National. **Conceitos Gerais de Comunicação Serial.** Disponível em: <<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/32679C566F4B9700862576A20051FE8F>>. Acesso em: 13 ago. 2016.

INSTRUMENTS, Texas. **Understanding Data Convers.** 1995. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa013/slaa013.pdf>>. Acesso em: 25 ago. 2016.

ITEADSTUDIO. **HC-05.** Disponível em: <http://www.robotshop.com/media/files/pdf/rb-ite-12-bluetooth_hc05.pdf>. Acesso em: 12 ago. 2016.

LIMA, Marcos; PEREIRA, Júlio Cesar. **Uso de dispositivos móveis na medicina.** 2016. Disponível em: <http://web.unipar.br/~seinpar/2015/_include/artigos/Marcos_Araujo_Lima.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2016.

MARTINCOSKI, Daniel Henrique. **Sistema para telemetria de eletrocardiograma utilizando tecnologia bluetooth.** 2003. 99 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.

MATHEUS, Rodrigo Cezar. **Sistema para monitoração de temperatura corporal utilizando dispositivos móveis como plataforma.** 2015. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2015.

MENARÉ, Clóvis Sinval da Silva; ARAÚJO, Eduardo. **Análise gráfica de sons cardíacos.** 2011. 71 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia da Computação, Universidade Positivo, Curitiba, 2011.

OLIVEIRA NETO, Benjamin Batista de; MONTEIRO, Priscila de França; QUEIROGA, Sandro Lino Moreira de. **Aplicabilidade dos Microcontroladores em Inovações Tecnológicas.** Disponível em: <<http://propi.ifto.edu.br/ocs/index.php/connepi/vii/paper/viewFile/2433/2526>>. Acesso em: 26 ago. 2016.

PAZIN FILHO A; SCHMIDT A & MACIEL BC. **Ausculta cardíaca: Bases fisiológicas - fisiopatológicas.** Medicina, Ribeirão Preto, 37: 208-226, 2004.

PERTENÇA JÚNIOR, Antonio. **Amplificadores operacionais e filtros ativos.** 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003. 308 p.

PESSOA, Leonardo Matos; PINESE, Rafael Amaral; BARROS, Rejane Araujo de. **Visualização Digital dos Sons Cardíacos.** Belém, 2010.

RIZZO, V H D; BERTOTTI, F L; MORAES, F B de. **Sistema de aquisição e processamento digital de sinais para sons corporais.** in: **congresso brasileiro de engenharia biomédica**, 24., 2014, Uberlândia. **Artigo.** [s. L.]: Sbeb, 2014. p. 1 - 4.

SAMSUNG. **Galaxy** E5. Disponível em: <<http://www.samsung.com/ae/consumer/mobile-devices/smartphones/galaxy-e/SM-E500FZWDXSG>>. Acesso em: 20 set. 2016.

SANTO, Andreia Felipa Dias Espírito. **Caracterização funcional cardíaca por fonocardiografia.** 2016. 76 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Gestão de Sistemas de Informação Médica, Universidade do Porto, Leiria, 2016.

SILVA, Gisllaine Celina. SEMINÁRIO DE ELETRÔNICA E AUTOMAÇÃO, 2015, Ponta Grossa. **Microfones: modelos e características.** Ponta Grossa: 2015. 6 p.

SOUZA, Pedro Victor Eugênio de. **Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android.** 2015. 116 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015

SPADA, Adriano Luiz. **Microfones.** Disponível em: <http://www.attack.com.br/artigos_tecnicos/mic_1.pdf >. Acesso em: 07 ago. 2016.

TILKIAN, Ara G.; Conover, Mary B. “**Entendendo os Sons e sopros Cardíacos**”, **traduzido do original: “Understanding Heart Sounds and Murmurs with an Introduction to Lung Sounds**”, 4. Ed. Editora Roca LTDA , São Paulo, 2004. (TILKIAN;CONOVER; 2004)

USAID, **Mhealth Evidence** . Disponível em: <<https://www.mhealthevidence.org/>>. Acesso em: 10 ago. 2016.

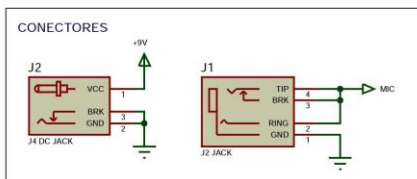
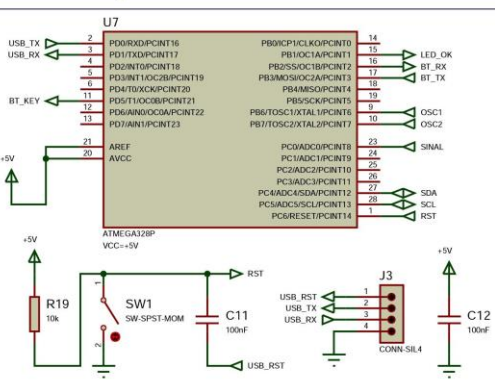
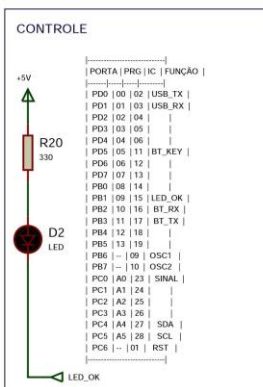
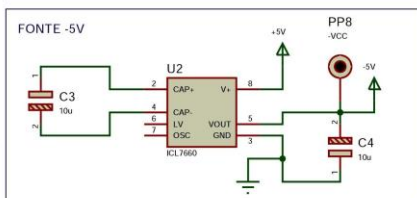
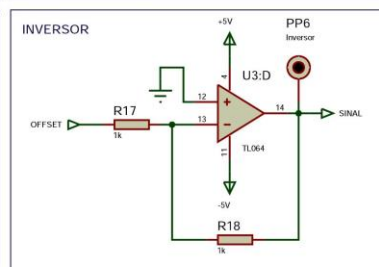
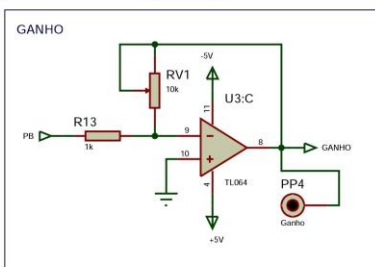
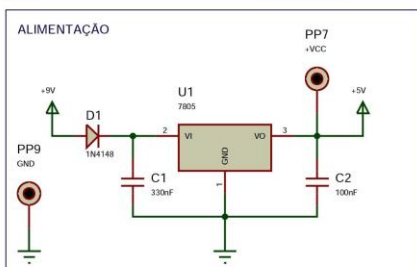
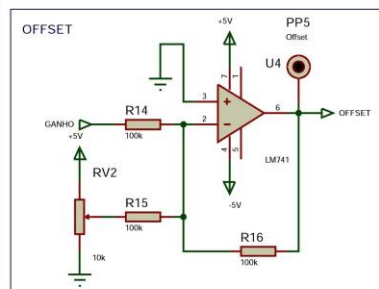
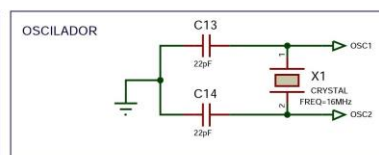
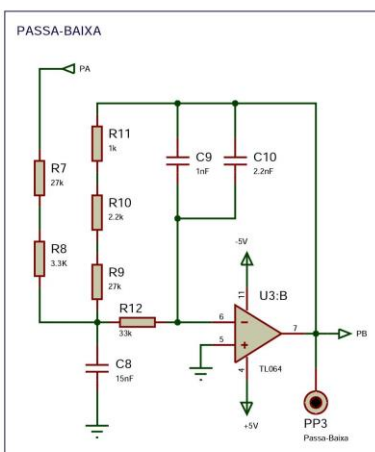
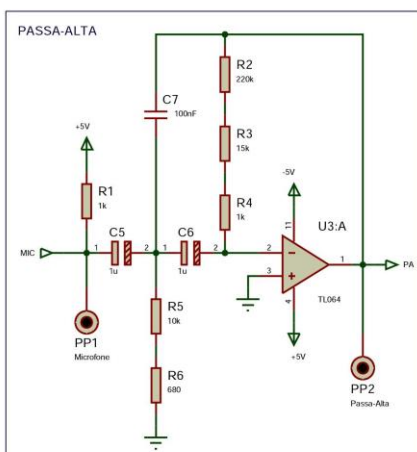
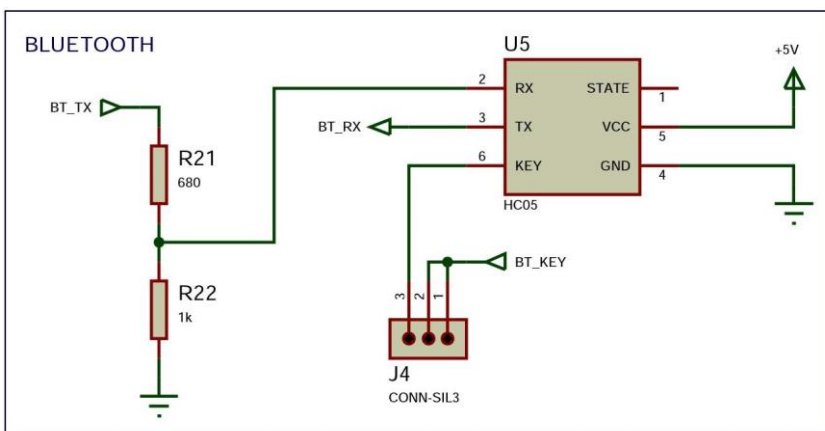
WORLD HEALTH ORGNIZATION. **MHealth: New horizons for health though mobile technologies.** 2016. Disponível em: <http://www.who.int/goe/publications/goe_mhealth_web.pdf>. Acesso em: 15 ago. 2016.

APÊNDICE 1 – TABELA DE PREÇOS

Etapa	Descrição	Preço
Passa-Alta	Pino (Ponta de Prova)	1,7
	Resistor 1k 1/4W	0,08
	Capacitor Eletrolítico 1uF x 50V	0,07
	Capacitor Eletrolítico 1uF x 50V	0,07
	Capacitor Cerâmico 100nF x 50V	0,08
	Resistor 220kΩ 1/4W	0,08
	Resistor 15kΩ 1/4W	0,08
	Resistor 1kΩ 1/4W	0,08
	Resistor 330Ω 1/4W	0,08
	Resistor 10kΩ 1/4W	0,08
	Resistor 680Ω 1/4W	0,08
	TL064	1,01
Passa-Baixa	Resistor 37.4kΩ	0,22
	Resistor 330Ω 1/8W	0,08
	Resistor 37.4kΩ	0,22
	Resistor 330Ω 1/8W	0,08
	30kΩ	0,08
	Capacitor Cerâmico 27nF x 50V	0,08
	Capacitor Cerâmico 27nf x 50V	0,08
	Capacitor Cerâmico 2.2nF x 50V	0,08
	Capacitor Cerâmico 1nF x 50V	0,08
Ganho	Resistor 1k 1/4W	0,08
	Trimpot 3296W 25 Voltas 10k	1,35
Offset	Resistor 100k 1/4W	0,08
	LM741	1,1
	Resistor 100k 1/4W	0,08
	Trimpot 3296W 25 Voltas 10k	1,35
	Resistor 100k 1/4W	0,08
Inversor	Resistor 1k 1/4W	0,08
	Resistor 1k 1/4W	0,08
Controle	ATMEGA328P	14,5
	Resistor 10k 1/4W	0,08
	Chave táctil	0,37
	Capacitor Cerâmico 100nF x 50V	0,08
	Capacitor Cerâmico 100nF x 50V	0,08
	Resistor 330Ω 1/4W	0,08
	Led Verde 3mm	0,25
Oscilador	Capacitor Cerâmico 22pF x 50V	0,11
	Capacitor Cerâmico 22pF x 50V	0,11
	Cristal 16MHz HC49-S	0,78
Alimentação	Bateria 9V	10

	LM7805	1,4
	Capacitor Cerâmico 330nF x 50V	0,49
	Capacitor Cerâmico 100nF x 50V	0,08
Fonte -5V	Capacitor Eletrolítico 10uF x 16V	0,13
	Capacitor Eletrolítico 10uF x 16V	0,13
	ICL7660	2,46
Conectores	Jack J2 Stereo	0,77
	Jack J4 DC 005	0,4
Bluetooth	Resistor 680Ω 1/4W	0,08
	Resistor 1k 1/4W	0,08
	HC05	40
Microfone	WM-61B	47
	TOTAL	128,23

APÊNDICE 2 - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO



ANEXO 1 – DATASHEET DO MICROFONE WM-61B

Panasonic

Microphone Cartridges

**Omnidirectional Back Electret
Condenser Microphone Cartridge**Series: **WM-61A**
WM-61B (pin type)■ **Features**

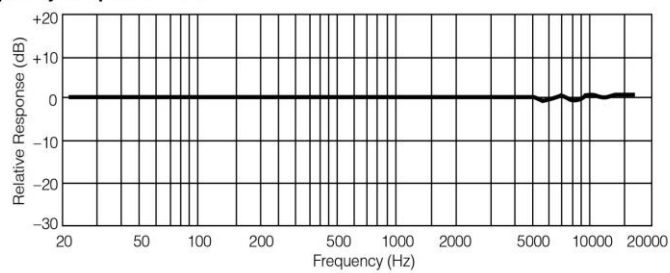
- Small microphones for general use
- Back electret type designed for high resistance to vibrations, high signal-to-noise ratio
- High sensitivity type
- Microphone with pins for flexible PCB (WM-61B type)

■ **Sensitivity**
 $V_s = 2.0V$
 $R_L = 2.2k\Omega$

-35 ± 4dB

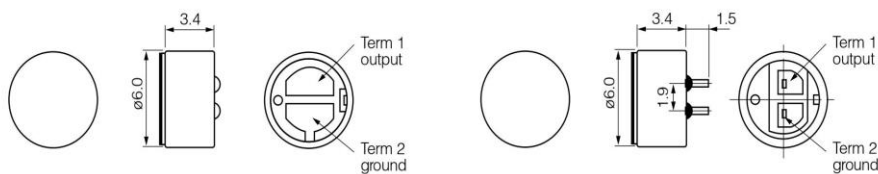
■ **Specifications**

Sensitivity	-35±4dB (0db = 1V/pa, 1kHz)
Impedance	Less than 2.2 kΩ
Directivity	Omnidirectional
Frequency	20–20,000 Hz
Max. operation voltage	10V
Standard operation voltage	2V
Current consumption	Max. 0.5 mA
Sensitivity reduction	Within -3 dB at 1.5V
S/N ratio	More than 62 dB

■ **Typical Frequency Response Curve**■ **Dimensions in mm (not to scale)**

WM-61A

WM-61B



Design and specifications are subject to change without notice. Ask factory for technical specifications before purchase and/or use.
Whenever a doubt about safety arises from this product, please contact us immediately for technical consultation.

ANEXO 2 – CARACTERÍSTICAS DO SAMSUNG GALAXY E5

Processador	Velocidade da CPU (Central Processing Unit): 1.2GHz	Tipo de CPU: Quatro núcleos
Display	Tamanho 126.3 mm (5.0’')	Resolução 1280x720(HD)
Memória	RAM (Random Access Memory) 1.5GB	ROM (Read-only memory) 16GB
OS (Sistema operacional)	Android 5.1.1 (Lollipop)	
Bluetooth®	Versão 4.0	

Fonte: (SAMSUNG, 2016)