



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

Pablo Assis Borges

SISTEMA PORTÁTIL SEM FIO PARA MONITORAÇÃO DE EVENTOS
ADVERSOS EM ELETROCARDIOGRAMA

Uberlândia
2017

Pablo Assis Borges

SISTEMA PORTÁTIL SEM FIO PARA MONITORAÇÃO DE EVENTOS
ADVERSOS EM ELETROCARDIOGRAMA

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia
2017

SISTEMA PORTÁTIL SEM FIO PARA MONITORAÇÃO DE EVENTOS ADVERSOS EM ELETROCARDIOGRAMA

Pablo Assis Borges

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO
CURSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO BIOMÉDICO.

Examinado por:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, Ph.D

Prof. Edgard Afonso Lamounier, Ph.D

Prof. Gustavo Brito de Lima, Ph.D

Prof. Sérgio Ricardo de Jesus, Ph.D

Uberlândia
2017

Borges, Pablo Assis

Sistema portátil sem fio para monitoração de eventos adversos em eletrocardiograma/Pablo Assis Borges. – Uberlândia: UFU/Faculdade de Engenharia Elétrica, 2017.

60 p.: il.; 29; 7cm.

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Trabalho de Conclusão de Curso – UFU/Faculdade de Engenharia Elétrica/Curso de Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 55 – 60.

1. Eletrocardiograma. 2. Função Cardíaca. 3. Eventos Adversos.
4. Android. 5. Bluetooth. 6. MATLAB. I. Soares, Alcimar Barbosa. II. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica, Curso de Engenharia Biomédica. III. Título.

Dedico este trabalho a Jesus, que nunca falhou para comigo. À minha família, que incondicionalmente me apoiou em todo o tempo. À minha mãe, que sempre cuidou tanto de mim. Ao meu pai, pelo árduo trabalho e sustento da família. A minha irmã, pelo apoio incondicional e ajuda nos momentos difíceis. A todos meus amigos, pelas várias noites e madrugadas de estudo e momentos de descontração.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Alcimar Barbosa Soares principalmente pelo incentivo, motivação e orientação neste trabalho. Agradeço também todos os colegas da 12ª turma de Engenharia Biomédica e da 13ª turma de Engenharia Biomédica por todas oportunidades de conhecimento oferecidas, ao apoio durante todo o projeto e pelo café todos dias.

Aos meus pais José Jovelino Borges e Carmenci de Assis Borges, e a minha irmã Paola Aparecida Assis Borges, por sempre acreditarem na minha capacidade, por me apoiarem em todas as minhas decisões e por sempre permanecerem ao meu lado.

Aos meus amigos Hudson Bruno da Silva Bueno e Nágila Vescovi Pissinati pela amizade em todos esses anos. Ao meu amigo e colega de classe Lucas Francisco Ferreira de Paula por toda a ajuda neste projeto, sem o qual este não existiria.

Aos desenvolvedores ao redor do mundo de M – código, Java e C Shap que participam do GitHub, serviço pelo qual pude aprender ainda mais sobre desenvolvimento de software aplicado à área da saúde, especialmente utilizando as linguagens acima citadas.

A todos os professores, técnicos e funcionários da Faculdade de Engenharia Elétrica que fizeram parte da minha formação.

A Universidade Federal de Uberlândia pela formação de qualidade.

Resumo do Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à FEELT/UFU como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro Biomédico.

SISTEMA PORTÁTIL SEM FIO PARA MONITORAÇÃO DE EVENTOS ADVERSOS EM ELETROCARDIOGRAMA

Pablo Assis Borges

2017

Orientador: Alcimar Barbosa Soares

Curso: Engenharia Biomédica

De acordo com dados de 2012, a Organização Mundial de Saúde (OMS) afirma que a doença cardíaca é a principal causa de morte no planeta. No entanto, a maioria das doenças cardíacas pode ser diagnosticada e tratada com antecedência, com a ajuda de testes preventivos. Para este diagnóstico, o teste mais utilizado é chamado de eletrocardiograma (ECG) que pode indicar arritmias. Estes podem ser de duas categorias, uma sendo formada por um único batimento cardíaco irregular e outra consistindo de um conjunto irregular de batimentos. As arritmias podem ser inofensivas e até raras, mas também podem levar à morte. Quanto mais cedo detectadas, mais eficaz é o seu tratamento. Este trabalho apresenta um sistema sem fio, composto por um hardware para a aquisição do sinal eletrocardiográfico e envio de dados utilizando tecnologia Bluetooth, um aplicativo *desktop* Windows para aquisição e armazenamento de sinal em arquivos de texto, um algoritmo de monitoração de taquicardia e bradicardia e detecção de arritmia, implementado em MATLAB® e um aplicativo *mobile* para Android que realiza a aquisição do sinal e detecção de taquicardia ou bradicardia. Somente o aplicativo do Windows é capaz de salvar a amostra e visualizá-la via comunicação serial, mas os dois aplicativos desenvolvidos permitem a visualização do ECG via Bluetooth, enquanto o algoritmo implementado no MATLAB® também classifica a frequência cardíaca de acordo com a presença ou ausência de adversidade eventos, assim como o aplicativo Android, verifica a presença de Arritmias. A validação do sistema foi feita usando o banco de dados *MITDB BIH Arrhythmia*, que por sua vez mostrou correção em todas as amostras testadas na detecção de arritmias, em comparação com as notas feitas pelos cardiologistas no banco de dados mencionado.

Palavras – chave: Eletrocardiograma, Bluetooth, Arritmia.

Abstract of Undergraduate Project presented to FEELT/UFU as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Biomedical Engineer.

WIRELESS PORTABLE SYSTEM FOR MONITORING ADVERSE EVENTS IN ELETROCARDIOGRAM

Pablo Assis Borges

2017

Advisor: Alcimar Barbosa Soares

Course: Biomedical Engineering

According to data from 2012, the World Health Organization (WHO) states that heart disease is the leading cause of death on the planet. However, most heart diseases can be diagnosed and treated in advance, with the help of preventive tests. For this diagnosis, the most commonly used test is called an electrocardiogram (ECG) that may indicate arrhythmias. These can fall into two categories, one being formed by a single irregular heartbeat and another consisting of an irregular set of beats. Arrhythmias can be harmless, and even rare, but they can also lead to death. The earlier detected, the more effective your treatment. This work presents a wireless system, consisting of a hardware for acquisition of the electrocardiographic signal and sending of data using Bluetooth technology, a Windows desktop application for signal visualization and storage in text file, a tachycardia and bradycardia monitoring algorithm, and Arrhythmia detection, implemented in MATLAB® and a mobile Android application for signal acquisition and detection of Tachycardia and Bradycardia. Only the Windows application is able to save the sample and view it via Serial Communication, but the two applications developed allow visualization of the ECG via Bluetooth, while the algorithm implemented in MATLAB® also classifies the heart rate according to the presence or absence of adverse events, as does the Android application, verifies the presence of Arrhythmias. The validation of the system was done using the *MITDB database BIH Arrhythmia*, which in turn showed correctness in all the samples tested in the detection of arrhythmias, in comparison to the notes made by the cardiologists in the mentioned database.

Key-words: Electrocardiogram, Bluetooth, Arrhythmia

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1: Diagrama esquemático do coração humano.....	6
Figura 2.2: Sistema de Condução Elétrica do Coração.....	7
Figura 2.3 – Eletrocardiógrafo usado por Lewis, construído pela Cambridge Scientific Instrument of London, 1911.....	9
Figura 2.4 – Nomenclatura das ondas de um batimento.....	11
Figura 2.5 – O triângulo de Einthoven.....	12
Figura 2.6 – Derivações Periféricas e o Triângulo de Einthoven.....	13
Figura 2.7 – Derivações Pericordiais, com manúbrio evidenciado.....	14
Figura 2.8. – As 12 derivações de um ECG normal. (JENKINS e GERRED, 2011).....	15
Figura 2.9 – Taquicardia sinusal (derivação I).....	17
Figura 2.10 – Bradicardia sinusal (derivação III).....	18
Figura 3.1 – Módulo Bluetooth RS232 HC 05.....	20
Figura 3.2 – Screenshot do ambiente de desenvolvimento Android Studio.....	22
Figura 3.3 – Screenshot do Microsoft Visual Studio 2013 com código genérico.....	23
Figura 3.4 – Screenshot do MATLAB R2017b.....	24
Figura 4.1 – Diagrama demonstrando as etapas que compõe o projeto.....	26
Figura 4.2 – Esquema elétrico do circuito de alimentação para o ECG.....	27
Figura 4.3 – Eletrodos descartáveis para eletrocardiografia.....	29
Figura 4.4 – Cabos de Eletrocardiografia.....	29
Figura 4.5 – Esquema elétrico do Amplificador de Instrumentação junto ao Filtro Passa-Alta Passivo.....	30
Figura 4.6 – Esquema elétrico dos amplificadores de ganho.....	31
Figura 4.7 – Esquema elétrico do filtro passa faixa projetado.....	33
Figura 4.8 – Esquema elétrico do conversor analógico/digital.....	34
Figura 4.9 – Esquema elétrico do Drive de perna direita.....	35
Figura 4.10 – Placa de circuito impressa do equipamento de ECG desenvolvido.....	33
Figura 4.11 – Esquemático para conexão do Arduino UNO com o módulo Bluetooth RS232 HC-05.....	36

Figura 4.12 – Pseudocódigo para conexão do Arduino UNO com o módulo Bluetooth RS232 HC-05, utilizando princípio de <i>handshaking</i>	36
Figura 5.1 – Placa desenvolvida para aquisição do sinal ECG.....	45
Figura 5.2 – Módulo RS232 HC-05, utilizado para comunicação do circuito com o host via tecnologia Bluetooth.....	46
Figura 5.3 – Aplicativo Windows, conectado a porta COM3, configurada como porta Bluetooth do computador host.....	47
Figura 5.4 – Amostra salva pelo aplicativo Windows de aquisição realizada.....	47
Figura 5.5 – Layout do aplicativo Android desenvolvido.....	48
Figura 5.6 – Aquisição de sinal via Bluetooth utilizando o aplicativo Android.....	49
Figura 5.7 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do MIT Database – BIH Arrhythmia.....	50
Figura 5.8 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do MIT Database – BIH Arrhythmia, com marcação em estrela em ponto de evento adverso que representa Bradicardia.....	51
Figura 5.9 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do MIT Database – BIH Arrhythmia, com marcação em estrela em ponto de evento adverso que representa Taquicardia.....	51
Figura 5.10 – Frequência Cardíaca analisada por amostra e plotada em gráfico BPM X Número de Medições, da amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do MIT Database – BIH Arrhythmia.....	52
Figura 5.11 – Pulso Cardíaco analisado por amostra e plotada em gráfico Pulso X Número de Medições, da amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do MIT Database – BIH Arrhythmia.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Descrição do desenvolvimento do aplicativo Windows seguindo o Modelo Cascata.....	37
Tabela 4.2 – Descrição do desenvolvimento do aplicativo Android seguindo o Modelo Cascata.....	38
Tabela 5.1– Tabela de dados retornados após implementação dos algoritmos na ferramenta MATLAB.....	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

FEELT – Faculdade de Engenharia Elétrica

ECG – Eletrocardiograma

FWT – Transformada Rápida de Wavelets

SVM – Máquina de Vetor de Suporte

OMS – Organização Mundial da Saúde

BPM – Batimentos por Minuto

AAMI – Association for the Advancement of Medical Instrumentation

ANN – Rede Neural Artificial

NIGMS – National Institute of General Medical Sciences

NIBIB – National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering

AF – Fibrilação Atrial

A-V – Atrioventricular

S-A – Sinusoidal

EA – Evento Adverso

PWM – Pulse-Width Modulation

OS – Sistema Operacional

GUI – Graphical User Interface

IDE – Ambiente de Desenvolvimento Integrado

A/D – Analógico/Digital

AI – Amplificador de Instrumentação

RRMC – Razão de Rejeição de Modo Comum

FPF – Filtro Passa Faixa

FPA – Filtro Passa Alta

FPB – Filtro Passa Baixa

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Apresentação geral do problema.....	1
1.2. Objetivos do trabalho.....	2
1.2.1. Objetivo Geral.....	2
1.2.2. Objetivos Específicos.....	3
1.3. Justificativa.....	3
 CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA:	
ELETROCARDIOGRAMA.....	5
2.1. Coração.....	5
2.2. Eletrocardiograma.....	8
2.2.1. Histórico da Eletrocardiografia.....	8
2.2.2. Origens e condução do impulso cardíaco.....	9
2.2.3. O Eletrocardiograma e suas derivações.....	10
2.3. Eventos Adversos Cardíacos.....	15
2.3.1. Arritmia.....	15
2.3.2. Taquicardia.....	16
2.3.3. Bradicardia.....	17
 CAPÍTULO 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA:	
COMUNICAÇÃO SEM FIO E OUTRAS TECNOLOGIAS	
.....	19
3.1. Comunicação sem fio.....	19
3.1.1. Tecnologia Bluetooth.....	19
3.2. Android OS.....	21

3.2.1. Java.....	22
3.2.2. Android Studio.....	22
3.3. C Sharp.....	23
3.3.1. Microsoft Visual Studio 2013.....	23
3.4. MATLAB.....	24

CAPÍTULO 4 – PROPOSTA DE UM SISTEMA PORTÁTIL DE MONITORAMENTO VIA BLUETOOTH COM DETECÇÃO DE EVENTOS ADVERSOS EM TEMPO REAL E PÓS AQUISIÇÃO

4.1. Instrumentação de um equipamento para aquisição de eletrocardiografia.....	25
4.1.1. Circuito de alimentação.....	27
4.1.2. Eletrodos e cabos conectores.....	28
4.1.3. Amplificador de instrumentação.....	29
4.1.4. Filtro passa – alta passivo.....	30
4.1.5. Amplificadores de Ganho.....	31
4.1.6. Filtro passa – faixa.....	32
4.1.7. Conversos analógico – digital.....	33
4.1.8. Drive de perna direita.....	34
4.1.9. Placa de Circuito Impresso.....	35
4.2. Módulo de integração da comunicação Bluetooth e Serial do equipamento de aquisição com os <i>hosts</i>	36
4.3. Aplicativos de software Android e Windows para coleta e processamento do sinal.....	37
4.3.1. Aplicativo Desktop Windows.....	37
4.3.2. Aplicativo Mobile Android.....	38
4.4. Algoritmos desenvolvidos para análise de ECG.....	38

4.4.1. Algoritmo para detecção de eventos adversos.....	39
4.4.2. Algoritmo para detecção de arritmia.....	42
CAPÍTULO 5 – EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO.....	45
5.1. Equipamento de aquisição do eletrocardiograma e integração com host via Bluetooth e via Serial.....	45
5.2. Aplicativo Windows.....	46
5.3. Aplicativo Android.....	48
5.3.1. Aquisição de eletrocardiograma em tempo real.....	48
5.3.2. Monitoração de eventos adversos no sinal de eletrocardiografia	49
5.4. Algoritmos Propostos e Implementação em M – código.....	49
5.4.1. MITDB – BIH Arrhythmia.....	52
5.4.2. Monitoração de eventos adversos no sinal armazenado de eletrocardiografia	53
CAPÍTULO 6 – DISCUSSÃO.....	55
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	57
CAPÍTULO 8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
CAPÍTULO 9 – ANEXOS.....	63
9.1. Especificações do Amplificador de Instrumentação INA 333.....	64
9.2. Especificações do Amplificador Operacional MCP601/MCP602.....	68
9.3. Especificações do Conversor Analógico Digital ADS8344.....	72
9.4. Especificações do Amplificador LTC 6910-1.....	75

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Apresentação geral do problema

De acordo com dados de 2012, a Organização Mundial de Saúde (OMS) afirma que doenças cardíacas são a principal causa de morte do planeta. A *Cardiopatía Isquêmica*, primeira colocada no ranking, ultrapassa em mais de 2 milhões de mortes o segundo colocado. Entretanto, a maioria das doenças cardíacas podem ser diagnosticadas e tratadas com antecedência, com auxílio de exames preventivos (MAGALHÃES, 2012). Para tal diagnóstico, o exame mais utilizado é chamado de Eletrocardiograma (ECG).

Durante o ECG é feito o registro da variação dos potenciais elétricos gerados pela atividade elétrica do coração. O exame refere-se ao coração em órgão como um todo, já que “reflete os eventos elétricos do conjunto de suas células” (CARNEIRO, 1997). Entretanto, para compreensão do exame, pode ser relacionado à atividade de uma única célula do coração (GUYTON, 2011).

Muitos dos equipamentos e sistemas utilizados para a visualização do exame não possuem recursos que auxiliem o médico na detecção de problemas cardíacos, por não possuírem ferramentas que realizem a análise dos sinais obtidos pelo eletrocardiograma (MAGALHÃES, 2012).

A alternativa que tem auxiliado neste processo são as tecnologias mobile que utilizando de processamento de sinais, atuam como ferramentas de auxílio ao diagnóstico. Assim, tem sido cada vez mais comum a utilização de aplicativos para dispositivos móveis que tem como objetivo o auxílio para o diagnóstico clínico ou mesmo de aquisição de amostras para pesquisa acadêmica.

Existem diversos casos presentes no campo da Telemedicina que necessitam de transmissão de dados sem fio, utilizando de dispositivos com tecnologia Bluetooth, Radio Frequência e Wi-fi, a citar os trabalhos de (SILVA et al, 2014) e (CARVALHO e ANDREÃO, 2006).

Outra aplicação às tecnologias médicas com transmissão de dados sem fio é o monitoramento de atividades fisiológicas durante exercícios e atividades específicas, como o

treinamento de militares durante simulações ou preparatório de atletas para competições (GROSSMAN, 2013) (LEITÃO, 2002).

Por fim, os sistemas de monitoração para atividades eletrofisiológicas têm ganhado destaque nos últimos anos, utilizando algoritmos de aprendizagem de máquina, como as Redes Neurais Artificiais (ANN) e as Máquinas de Vetor de Suporte (SVM), principalmente no âmbito de auxílio ao diagnóstico e classificação de arritmias (CLIFFORD, et al., 2016).

Como exemplo deste destaque, a plataforma *PhysioNet*, mantida pelo *National Institute of General Medical Sciences* (NIGMS) e pelo *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering* (NIBIB) lançou no ano de 2017 o “*AF Classification from a short single lead ECG recording: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2017*”, desafio que visa estimular o desenvolvimento de algoritmos para classificar sinais fornecidos em ritmo sinusal normal, fibrilação atrial (AF), um ritmo alternativo ou é muito ruidoso para ser classificado.

Assim, percebe-se que a visualização e análise do ECG via sistemas Wireless que possuam auxílio ao diagnóstico possuem grande potencial para auxiliar os profissionais da saúde em seu dia a dia, além de comprovar grande utilidade nos sistemas de *homecare*, pois com essa tecnologia é possível que o profissional da saúde acompanhe seu paciente a longa distância, ou ainda em rotinas de trabalho nas Unidades de Tratamento Intensivo (UTI), devido ao fato de que muitas vezes um profissional da saúde é responsável por diversos leitos; em rotinas como esta, a tecnologia Wireless pode permitir que o profissional acompanhe melhor os vários leitos dos quais ele é responsável.

1.2. Objetivos do trabalho

1.2.1. Objetivo Geral

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema que monitora um Eletrocardiograma, onde conduz a aquisição do mesmo por meio de um equipamento de ECG e utiliza tecnologia Bluetooth para transmissão de dados. Os dados são amostrados por dois aplicativos que detectam a presença de eventos adversos como Taquicardia e Bradicardia, sendo um deles em tempo real via dispositivo mobile Android, e outro via computador Windows, onde o sinal é armazenado em arquivo-texto e processado por algoritmo implementado em MATLAB, onde também é retornado a detecção da presença ou ausência de Arritmia no sinal armazenado.

A necessidade do desenvolvimento de um sistema para computador para análise das arritmias se dá pelo poder de processamento dos dados, já que os dispositivos mobile mais comuns no mercado não possuem processadores que conseguem realizar o processamento dos dados para a análise de arritmia. Dito isto, a utilização sugerida do sistema, será que caso o aplicativo mobile acuse algum evento adverso, o usuário realize por meio do aplicativo *desktop* o armazenamento e posterior processamento do sinal, detectando assim a presença ou ausência de uma arritmia patológica.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Desenvolver um hardware para aquisição do Eletrocardiograma de 1 canal com transmissão de dados via Bluetooth.
- Desenvolver um algoritmo para monitoração de eventos adversos como Taquicardia e Bradicardia, além de detectar a presença de Arritmias e mensurar o Pulso Cardíaco.
- Desenvolver um aplicativo Android, cujas funções sejam visualizar o sinal ECG recebido via Bluetooth em tempo real, calcular os batimentos por minuto (BPM) e detectar eventos adversos de Taquicardia e Bradicardia no mesmo, utilizando o algoritmo desenvolvido neste trabalho.
- Desenvolver um aplicativo Windows, cujas funções sejam visualizar o sinal ECG recebido via Bluetooth em tempo real e realizar o armazenamento dos dados em arquivo-texto.
- Desenvolver implementar o algoritmo desenvolvido em MATLAB, para que analise a amostra armazenada pelo aplicativo Windows.

1.3. Justificativa

O presente trabalho abrange grande parte dos conhecimentos adquiridos ao longo do curso de Engenharia Biomédica como Instrumentação Biomédica, Eletrônica Analógica, Processamento de Sinais Biomédicos, Métodos e Técnicas de Programação, Interface Homem-Máquina em Saúde e Métodos Matemáticos, além de usar indiretamente o conhecimento adquirido em outras disciplinas.

Não se limitando, este projeto tem o objetivo de demonstrar uma alternativa realizar a análise de um sinal biomédico, neste caso a atividade elétrica cardíaca, de forma prática, diretamente em um dispositivo mobile, utilizando métodos para auxiliar a detecção de anomalias neste tipo de exame, tornando possível ao profissional da saúde, pesquisador, ou até mesmo estudante, acompanhar os registros de um exame de ECG com auxílio na detecção de eventos adversos do mesmo.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: ELETROCARDIOGRAMA

2.1. Coração

O coração, órgão central do aparelho circulatório, é um músculo oco, destinado a impulsionar sangue através dos vasos. Este possui duas bombas, uma do lado direito e outra em seu lado esquerdo. Cada uma destas, é dividida em duas câmaras, chamadas de átrio e ventrículo. O átrio é uma bomba de escorva para o ventrículo, que tem a função de enchê-lo. O ventrículo realiza a força principal de bombeamento do sangue para o restante do corpo, através das duas circulações: a periférica, impulsionada pelo lado esquerdo do coração; e a pulmonar, impulsionada pelo lado direito do coração. O coração possui um mecanismo de válvula que permite que o sangue siga em um fluxo unidirecional. O bombeamento é ocasionado pela diminuição forçada do volume de uma câmara repleta de sangue com um único ponto de saída (GUYTON e HALL, 2006). Um diagrama esquemático pode ser visto na Figura 2.1.

O coração possui três tipos de tecido principais, sendo eles o músculo cardíaco, as fibras especializadas de condução e as de excitação. Quando a célula se encontra em equilíbrio, uma diferença de potencial chamada de “potencial de repouso” é formada entre as partes interna e externa da célula devido às diferenças de concentração de íons. A partir de mudanças nessa diferença de potencial são reguladas as contrações e relaxamento dos músculos. O processo chamado de despolarização ocorre quando a parte interna da membrana celular fica positiva com relação ao potencial intercelular.

Quando uma parte da membrana de célula se despolariza o suficiente para ultrapassar um limiar, a despolarização é capaz de se autopropagar através do mecanismo conhecido como *potencial de ação*. Para melhor entendimento do mecanismo, o leitor deve consultar a referência GUYTON e HALL, do ano de 2006, ao fim deste documento. Essa despolarização também é capaz de se propagar para células musculares vizinhas através de junções comunicantes, que são estruturas especiais que permitem o rápido transporte de íons entre células adjacentes.

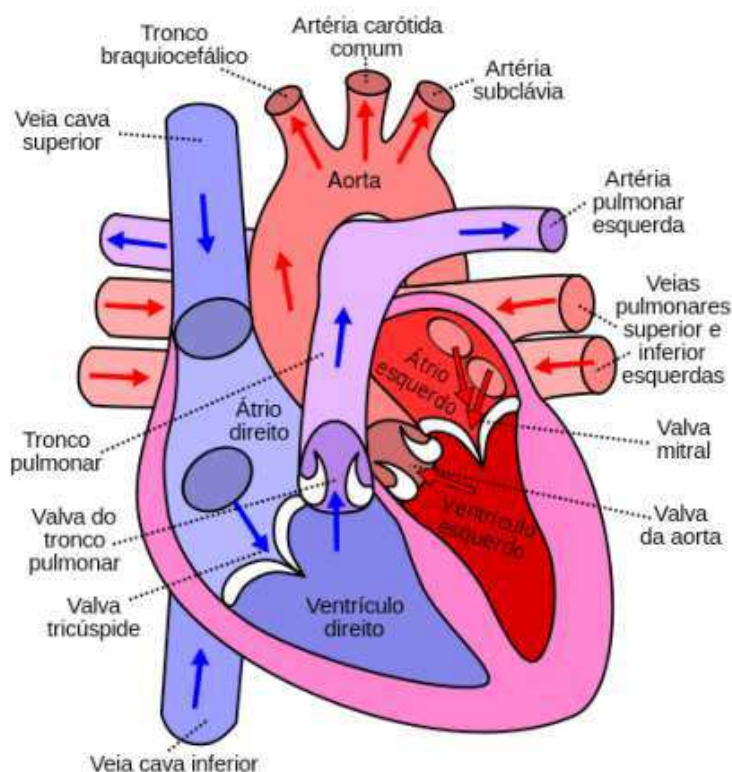


Figura 2.1: Diagrama esquemático do coração humano. Disponibilizado para domínio público em [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_\(cropped\)_pt.svg?uselang=pt-br](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_(cropped)_pt.svg?uselang=pt-br)

O potencial de ação também causa a contração do músculo cardíaco. Como o potencial de ação se espalha rapidamente, o músculo cardíaco atua como um sincício, ou seja, é capaz de se contrair como um único sincício e unidade. Após a despolarização, o potencial da célula retorna ao de repouso pelo processo de repolarização.

Como foi afirmado, o coração possui fibras especializadas para condução e geração de impulsos elétricos. Normalmente, esse sistema permite que as diferentes câmaras do coração se contraiam no tempo e na ordem requeridos para seu correto funcionamento. O nodo sinusal, também chamado nódulo sinoatrial ou nodo S-A, tem uma estrutura especial que permite que ele se despolarize sem estímulos exteriores, levando a ciclos de despolarização e repolarização. As vias internodiais conduzem o impulso até o nódulo atrioventricular, também chamado nodo A-V. Nesta estrutura o impulso é retardado antes de seguir para os ventrículos. O feixe atrioventricular conduz o impulso para os ventrículos e as fibras de Purkinje facilitam a condução do impulso para todas as áreas do ventrículo (GUYTON e HALL, 2006). Um desenho que ilustra o sistema de condução do coração é exibido na Figura 2.2.

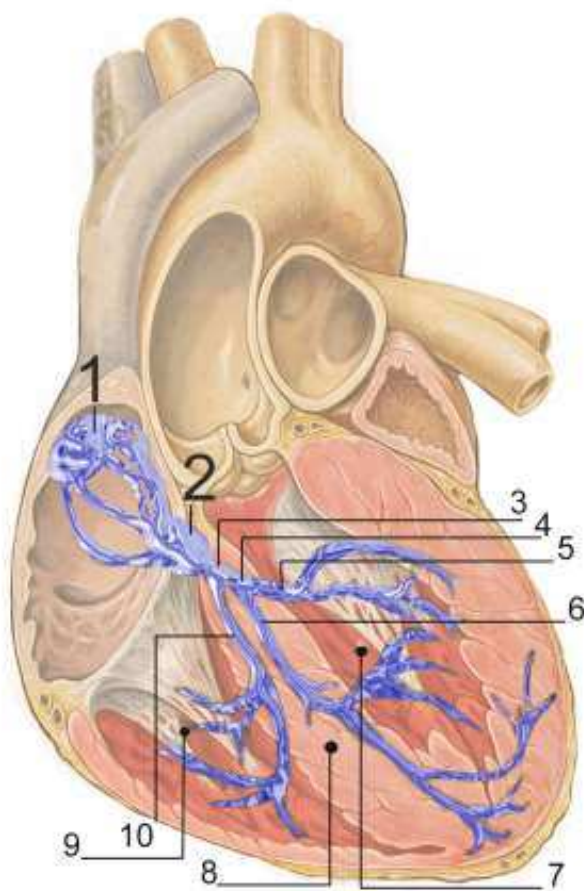


Figura 2.2: Sistema de Condução Elétrica do Coração. Legenda: 1– Nódulo Sinoatrial; 2– Nódulo atrioventricular; 3– Feixe de His; 4– Ramo esquerdo; 5– Fascículo Posterior Esquerdo; 6– Fascículo Anterior Esquerdo; 7– Ventrículo Esquerdo; 8– Septo Ventricular; 9– Ventrículo Direito; 10– Ramo Direito. A figura está disponibilizada sob a licença Creative Commons Attribution 2.5 Generic(<https://creativecommons.org/licenses/by/2.5/deed.en>)em(https://commons.wikimedia.org/wiki/File:RLS_12blauLeg.png)

O nodo sinoatrial tipicamente é o responsável pelo comando do impulso cardíaco por ter uma frequência maior de descarga intrínseca do que o nodo atrioventricular ou mesmo as fibras de Purkinje. Ela induz a despolarização por potencial de ação nos outros pontos antes que possam se autoexcitar. No caso de um bloqueio das vias internodais, por exemplo, o nodo A-V pode passar a gerar impulsos no seu ritmo próprio (GUYTON e HALL, 2006).

O nodo S-A e o nodo A-V recebem inervações do nervo vago, do sistema parassimpático. A acetilcolina liberada nas terminações vagais atua nos nodos causando hiperpolarização da membrana, ou seja, tornando-a mais negativa do que o potencial de repouso típico, o que causa uma redução na frequência cardíaca e um retardo na condução. A inervação do sistema simpático distribui-se por todo o coração, e a estimulação deste sistema

causa aumento na frequência cardíaca, na velocidade de condução e na força de contração (GUYTON e HALL, 2006).

2.2. Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma (ECG) é um exame na área de cardiologia no qual é feito o registro da variação dos *potenciais elétricos* gerados pela atividade elétrica do coração. O exame refere-se ao coração em órgão como um todo, já que “*reflete os eventos elétricos do conjunto de suas células*”. Entretanto, para compreensão do exame, pode ser relacionado à atividade de uma única célula do coração (CARNEIRO, 1997).

2.2.2. Histórico da Eletrocardiografia

Em 1842 o físico italiano Carlo Matteucci demonstrou que uma corrente elétrica acompanhava contração cardíaca, logo após ter descoberto, em 1838, que correntes elétricas são geradas no interior dos músculos (BASMAJIAN, 2002). No ano seguinte, o fisiologista alemão Emil DuBois-Reymond descreveu o potencial de ação e confirmou a descoberta de Matteucci feita em coração de sapo. O primeiro potencial de ação cardíaco foi registrado por Rudolph Von Koelliker e Heinrich Muller (TORRES, 2010).

O físico francês Gabriel Lippman inventou, nos princípios da década de 1870, um eletrômetro capilar, o que possibilitou em 1878 a descoberta de duas fases do ciclo cardíaco, sendo elas a despolarização e a repolarização, pelos fisiologistas britânicos John Burdon Sanderson e Frederick Page. Assim, o primeiro eletrocardiograma humano foi registrado, pelo fisiologista Augustus D. Waller, em 1887, em experimentos realizados com o eletrômetro capilar de Lippman. Após conectar eletrodos ao tórax, anteriormente e posteriormente ao mesmo, demonstrou que cada batimento cardíaco era acompanhado por uma oscilação elétrica; provando assim que a atividade elétrica precedia a contração cardíaca (TORRES, 2010).

Waller demonstrou sua técnica de registro de potenciais elétricos cardíacos no *Primeiro Congresso Internacional de Fisiologistas*, em Basel na Suíça, em 1889. Ao apresentar seu trabalho este evento, estimulou outros pesquisadores a trabalharem com o eletrômetro capilar de Lippman a fim de aperfeiçoá-lo. Então, Willem Einthoven percebeu a limitação de frequência que o aparelho apresentava e, a partir de recursos matemáticos, conseguiu um traçado muito próximo do real. O

eletrocardiograma foi fundamental para a compreensão das arritmias. Thomas Lewis, após visitar o laboratório de Einthoven, em 1909, retornou a Londres com estímulo para estudá-las.

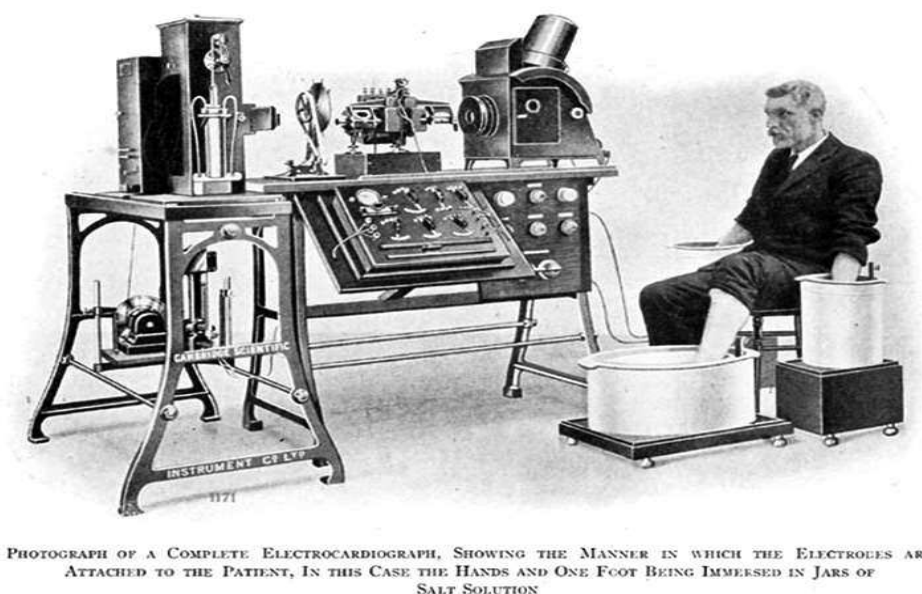


Figura 2.3 – Eletrocardiógrafo usado por Lewis, construído pela Cambridge Scientific Instrument of London, 1911.

Fonte: http://en.ecgpedia.org/wiki/A_Concise_History_of_the_ECG#bibkey_Wood.

O Thomas Lewis pode ser considerado o sucessor de Einthoven e foi professor de Wilson. Em 1931, Frank N. Wilson descreveu a derivação unipolar, provando matematicamente a possibilidade do registro da atividade elétrica do coração em qualquer parte do corpo.

2.2.2. Origens e condução do impulso cardíaco

A atividade elétrica da célula miocárdica compreende em basicamente dois eventos, sendo eles o potencial de repouso (onde a concentração de potássio – K^+ está maior no meio intracelular do que no intercelular, tendendo assim a migrar para o exterior da célula; e a concentração de sódio – Na^+ se comporta de forma inversa, tendendo assim a migrar para o interior da célula) e o potencial de ação (quando há ativação da célula, em que o potencial de membrana percorre de -90 mV à $+30\text{ mV}$, invertendo assim a polaridade da membrana, e após um intervalo de tempo, o potencial volta ao valor de -90 mV) (GUYTON e HALL, 2011).

No entanto *Cranefield, Wit e Hoffman* (1972), pesquisadores da Universidade de Rockefeller (Nova York – USA) e da Universidade de Columbia (Nova York – USA), demonstraram que as

células cardíacas podem produzir dois tipos de potencial de ação, sendo o primeiro tipo, correspondente ao potencial de ação já amplamente conhecido, produzido pelas fibras contráteis e pelos sistemas especializados de condução presentes nos átrios e ventrículos, que é referido como o potencial de ação de *resposta rápida*. O segundo tipo é encontrado no nódulo sinusal, no nódulo átrio ventricular, nas fibras cardíaca do anel átrio ventricular e nos folhetos das válvulas mitral e cúspide, referido por potencial de ação de *resposta lenta*.

A diferença básica entre as duas respostas, é que a resposta lenta possui uma baixa velocidade de despolarização e de condução. A mesma também pode se apresentar em células que existe resposta rápida, onde se caracterizam alguns tipos de arritmias (CRANFIELD, 1972). Há também, em algumas células cardíacas após a repolarização uma diminuição vagarosa do potencial de membrana, até o mesmo atingir o limiar, deflagrando-se o potencial de ação. Esta ocorrência é chamada de *automatismo* (CRANFIELD, 1972), e as células que a demonstram em mais alta velocidade durante a diástole pertencem ao nódulo sinusal. Já nas fibras de Purkinje, a despolarização diastólica é gerada primeiramente pela corrente despolarizante.

Portanto, a propagação do impulso cardíaco é a propagação do potencial de ação que nasceu em uma célula (ou em um grupo de células) do nódulo sinusal que através do sistema de condução, que consiste do nódulo sinusal, dos feixes internodais, da junção átrio-ventricular, do feixe de His e de seus ramos, e por fim da rede de Purkinje, até o miocárdio ventricular (HOFFMAN, 1964). A velocidade com que o potencial de ação se propaga depende de inúmeros fatores, dentre eles, se podem citar como principais a resistência elétrica proveniente da membrana celular, a capacitância elétrica da membrana (já que uma corrente despolarizante não consegue modificar o potencial de ação da membrana de forma instantânea), potencial de repouso da célula (HOFFMAN, 1960). A condução sofre um atraso no nódulo átrio-ventricular, por fatores como o valor reduzido do potencial de membrana e a amplitude diminuída do potencial de ação.

2.2.3. O Eletrocardiograma e suas derivações

Em um coração normal, a primeira região a despolarizar é o nódulo sinusal, onde a onda de ativação progride pela junção sinoatrial, propagando pela parede dos átrios. É ativado o átrio direito, o septo interatrial, e o estímulo alcançam o átrio esquerdo (CARNEIRO, 1997). Essa onda de ativação que ocorre no átrio direito pode ser representada por um vetor que se dirige para baixo, para frente e para a esquerda. No átrio esquerdo, a onda se propaga para trás, para a esquerda, e um pouco para baixo.

Unindo os dois processos, a ativação dos átrios pode ser representada por um único vetor, que no exame de eletrocardiograma é responsável pela inscrição da *onda P*, que terá características (forma, amplitude e orientação) diferentes de acordo com a linha que registra a projeção do vetor. Seguindo a *onda P*, o exame registra o segmento PR, que é um momento isoelétrico, conhecido como *intervalo PR*. Durante este intervalo, ocorre a despolarização dos átrios, a despolarização do feixe e dos ramos de His, e da rede de Purkinje.

Após o *intervalo PR*, ocorre o *complexo QRS*, que representa a despolarização dos ventrículos. A ativação ventricular se inicia na parte média do septo esquerdo, e o vetor do septo médio estará apontado para frente e para a direita, dirigido para cima ou para baixo, de acordo com a posição elétrica do coração. Logo, o processo de despolarização desce pelas superfícies septais da direita e esquerda, alcançando a região baixa do septo. Assim, a onda progride através das paredes laterais dos dois ventrículos, gerando o vetor que possui maior amplitude em todo o processo. Por fim, o processo de ativação atinge a parede póstero-lateral dos ventrículos, gerando um vetor representativo que aponta para mais atrás que o anterior, e orientado para cima.

Utilizando destes quatro vetores então, é possível analisar o processo de despolarização (MASSIE, 1977). O processo de repolarização começa em algumas regiões do coração antes que a despolarização tenha se completado no órgão como um todo.

Entretanto, os vetores iniciais de repolarização não conseguem se manifestar, e com isso após o *complexo QRS*, é visto um momento isoelétrico, o *intervalo ST*. Após o mesmo, segue a *onda T*. A *onda T* só obteve evidência de sua gênese em 1987 (FRANZ et al., 1987), acometida ao início da repolarização ocorrendo no músculo subepicárdico. Estes intervalos podem ser visualizados na Figura 2.4. O sinal tem comumente um nível de tensão entre 0 e 5 milivolts (mV) e um espectro de frequência entre 0 e 250 hertz (Hz). Entretanto este valor pode variar de pessoa para pessoa, de acordo com suas características fisiológicas, ou devido a patologias.

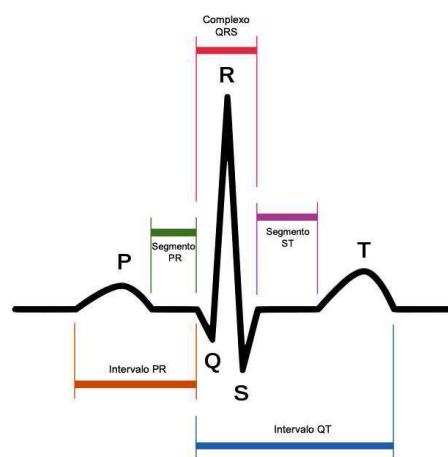


Figura 2.4 – Nomenclatura das ondas de um batimento (ATKIELSKI, 2006).

Como dito anteriormente, as características dos vetores que compõe o sinal do eletrocardiograma podem variar de acordo com a linha que registra a posição do vetor. E essencialmente, o eletrocardiógrafo é um instrumento que mede pequenas intensidades de corrente, que recolhe a partir de dois eletródios dispostos no corpo humano (ou animal) as diferenças de potencial ali existente devido á atividade cardíaca.

A linha que une estes eletródios é chamada de *derivação*. Ela é dita bipolar quando os dois eletrólitos registram potenciais da mesma ordem de grandeza (quando se encontram a mesma distância) do ponto de vista elétrico. Já as derivações unipolares são aquelas cujo traçado obtido se deve praticamente às variações de potencial recolhidas por um dos eletródios (eletródios exploradores).

Em 1913, Willem Einthoven, médico neerlandês e ganhador do Prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina de 1924, sugeriu que todos os dipolos desenvolvidos pela atividade elétrica do coração poderiam ser representados, em cada instante, por um único dipolo equivalente. Assim, o vetor que representa esse dipolo poderia ser projetado em um plano frontal, em três derivações que passariam a constituir um triângulo, conhecido posteriormente por “o triângulo de Einthoven” (SCHWEITZER, 2002).

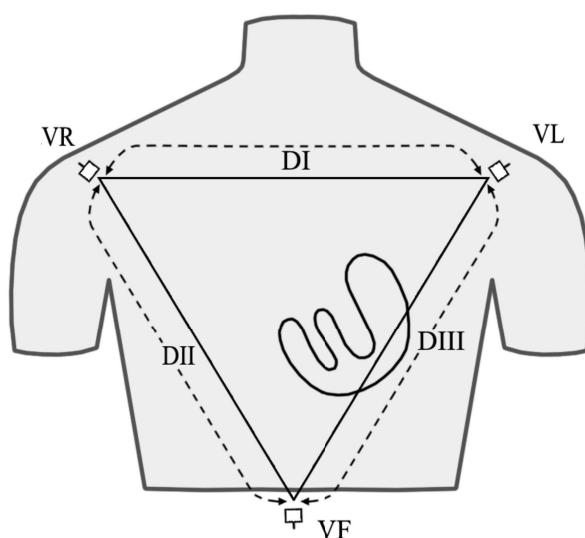


Figura 2.5. – O triângulo de Einthoven. Disponível em <http://www.dalcame.com>.

Com o decorrer dos estudos em eletrocardiograma (TORRES, 2010), as aplicações clínicas do exame se concentraram em utilizar 12 derivações existentes, e dependendo do plano elétrico do coração que seja registrado no exame, existem as derivações periféricas (Figura 2.6), (plano frontal, obtidas a partir dos eletrodos colocados nos membros) e as derivações precordiais (plano horizontal, obtidas a partir dos eletrodos posicionados ao longo do tórax, na região do coração).

Existem dois tipos de derivações periféricas: As derivações bipolares, ou de Einthoven e, as derivações unipolares aumentadas.

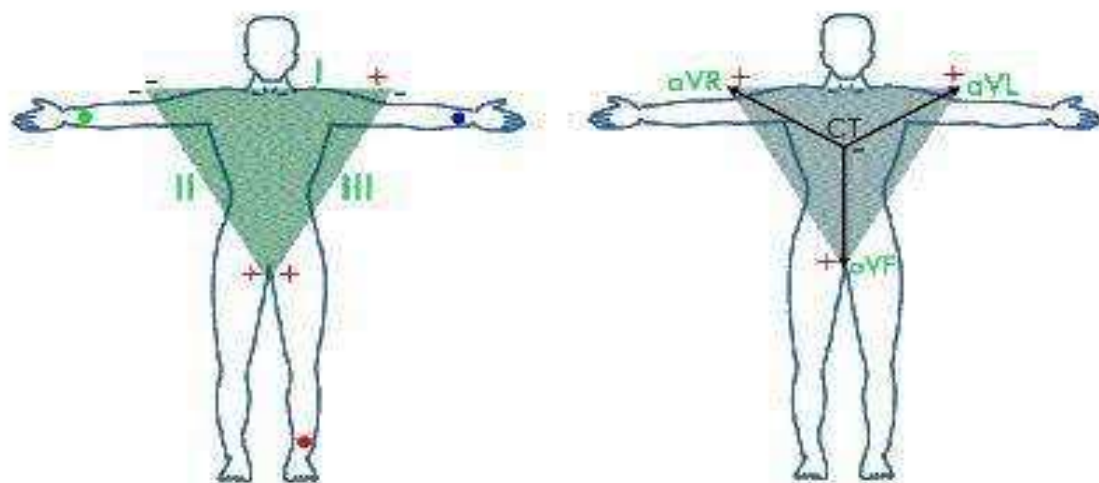


Figura 2.6. – Derivações Periféricas e o Triângulo de Einthoven. Disponível em <http://www.dalcame.com>.

Segundo a *lei de Einthoven*, as três derivações bipolares mantêm uma proporção matemática, que diz: $D2 = D1 + D3$. Elas são as derivações clássicas do eletrocardiograma, descritas por Einthoven. As mesmas registram a diferença de potencial entre dois eletrodos localizados em diferentes membros. A proporção matemática tem como valores, em D1: a diferença de potencial entre o braço direito e o braço esquerdo, onde o vetor tem um ângulo de 0° ; em D2: a diferença de potencial entre o braço direito e a perna esquerda, onde o vetor tem um ângulo de 60° ; e por fim em D3: a diferença de potencial entre o braço esquerdo e a perna esquerda, possuindo um ângulo de 120° .

As derivações periféricas unipolares registam a diferença de potencial entre um ponto teórico no centro do triângulo de Einthoven, com um valor de 0, e o eletrodo em cada extremidade (GUYTON e HALL, 2011).

Estas derivações, inicialmente, foram nomeados VR, VL e VF. V significa vetor, e R, L, F: direita, esquerda e pé (em inglês). Posteriormente foi adicionada a letra a minúscula, que significa amplificada (as derivações unipolares são amplificados com relação ao inicial). Assim, aVR refere-se ao potencial absoluto do braço direito, onde o vetor tem direção de 150° , aVL refere-se ao potencial absoluto do braço esquerdo, onde o vetor tem direção de -30° , e aVF refere-se ao potencial absoluto da perna esquerda, onde o vetor tem direção de 90° .

As derivações pericordiais (Figura 2.7) do eletrocardiograma são seis, e são denominadas com uma letra V maiúscula e um número de 1 a 6. São derivações unipolares e registram o potencial do ponto em que o elétrico de mesmo nome é posicionado. No presente trabalho serão utilizadas apenas as derivações periféricas bipolares durante a aquisição no equipamento construído. Na Figura 2.8 são mostrados os registros do eletrocardiograma de cada derivação, evidenciando assim suas diferenças.

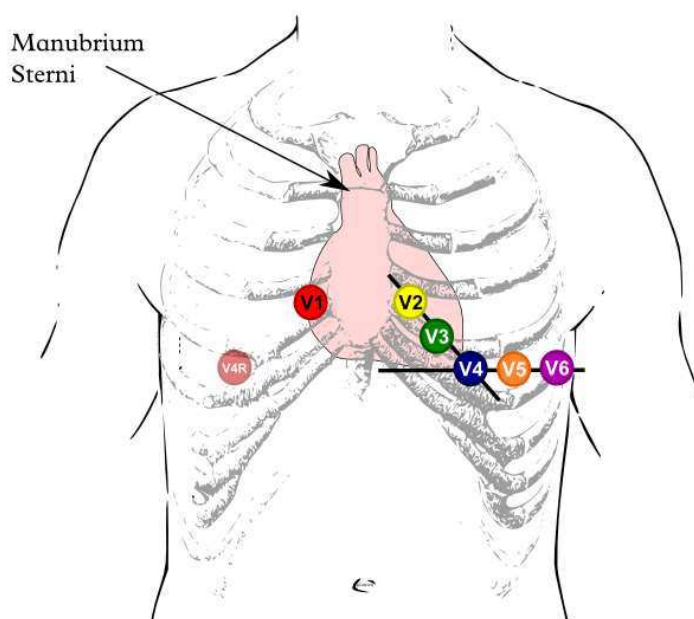


Figura 2.7. – Derivações Pericordiais, com o manúbrio evidenciado (Manubrium Sterni). Disponível em <http://www.ecgpedia.org>.

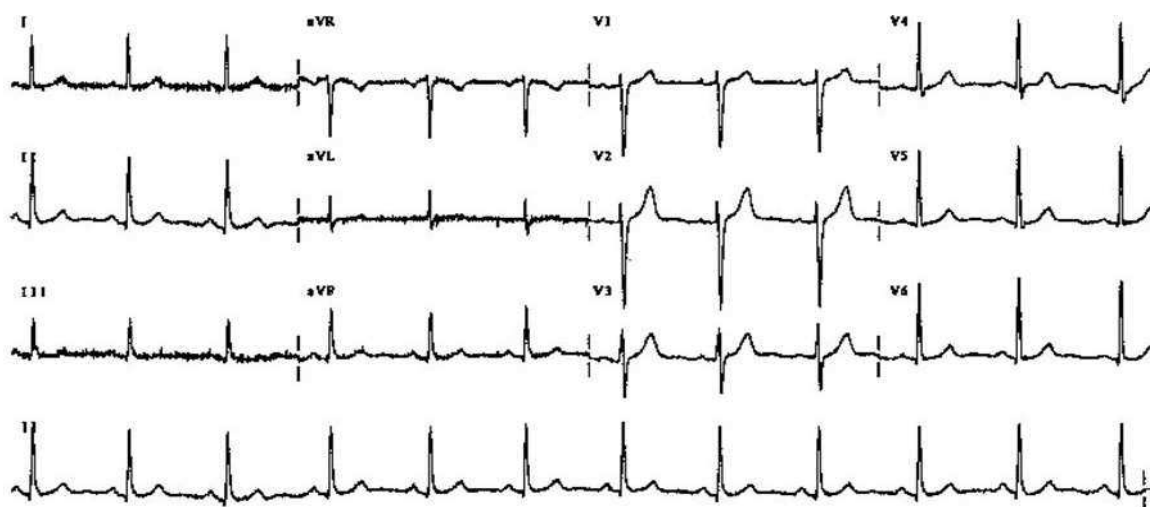


Figura 2.8. – As 12 derivações de um ECG normal. (JENKINS e GERRED, 2011)

2.3. Eventos adversos cardíacos

Eventos adversos (EA) são definidos como complicações indesejadas decorrentes do cuidado prestado aos pacientes, não atribuídas à evolução natural da doença de base. (GALLOTTI, 2004). De forma simples então, pode-se dizer que um evento adverso cardíaco é uma alteração cardíaca que não foi prevista, de acordo com a evolução da doença base ou até mesmo da ausência de uma.

Neste trabalho utilizaremos a detecção de dois eventos adversos cardíacos: A taquicardia e a bradicardia, que são alterações no ritmo cardíaco, por consequência, arritmias.

2.3.1. Arritmias

Arritmia cardíaca é um grupo de condições em que o batimento cardíaco é irregular, demasiado rápido ou demasiado lento. Muitos tipos de arritmia não manifestam sintomas, e quando os estes estão presentes pode-se incluir palpitações ou sentir uma pausa entre batimentos. Em casos graves, os sintomas podem incluir tonturas, desmaio, falta de ar ou dor torácica (MEHRA, 2007).

Muitos tipos de arritmia não são graves, mas alguns predisõem para complicações como acidentes vasculares cerebrais ou insuficiência cardíaca, enquanto outros podem causar paragens cardiorrespiratórias.

As arritmias têm origem em problemas do sistema de condução elétrica do coração. Há vários exames que apoiam o diagnóstico, entre os quais eletrocardiogramas (ECG) e monitor Holter. A maior parte das arritmias pode ser tratada de forma eficaz. O tratamento pode consistir em medicamentos, cirurgia e procedimentos médicos, como a implantação de um *pacemaker*. As pessoas com sintomas graves de arritmia podem receber tratamento de urgência com cardioversão ou desfibrilação.

A arritmia afeta milhões de pessoas em todo o mundo. Na Europa e na América do Norte, em 2014 a fibrilação arterial afetava entre 2 e 3% da população (ZONI-BERISSO et al., 2014). Em 2013, a fibrilação auricular e o flutter auricular foram a causa de 112.000 mortes, um aumento em relação às 29 000 em 1990. Cerca de 80% dos casos de morte súbita cardíaca são causados por arritmias ventriculares (MEHRA, 2007).

A existência de Taquicardias e Bradicardias não necessariamente indicam uma Arritmia patológica, mesmo sendo estas classificadas como Arritmias de modo geral. Muitas vezes as ocorrências de Taquicardias e Bradicardias ocorrem devido a atividades que envolvem, de algum modo, esforço físico (MEHRA, 2007).

2.3.2. Taquicardia

Taquicardia é um termo médico utilizado para designar um aumento da frequência cardíaca. Convenciona-se como normal no ser humano uma frequência cardíaca entre 60 e 100 batimentos por minuto. (ALVES, 2015). A partir de 100, inclusive, considera-se que há taquicardia (GUYTON e HALL, 2006). Uma das formas de se classificar a taquicardia é quanto ao mecanismo que a origina. Existem basicamente três tipos (ALVES, 2015):

- Taquicardia sinusal, é a que se origina no nó sinusal.
- Taquicardia supraventricular é a que se origina nos átrios do coração.
- Taquicardia ventricular é a que se origina nos ventrículos do coração.

A taquicardia pode ser devida a variações normais do funcionamento do organismo, neste caso chamada de taquicardia fisiológica, ou devida a alguma doença, neste caso taquicardia patológica. Entretanto, para a avaliação da taquicardia, é importante portanto fazer a avaliação baseado na idade da pessoa. A Figura 2.9 mostra o registro de um paciente com taquicardia.

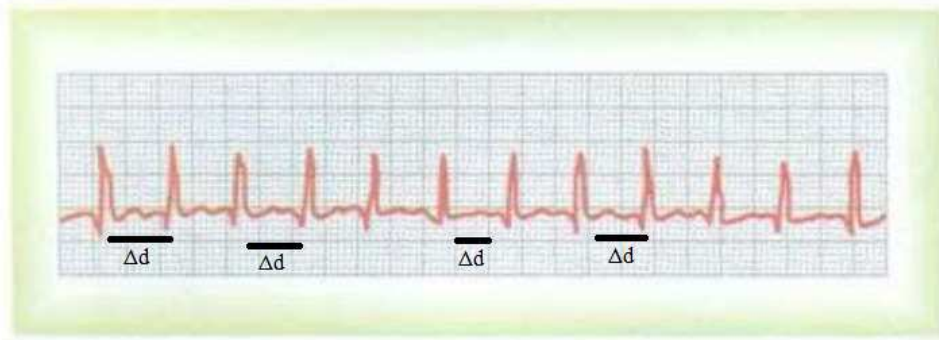


Figura 2.9 – Taquicardia sinusal (derivação I). Evento de Taquicardia representado nos intervalos assinalados com Δd , revelando que os sinais estão acelerados, quando comparados a um ECG comum. (GUYTON e HALL, modificado, 2006)

2.3.3. Bradicardia

Bradicardia é um termo utilizado na medicina para designar uma diminuição na frequência cardíaca. Frequências abaixo de 60 constituem a bradicardia, segundo a convenção de que entre 60 batimentos por minuto (BPM) e 100 são as consideradas normais (GUYTON e HALL, 2006). A bradicardia pode ocorrer devido a variações normais do funcionamento do organismo, neste caso chamada de bradicardia fisiológica, ou devido a alguma doença, neste caso bradicardia patológica. Há várias causas possíveis desse tipo de arritmia, mas as 7 principais são:

- Doença de Chagas
- Fibrilação atrial
- Uso de medicações
- Idade
- Doenças das artérias coronárias
- Cardiopatias congênitas
- Desnutrição

A bradicardia sinusal é a forma mais comum, quando ocorre uma diminuição do cronotropismo do nó sinusal, o marca-passos natural do coração. Assim como ocorre na

Taquicardia, o registro do ECG é igual ao de um paciente normal, porém os complexos QRS possuem um intervalo maior de tempo, como ilustrado na Figura 2.10.



Figura 2.10 – Bradicardia sinusal (derivação III). Evento de Bradicardia representado nos intervalos assinalados com Δd , revelando que os sinais estão atrasados, quando comparados a um ECG comum. (GUYTON e HALL, modificado, 2006)

CAPÍTULO 3

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA: COMUNICAÇÃO SEM FIO E OUTRAS TECNOLOGIAS

3.1. Comunicação sem fio

Comunicação sem fio, ou Wireless, consistem na transferência de dados e informações sem a utilização de cabos. As distâncias envolvidas podem ser curtas (poucos metros, como a que há entre uma televisão e seu controle remoto) ou longas (milhares ou mesmo milhões de quilômetros, como ocorre nas transmissões de ondas de rádio) (MEDEIROS, 2007).

Existem diversas formas de tecnologia sem fio, como Radiofrequência, Infravermelho, Wi-fi e Bluetooth. Neste projeto trabalharemos com a tecnologia Bluetooth, devido sua aplicabilidade ao tema proposto.

3.1.1. Bluetooth

Bluetooth é uma especificação de rede sem fio de âmbito pessoal (Personal Area Networks – PANs) consideradas do tipo PAN ou mesmo WPAN (Wireless Personal Area Networks). O Bluetooth provê uma maneira de conectar e trocar informações entre dispositivos através de uma frequência de rádio de curto alcance globalmente licenciada e segura. As especificações do Bluetooth foram desenvolvidas e licenciadas pelo “*Bluetooth Special Interest Group*”. As aplicações mais prevalentes do Bluetooth incluem:

- Controle sem fio e comunicação entre celulares e fones de ouvido sem fio ou sistemas viva voz para carros.
- Comunicação sem fio entre computadores em um espaço pequeno onde pequena banda é necessária.
- Comunicação sem fio entre computadores e dispositivos de entrada e saída, como mouse, teclados e impressoras.
- Comunicação sem fio entre telefones celulares e estações de telefonia fixa, para funcionar como um telefone sem fio dentro da área de cobertura e economizar em tarifas de serviço telefônico.

- Para controles onde o infravermelho era tradicionalmente utilizado.
- Enviar pequenas propagandas para dispositivos ativados por Bluetooth.
- Consoles de videogames da nova geração.
- Acesso dial-up à internet em um computador pessoal usando um celular compatível com dados como modem.
- Receber conteúdo comercial (Spam) via um quiosque, como em um cinema ou lobby.
- Substituição de dispositivos seriais tradicionais com fio em equipamentos médicos, como é o caso do presente trabalho.

Para que esse tipo de comunicação seja bem-sucedida, é necessário que haja, como nas demais aplicações, um envio e recebimento de dados por meio da frequência de rádio de curto alcance pela qual o dispositivo se comunica.

Com isso, para que haja comunicação entre dispositivos, é necessário a existência de um módulo de comunicação. No presente trabalho, será necessário comunicar o equipamento desenvolvido tanto com o dispositivo mobile quanto com o computador, sendo necessário utilizar um módulo de comunicação Bluetooth. Existem diversas opções de módulos Bluetooth no mercado, e foi escolhido o módulo *Bluetooth RS232 HC-05* (Figura 3.1), devido sua facilidade de configuração.

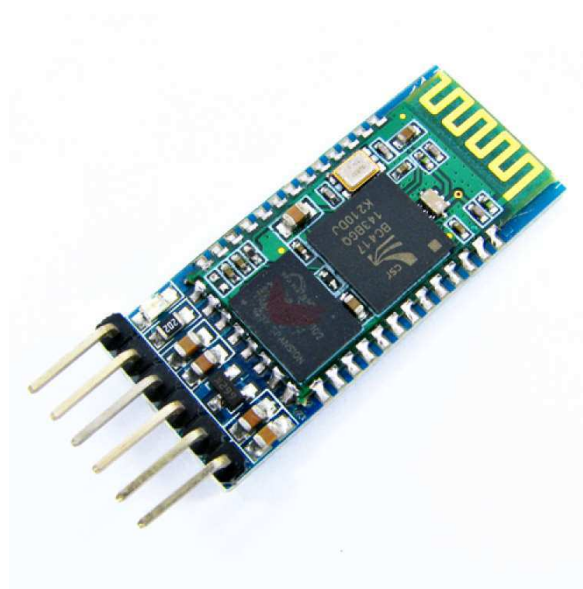


Figura 3.1 – Módulo Bluetooth RS232 HC 05. Disponível em: www.filipeflop.com

3.2. Android OS

Android é um sistema operacional (OS – Operational System), atualmente desenvolvido pela empresa de tecnologia Google e baseado no núcleo Linux. Com uma interface de usuário baseada na manipulação direta, o Android é projetado principalmente para dispositivos móveis com tela sensível ao toque como smartphones e tablets.

O sistema operacional utiliza da tela sensível ao toque para que o usuário possa interagir com os objetos virtuais e também proporciona um teclado virtual. Apesar de ser principalmente utilizado em dispositivos com tela sensível ao toque, também é utilizado em outras aplicações não sensíveis ao toque (STALLMAN, 2012).

É o sistema operacional móvel mais utilizado do mundo, e, em 2013, possuía a maior porcentagem das vendas mundiais de SO móveis (ALECRIM, 2013). Segundo (MAHAPATRA, 2013), (ELMER-DEWITT, 2014) e (YAROW, 2014), os dispositivos com o sistema Android vendem mais que eletrônicos com Windows, iOS e Mac OS X combinados.

Uma pesquisa realizada pela Developer Economics Q3 com programadores entre abril e maio de 2013 revelou que 71% dos programadores para sistemas móveis desenvolviam para o Android. Na conferência anual Google I/O de 2014, a companhia revelou que existem mais de 1 bilhão de usuários Android ativos.

O Android é muito popular entre empresas de tecnologia que buscam um software pronto, de baixo custo e personalizável para dispositivos de alta tecnologia (RUSSAKOVSKI, 2013). A natureza do software de código aberto do sistema operacional tem encorajado uma grande comunidade de programadores e entusiastas a colocar uma fundação para o desenvolvimento de projetos feitos pela própria comunidade que adicionam recursos para usuários mais avançados (RUSSAKOVSKI, 2013), ou trazem o Android para dispositivos que inicialmente não foram lançados com a plataforma. Com isso, o desenvolvimento de aplicativos para esse sistema operacional é crescente nos últimos anos, até mesmo agregando a área da saúde (TIBES e DIAS e MASCARENHAS, 2014). O sucesso do SO fez dele um alvo para disputas de patente na chamada “guerra de smartphones” entre empresas de tecnologia (REARDON, 2011).

Visando ampla aplicação e variedade de ferramentas de desenvolvimento, o presente projeto escolheu desenvolver o aplicativo mobile compatível com o Android. Conforme publicado pela Revista *iMasters*, número 8, de Novembro de 2013, existem diversas ferramentas de desenvolvimento de aplicativos para Android, a citar o Android Studio, IDE anunciada em 16 de Maio de 2013 na conferência Google I/O, que permite o desenvolvimento de aplicativos

utilizando a linguagem Java, os quais foram escolhidos para desenvolvimento do aplicativo mobile deste trabalho. A Figura 3.2 mostra um screenshot de uma aplicação em branco genérica da Android Studio IDE.

3.2.1. Java

Java é uma linguagem de programação orientada a objetos, desenvolvida na década de 90 por uma equipe de programadores, cujo chefe era James Gosling, na empresa Sun Microsystems. Sua sintaxe é similar a C/C++/C Sharp, e é de fácil internacionalização. É distribuída com um vasto conjunto de bibliotecas, e possui facilidades para criação de programas multitarefas, como aplicativos mobile. A Sun disponibiliza a maioria das distribuições Java gratuitamente e obtém receita com programas mais especializados como o Java Enterprise System. Em 13 de novembro de 2006, a Sun liberou partes do Java como software livre, sob a licença GNU General Public License (Fonte free software foundation, inserir aqui).

3.2.2. Android Studio

Anunciado em 16 de Maio de 2013, o ambiente de desenvolvimento Android Studio é um dos mais utilizados para desenvolvimento de aplicativos mobile, visto que seu suporte é dado diretamente pela Google, empresa proprietária do sistema operacional Android (OLANOFF, 2013).

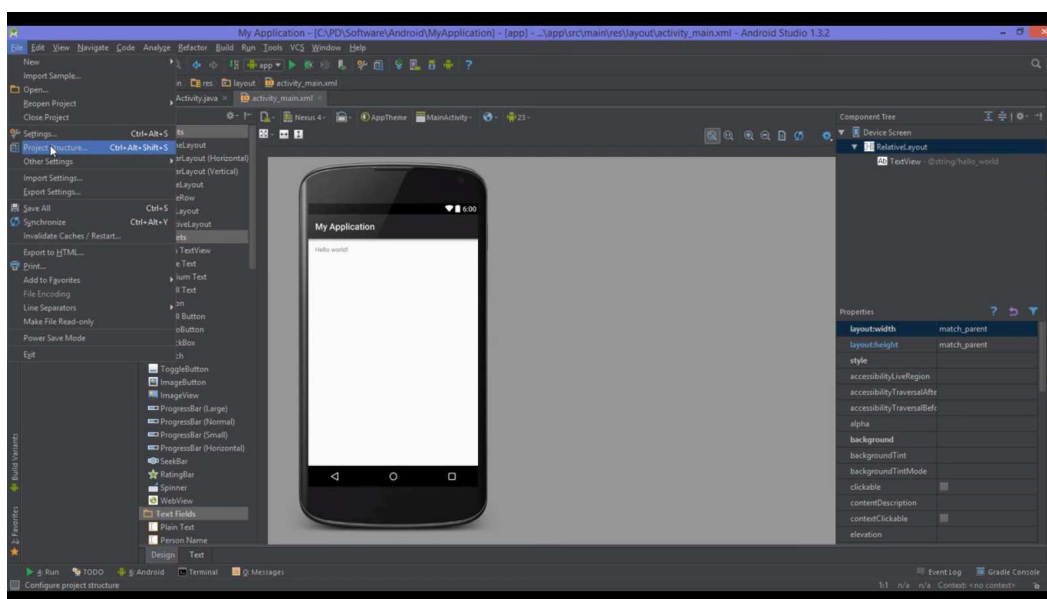


Figura 3.2 – Screenshot do ambiente de desenvolvimento Android Studio. (Arquivo Pessoal)

3.3. C Sharp

C Sharp (C#) é uma linguagem de programação orientada a objetos, interpretada, multi-paradigma, declarativa, genérica, fortemente 'tipada', possui paradigmas de programação imperativa e funcional. A linguagem foi desenvolvida pela Microsoft como parte da plataforma .NET. Sua sintaxe orientada a objetos é baseada no C++, mas inclui muitas influências de outras linguagens de programação, como Object Pascal e, principalmente, Java.

Suas principais características são simplicidade e completa orientação a objetos, facilitando assim o desenvolvimento de ferramentas que utilizem de interface gráfica do utilizador (GUI). Seu ambiente de desenvolvimento nativo é o Microsoft Visual Studio. Neste trabalho, será utilizada a versão 2013 do mesmo para desenvolvimento do aplicativo Windows, que fará a aquisição e armazenamento do sinal.

3.3.1. Microsoft Visual Studio

Microsoft Visual Studio é um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) da Microsoft para desenvolvimento de software especialmente dedicado ao .NET Framework e às linguagens Visual Basic (VB), C, C++, C# (C Sharp) e J# (J Sharp). Na Figura 3.3 é possível visualizar sua interface gráfica.

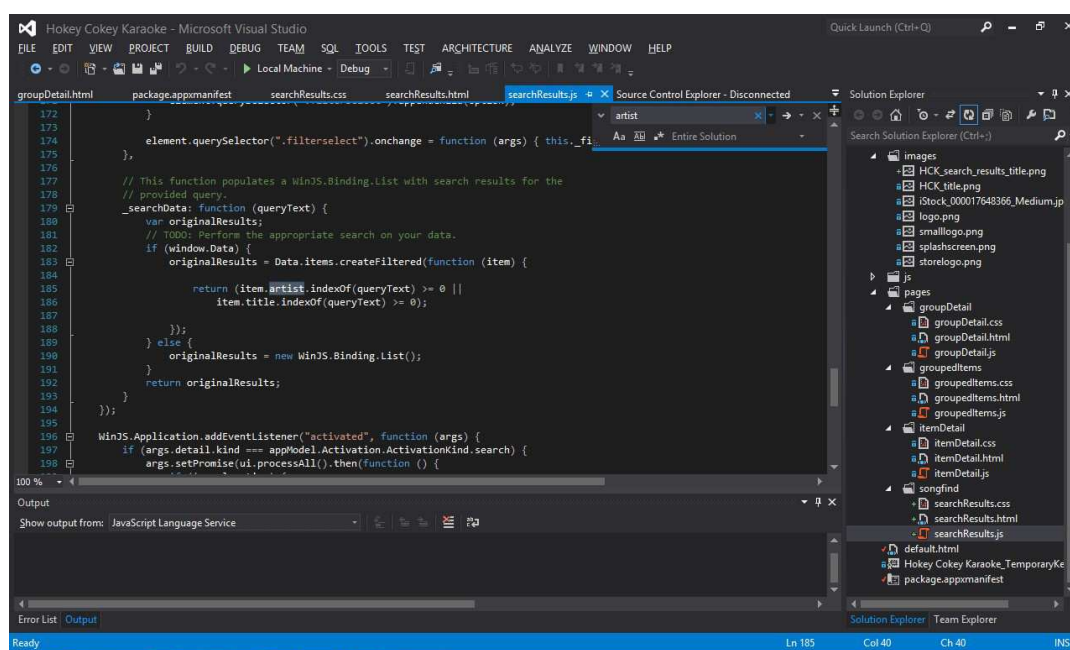


Figura 3.3 – Screenshot do Microsoft Visual Studio 2013 com código genérico. (Arquivo pessoal)

3.4. MATLAB

O MATLAB (abreviação de MATrix LABoratory) trata-se de um software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico e computação numérica. O MATLAB integra análise numérica, cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de gráficos. Funciona como um sistema interativo cujo elemento básico de informação é uma matriz que não requer dimensionamento. Esse sistema permite a resolução de muitos problemas numéricos em apenas uma fração do tempo que se gastaria para escrever um programa semelhante em linguagem Fortran, Basic ou C. A linguagem utilizada no software é comumente referida como “M-código”, utilizada também no software GNU Octave.

O MATLAB é amplamente utilizado em trabalhos correlacionados a aplicações médicas, como, por exemplo, no trabalho que (ISLAM et al., 2012) desenvolveu realizando um estudo e análise do sinal eletrocardiográfico utilizando MATLAB e LABVIEW como ferramentas, ou ainda, como o trabalho de (ZHANG, 2012), que desenvolveu um algoritmo para detecção do segmento QRS em um ECG, além de muitas outras publicações.

Com isso, o presente trabalho escolheu o MATLAB versão R2017b para implementação do algoritmo construído para monitoramento de eventos adversos e detecção de arritmias. Na Figura 2.13 é possível visualizar sua interface.

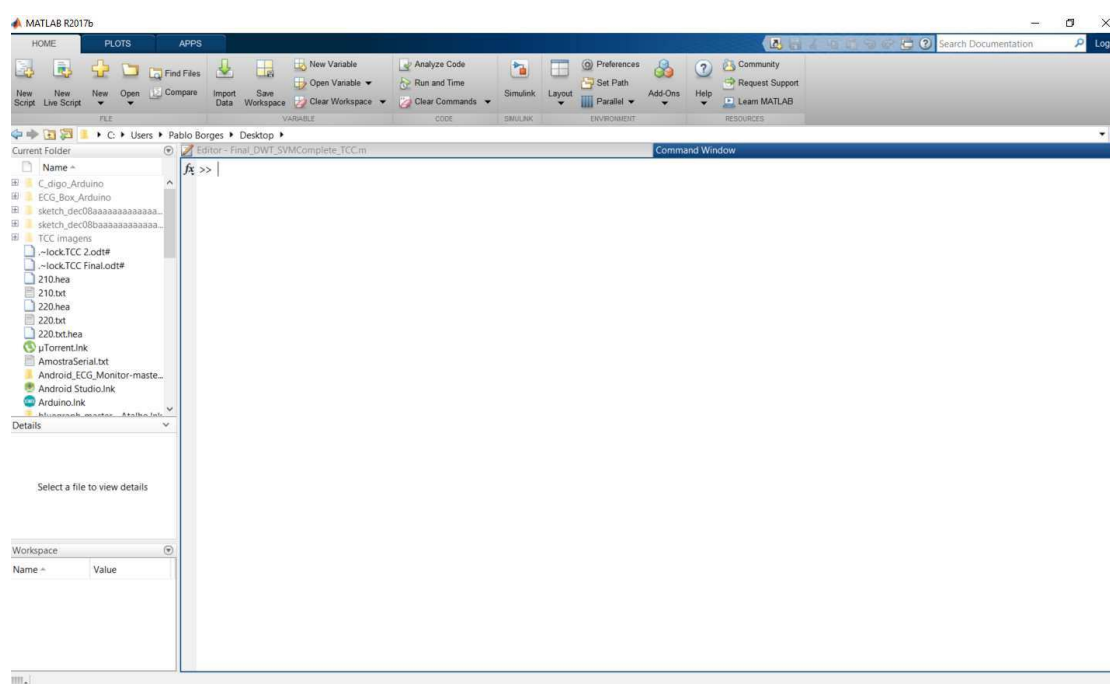


Figura 3.4 – Screenshot do MATLAB R2017b. (Arquivo pessoal)

CAPÍTULO 4

PROPOSTA DE UM SISTEMA PORTÁTIL DE MONITORAMENTO VIA BLUETOOTH COM DETECÇÃO DE EVENTOS ADVERSOS EM TEMPO REAL E PÓS AQUISIÇÃO

Neste capítulo será abordada a metodologia da proposta do “Sistema portátil sem fio para monitoramento de eventos adversos em Eletrocardiograma”, descrevendo cada uma de suas etapas de desenvolvimento.

4.1. Instrumentação de um equipamento para aquisição de eletrocardiografia

O equipamento de eletrocardiografia tem como objetivo obter os sinais elétricos provindos dos batimentos cardíacos, conforme já estudado na seção 2.2., onde entende-se o que é e o que compõe o sinal ECG.

Para aquisição deste sinal, a primeira etapa é a captação bioelétrica cardíaca, neste projeto abordada em uma única derivação bipolar, que conta com a utilização de dois eletrodos de medição e um eletrodo de referência, a depender do posicionamento dos eletrodos de medição, de acordo com a configuração de Einthoven (Triângulo de Einthoven), citada na seção 2.2.2.

Após a captação do sinal, este deve passar por estágios de condicionamento, onde o sinal será tratado para que seja passível de visualização e forneça as informações desejadas. Em síntese, este passará pelo primeiro estágio de condicionamento que é o amplificador de instrumentação, no qual será feita uma diferenciação dos sinais captados dos dois eletrodos de detecção. Devido a amplitude muito baixa dos sinais bioelétricos, o próximo estágio é amplificar o sinal, adequando-o assim para os circuitos posteriores.

O último estágio de condicionamento é a limitação do espectro de frequência que será utilizado, estabelecendo assim a frequência máxima que o conversor analógico/digital (A/D) escolhido terá que amostrar, já que este fará o papel de transformar o sinal analógico em digital, para fins de processamento.

Do conversor A/D o sinal caminhará para o microcontrolador presente no Arduino Uno, que fará a comunicação entre o hardware-software, transmitindo os dados via Serial e via

Bluetooth, com auxílio do módulo Bluetooth RS232 HC-05. No software a informação proveniente do conversor A/D será processada para que possam se obter as conclusões necessárias. A Figura 4.1 mostra um diagrama que representa o sistema completo, incluindo o circuito de condicionamento que será descrito nesta seção.

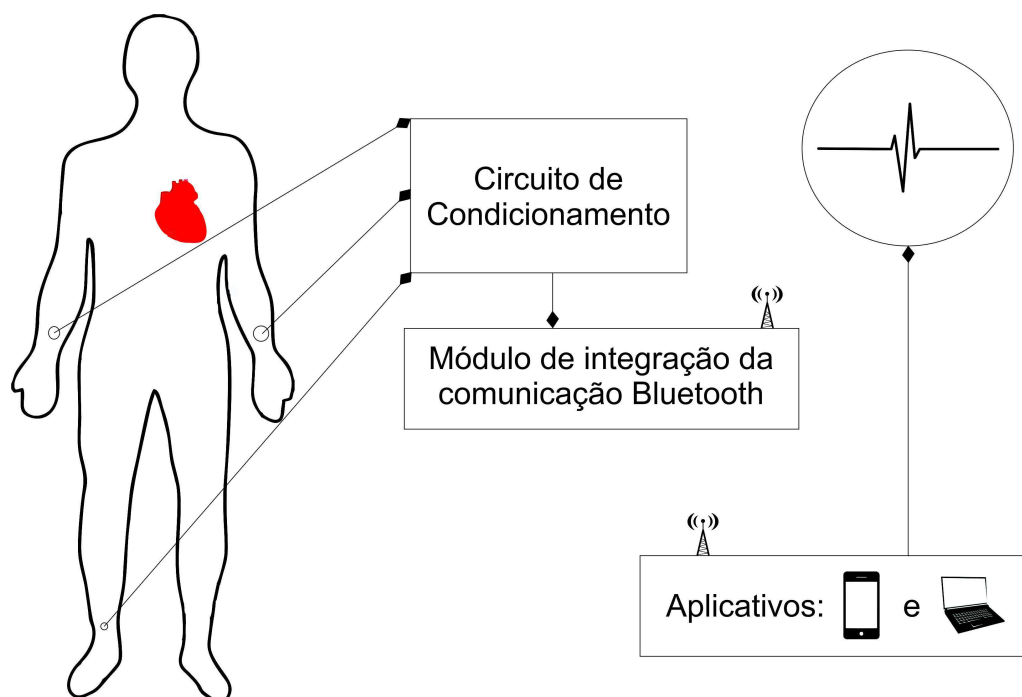


Figura 4.1 – Diagrama demonstrando as etapas que compõem o sistema.

Os materiais utilizados para construção do circuito de condicionamento que compõe o equipamento de ECG foram:

- 2 Baterias de 9V;
- 3 Cabos de ECG;
- 3 Eletrodos de Medição da MedPex;
- 1 Regulador de Tensão LM7805;
- 1 Amplificador de Ganho LTC 6910-1;
- 1 Amplificador de Instrumentação INA333;
- 2 Amplificadores MCP601;
- 2 Amplificadores MCP602;
- 1 Conversor analógico/digital – ADS 8344;
- 1 Módulo Bluetooth HC05;

- 4 Resistores de Precisão 10,2K;
- 2 Resistores de Precisão 1,6M;
- 3 Resistores de Precisão 100K;
- 2 Resistores de Precisão 392K;
- 2 Resistores de Precisão 5,49K;
- 1 Resistor de Precisão 30,9K;
- 1 Resistor de 10K;
- 1 Resistor de 5,6K;
- 5 Capacitores de Poliéster 1uF;
- 1 Capacitor de Tantâlo 1uF;
- 1 Capacitor Cerâmico 22nF;
- 1 Capacitor Cerâmico 1,2nF;
- 1 Capacitor de Poliéster 8,2nF;
- 5 Capacitores Cerâmicos 100nF;
- 1 Capacitor de Tantâlo 100uF;
- 1 Capacitor de Tantâlo 47uF;

O circuito esquemático do equipamento de Eletrocardiografia foi realizado no Proteus. As etapas do circuito serão descritas de forma detalhada nas seções a seguir.

4.1.1. Circuito de Alimentação

O circuito de alimentação é composto por uma fonte, que utiliza uma bateria de 9V e um regulador de tensão de 5V, com o objetivo de gerar 5V para a alimentação do circuito de condicionamento e 2.5V para a alimentação de referência, com o auxílio de um divisor de tensão, conforme mostra a Figura 4.2.

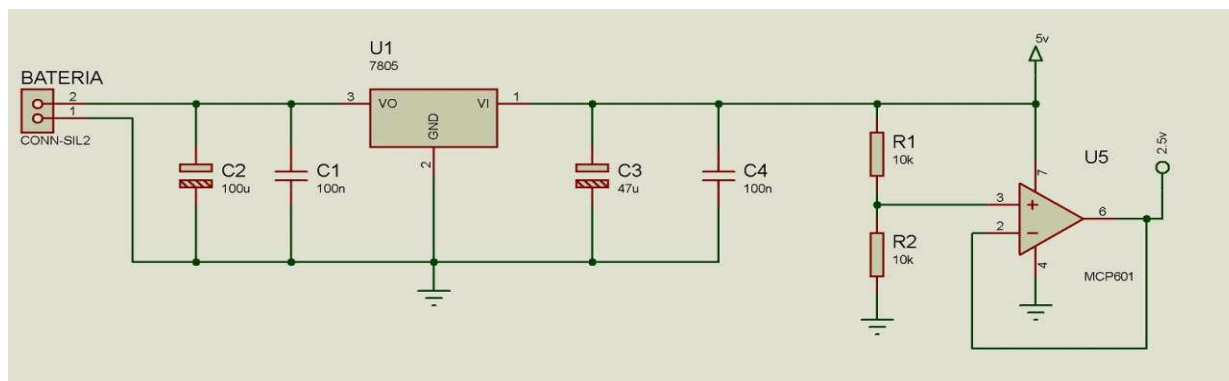


Figura 4.2 – Esquema elétrico do circuito de alimentação para o ECG

O regulador de tensão tem como propósito manter a tensão de saída estabilizada, mesmo que haja alteração na corrente de saída ou tensão de entrada. Além do regulador de tensão LM7805, a fonte de alimentação conta também com MCP601 (Anexo 9.2). Esse CI funciona como um amplificador operacional de diversas funções. No entanto, nessa situação, este componente é utilizado como auxiliador na regulação da tensão de referência do circuito. Desta maneira, ele é um componente que trata a tensão referencia para que fique em valor de 2.5V. A escolha do MCP601 e também dos outros circuitos integrados utilizados neste projeto são sua característica *Rail-to-rail*. Alimentação via bateria é necessária para eliminação de ruídos de 60 Hz presentes na rede elétrica. O MCP601, nesse caso, possui ganho unitário.

4.1.2. Eletrodos e cabos conectores

O circuito de pré-condicionamento é composto por eletrodos e por cabos de aquisição de ECG. Sua função é colher o sinal bielétrico e levá-lo até a entrada do circuito de condicionamento com o mínimo de perdas.

Para a coleta do sinal, foram utilizados eletrodos de superfície de prata, banhados a cloreto de prata devido ao seu baixo potencial de meia célula e ótima condutividade elétrica. Dois eletrodos foram utilizados para medição e um para a referência. É importante que os eletrodos de medição sejam idênticos para uma correta diferenciação dos sinais detectados, já o eletrodo de referência deve ser maior para garantir uma impedância de contato menor, uma vez que o número de reações químicas na interface deste eletrodo é o dobro em relação as reações químicas dos eletrodos de medição.

Os eletrodos usados nesse trabalho foram eletrodos descartáveis comuns para eletrocardiografia (ECG), como representados na Figura 4.3. Esse tipo de eletrodo possui um gel aderente (hidrogel), o qual tem a característica de ser adesivo e condutor. Esse gel sólido condutor obtém boa adesão e o contato elétrico com a pele, diminuindo assim a presença dos ruídos. Isso pode ser feito também pelo abrasão do local onde o eletrodo descartável é inserido, além da tricotomia, já que os pêlos podem interferir no sinal.

Conectados a esses eletrodos descartáveis estão os cabos de eletrodo, mostrados na Figura 4.4. Esses cabos promovem a condução do sinal da pele para o Amplificador de Instrumentação (AI). São cabos relativamente maleáveis, com alta resistência mecânica e baixa resistência elétrica, minimizando perdas da tensão que está sendo entregue pelo eletrodo ao AI.

Após transdução do sinal bioelétrico, a informação é encaminhada ao circuito de condicionamento do sinal através de cabos conectores, os cabos são razoavelmente curtos, flexíveis e possuem malha para aterramento garantindo menores influências de artefatos de movimento e de captação de ruídos de 60 Hz da rede elétrica.



Figura 4.3 – Eletrodos descartáveis para eletrocardiografia.

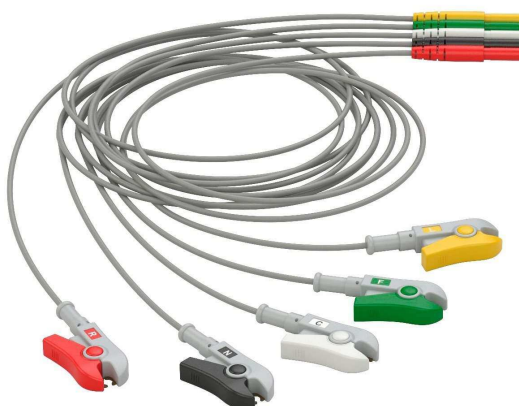


Figura 4.4 – Cabos de Eletrocardiografia.

4.1.3. Amplificador de Instrumentação

Na entrada do circuito de condicionamento, utilizou-se um amplificador de instrumentação do tipo INA333. Esse AI é um amplificador diferencial com altíssima impedância de entrada, alta taxa de razão de rejeição de modo comum (RRMC), e como característica do diferenciador, esse subtrai os sinais para obter um terceiro sinal, além de ter um ganho inicial. Nesse caso, foi atribuído um ganho inicial de 10 vezes o valor da tensão de entrada. Esse ganho é calculado pela equação 4.1 a seguir:

$$G = 1 + \frac{100\ K}{RG} \quad (4.1)$$

Neste projeto decidiu-se dar um ganho de 10 vezes nesse estágio. Esse valor foi escolhido já que não se desejava grandes ganhos no mesmo, pois este tem uma alta razão de rejeição de modo comum (RRMC). Nem todo o potencial de polarização dos eletrodos será eliminado, podendo assim saturar o circuito caso ele fosse amplificado muitas vezes. Foi utilizado então em dois resistores de precisão de 5,49K Ω cada. O INA333 foi escolhido devido sua aplicabilidade no desenvolvimento de circuitos que necessitem de uma alta impedância de entrada e diferenciação entre os modos comuns da entrada. No Anexo 9.1 encontram-se suas especificações técnicas, para fins de consulta. Na Figura 4.5, é representado o circuito com o INA333 junto ao Filtro Passa Alta Passivo, descrito na seção 4.1.4, utilizado neste projeto. O valor de tensão V_a seguirá para o estágio de ganho, descrito na seção 4.1.5, enquanto V_x seguirá para o Drive de Perna Direita, descrito na seção 4.1.8.

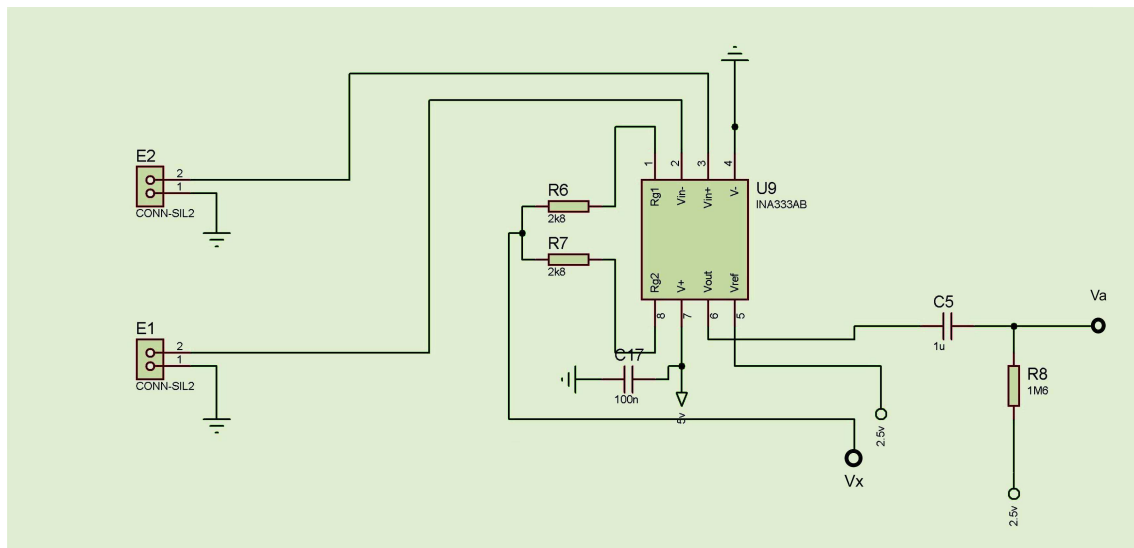


Figura 4.5 – Esquema elétrico do Amplificador de Instrumentação junto ao Filtro Passa-Alta Passivo.

4.1.4. Filtro Passa-Alta Passivo

Logo após o amplificador de instrumentação foi necessário a utilização de um filtro passa alta passivo do tipo RC, responsável por retirar o nível DC proveniente da polarização dos eletrodos que não foi totalmente eliminada e também a tensão de *offset* proveniente do amplificador. Foi utilizado um filtro passivo RC com frequência de corte em 0,1 Hz. Assim, esse valor então elimina o sinal DC e não prejudica no sinal ECG. A equação 4.2 representa o cálculo efetuado para escolha da frequência de corte.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.2)$$

4.1.5. Amplificadores de Ganho

Esse estágio é responsável por aumentar a amplitude do sinal para adequá-los aos circuitos posteriores e ocupar o máximo fundo de escala do conversor A/D. Este possui um fundo de escala definido, e os amplificadores de ganho tem função de ajustar o sinal para que ele ocupe a maior faixa possível.

Como o sinal ECG tem amplitudes muito variadas, utilizou-se um amplificador não inversor e um amplificador inversor de ganho variável. O ganho é de 4 vezes e 50 vezes, respectivamente. A escolha dos ganhos se deu pensando nos valores de amplitude original do sinal ECG, e na taxa de bits lida pelo conversor A/D.

Todos os resistores utilizados para regular o ganho foram de precisão. A Figura 3.6 representa o esquema elétrico dos amplificadores de ganho. O valor de tensão V_b seguirá para o estágio de filtragem, descrito na seção 4.1.6.

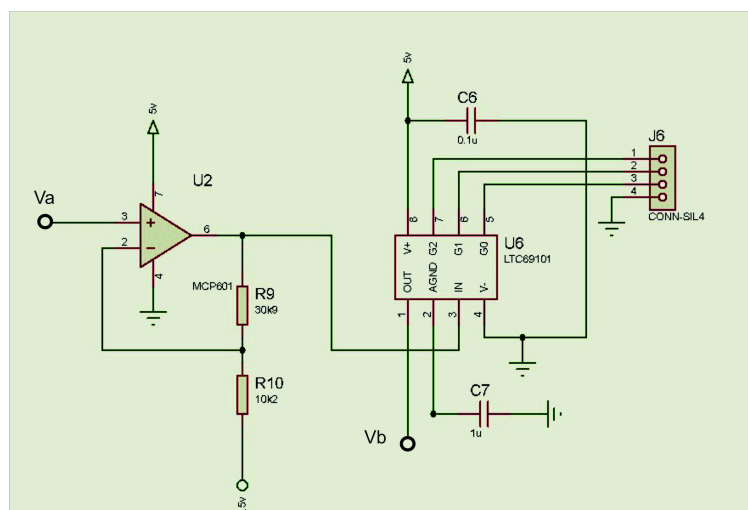


Figura 4.6 – Esquema elétrico dos amplificadores de ganho.

Para o amplificador não inversor de ganho utilizou-se um MCP601 e para o amplificador inversor de ganho variável foi o LTC 6910-1, cujas especificações técnicas se encontram no Anexo 9.5, com fins de consulta.

O LTC 6910-1 funciona através de entradas de portas digitais, onde nelas são colocadas entradas altas ou baixas para controlar o ganho desejado. As portas 5, 6 e 7 são responsáveis pelo controle dos ganhos, através das entradas digitais.

O ganho do LTC 6910-1 recebeu seu controle por meio do código implementado no módulo de integração da comunicação Bluetooth e Serial do equipamento com os hosts, que será analisada na seção 4.2.

4.1.6. Filtro Passa Faixa

O filtro passa faixa (FPF) é composto pelo filtro passa alta (FPA) e o filtro passa baixa (FPB). Esse estágio é de extrema importância já que é nele que as frequências de ruídos abaixo do esperado e acima vão ser eliminados.

O FPA tem como função eliminar frequências abaixo do esperado e eliminar os níveis DC provenientes dos estágios anteriores. Sua frequência de corte se mantém em 0,1 Hz, eliminando frequências abaixo de 0,1 Hz. Foi utilizado um único polo, pois ele é suficiente para eliminar os níveis DC. Para os filtros passa alta, os capacitores foram fixos em 1uF. O valor da resistência foi calculada conforme a equação 4.3.

O FPB limita o espectro de frequência que o conversor terá que trabalhar, assim pode-se determinar a frequência de amostragem ideal para que não ocorra o efeito de *Aliasing*, que é uma distorção do sinal resultado de uma amostragem que não representa corretamente o sinal original, por isso este filtro também é chamado Filtro *anti-aliasing*.

A frequência de corte utilizada para esse filtro é de 250 Hz. O filtro é ativo e tem resposta Butterworth, ela foi escolhida devido a sua resposta plana na banda de passagem em amplitude, e conterá 3 pólos que não causará distorções de fase muito significativas. Para projetar o FPB, foram fixados valores das resistências em 100kΩ e calculado os valores dos 3 capacitores. As equações utilizadas para esses cálculos foram a 4.4, 4.5 e 4.6 respectivamente.

$$R = \frac{1}{2 * \pi * C * F_c} \quad (4.3)$$

$$C_1 = \frac{0,5500395}{F_c \times ValR} \quad (4.4)$$

$$C_2 = \frac{0,22154368}{F_c \times ValR} \quad (4.5)$$

$$C_3 = \frac{0,032149299}{F_c \times ValR} \quad (4.6)$$

O amplificador utilizado para o filtro foi o MCP602, uma variação do MCP601. O que os diferencia é que o MCP602 possui dois amplificadores em apenas um circuito integrado, e o MCP601 possui apenas um. Na Figura 4.7 é ilustrado o esquema elétrico do filtro passa faixa. O valor de tensão V_c seguirá para o estágio de conversão analógica/digital, descrito na seção 4.1.7.

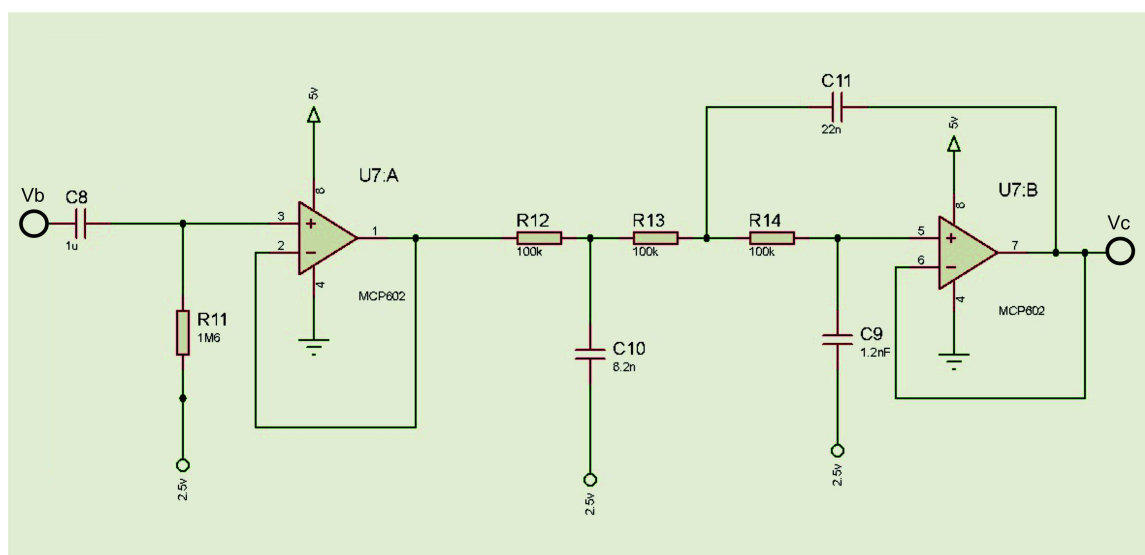


Figura 4.7 – Esquema elétrico do filtro passa faixa projetado.

4.1.7. Conversor Analógico Digital

Nesse estágio, o circuito integrado ADS8344 utilizado é um multiplexador de baixa potência, alta velocidade que consistem de um sinal gerado com 16 bits, promovendo uma sucessiva aproximação do conversor A/D.

A conversão nesse multiplexador é iniciada por uma borda de subida na entrada dele. Quando o ciclo de conversão começa, não há como ele ser reiniciado. Quando iniciam as conversões, o Conversor A/D recebe um comando de entrada para que o canal seja selecionado, sendo ele o de saída, resultando em conversão analógica. Na fase de aquisição, um tempo mínimo é estipulado. Esse tempo será o suficiente para que os capacitores *sample-and-hold* possam adquirir o sinal analógico. Durante o processo de conversão, os 16 bits de saída desse conversor A/D são sequenciados e partem do bit mais significativo em comparação com as taxas ponderadas, de sinal digital fornecido por esse conversor. No final de uma conversão, a saída do conversor A/D é equilibrada à entrada analógica.

Na saída desse estágio existem três (3) saídas duplas que são conectadas ao Arduino, que funcionam como uma ponte entre o sinal já convertido para o Arduino. A figura a seguir mostra o

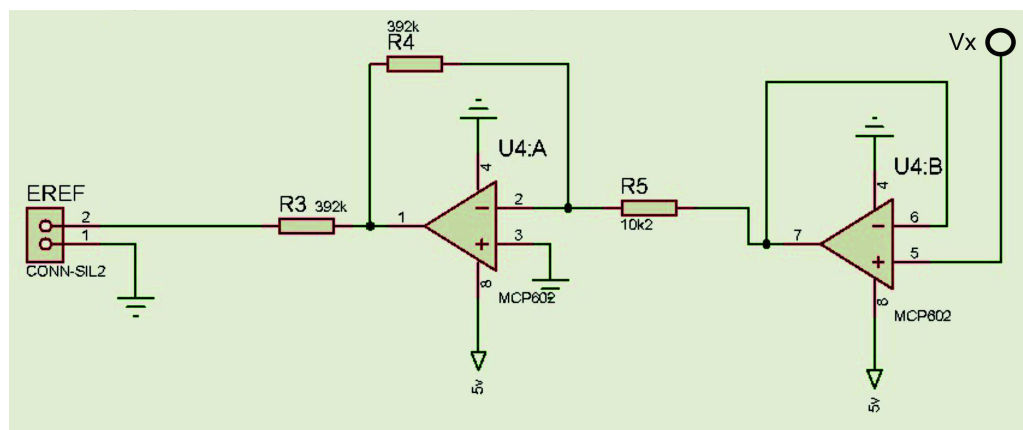


Figura 4.9 – Esquema elétrico do Drive de perna direita

4.1.9. Placa de Circuito Impresso

A Figura 4.10 representa o esquemático, desenvolvido em ARES, da placa de circuito impresso do equipamento proposto. A placa foi feita com furos metalizados e dupla face.

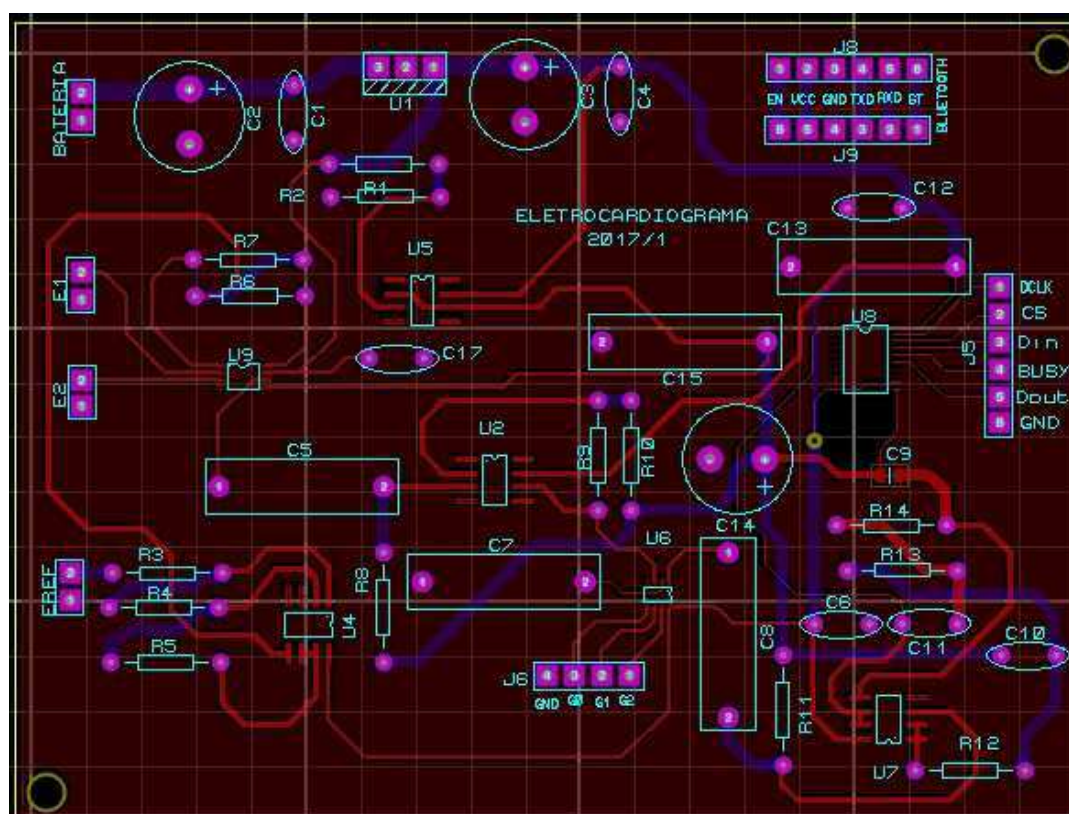


Figura 4.10 – Placa de circuito impressa do equipamento de ECG desenvolvido.

4.2. Módulo de integração da comunicação Bluetooth do equipamento de aquisição com os hosts

Para integração do equipamento desenvolvido com os hosts que processarão o sinal ECG foi utilizado o Arduino UNO e do módulo Bluetooth RS232 HC-05. Com a utilização destes, é possível a criação de uma rotina que envie os dados via Bluetooth do Arduino via comunicação Rx→Tx para o RS232 HC-05. Na Figura 4.11, é possível verificar como se dá a conexão do módulo Bluetooth com o Arduino, e na Figura 4.12, um *pseudocódigo* que exemplifica a ponte de comunicação criada entre eles.

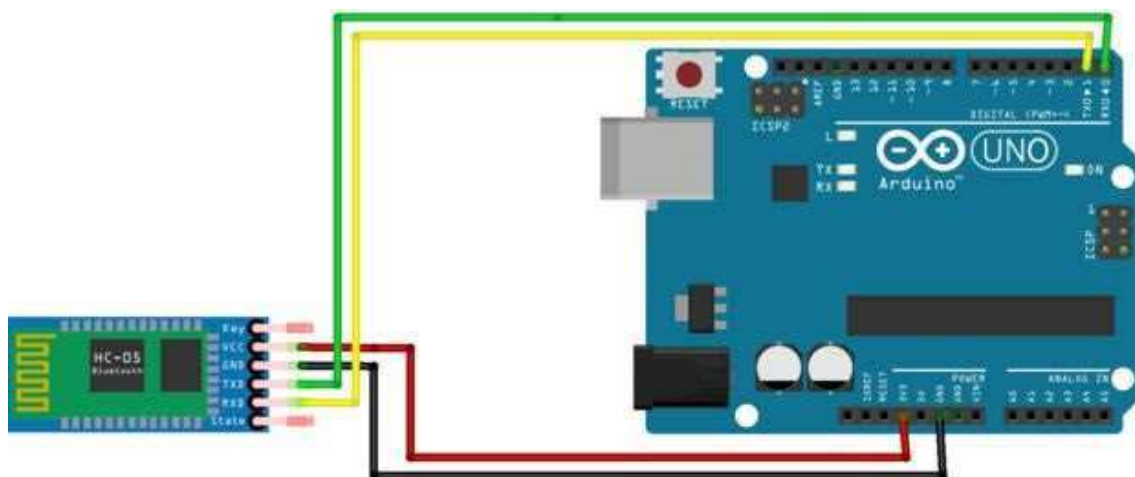


Figura 4.11 – Esquemático em Fritzing para conexão do Arduino UNO com o módulo Bluetooth RS232 HC-05. O pino RX do Arduino deve ser conectado ao pino TX do módulo, o pino RX do módulo, ao pino TX do Arduino. A alimentação adequada do módulo é de 3.3 volts, que deve ser ligada ao pino Vcc. Aterrando o pino GND junto ao GND já presente no Arduino, a montagem está finalizada.

```

inclui biblioteca serial
declara serialBluetooth
aux = handshaking

setup
{
  define baud rate
  define pino de entrada
  define pino de saída
}

loop
{
  se (serial está disponível)
  {
    se (dado recebido == aux)
      envia_serialBluetooth (dado); //tanto o envio quanto o
                                     // de dado para porta serial caminha também
      notificação;

    se não
      notificação;
    fim
  }
}

```

Figura 4.12 – Pseudo-código para conexão do Arduino UNO com o módulo Bluetooth RS232 HC-05, utilizando princípio de *handshaking*.

4.3. Aplicativos de software Android e Windows para coleta e processamento do sinal

O desenvolvimento dos aplicativos seguiu uma abordagem de: levantamento de requisitos, criação do projeto, implementação em código, verificação da funcionalidade, e manutenção do mesmo.

4.3.1. Aplicativo desktop Windows

Para realizar o desenvolvimento do aplicativo *desktop* Windows, foi utilizado a linguagem de programação C Sharp (C#), brevemente comentada na seção 3.3 deste documento, devido a sua característica de ser exclusiva em formato Orientado a Objetos, fazendo com que o desenvolvimento de GUIs seja extremamente eficaz. Como ambiente de desenvolvimento, foi utilizado o Microsoft Visual Studio 2013, que foi tratado na seção 3.3.1.

As etapas do desenvolvimento para este aplicativo estão descritas na Tabela 4.1.

Etapas	Descrição da atividade do Modelo Cascata
Requerimento	O requerimento consiste nas necessidades que o software deve atender. No caso do aplicativo Windows, o mesmo deveria ser capaz de visualizar um sinal proveniente de aquisição em tempo real, seja por porta Serial ou comunicação Bluetooth e armazenar os dados em formato de arquivo-texto.
Projeto	Nesta etapa são escolhidas as funcionalidades do aplicativo, que posteriormente foram implementadas na fase de implementação.
Implementação	A implementação foi realizada, como dito anteriormente, utilizando a linguagem C Sharp.
Verificação	A etapa de verificação consiste em verificar a funcionalidade do aplicativo. Esta será detalhada durante o Capítulo 4 deste documento, onde ocorreu a validação do sistema proposto.
Manutenção	Manutenções futuras serão programadas de acordo com a necessidade existente em futuros trabalhos dessa linha de pesquisa.

Tabela 4.1 – Descrição do desenvolvimento do aplicativo Windows seguindo o Modelo Cascata.

4.3.2. Aplicativo mobile Android

Para realizar o desenvolvimento do aplicativo *mobile* Android, foi utilizado a linguagem de programação Java e IDE Android Studio brevemente comentados na seção 3.4 deste documento, devido a sua característica de possuir diversas bibliotecas nativas para desenvolvimento de aplicações voltadas para o Android OS. As etapas do desenvolvimento deste aplicativo foram as descritas na Tabela 4.2.

Etapas	Descrição da atividade do Modelo Cascata
Requerimento	O requerimento consiste nas necessidades que o software deve atender. No caso do aplicativo Android, o mesmo deveria ser capaz de visualizar um sinal proveniente de aquisição em tempo real, por comunicação Bluetooth. O aplicativo deve também realizar a monitoração de eventos adversos no sinal ECG amostrado, utilizando algoritmo desenvolvido, que será ilustrado na seção 4.4.1.
Projeto	Nesta etapa são escolhidas as funcionalidades do aplicativo, que posteriormente foram implementadas na fase de implementação.
Implementação	A implementação foi realizada, como dito anteriormente, utilizando a linguagem Java.
Verificação	A etapa de verificação consiste em verificar a funcionalidade do aplicativo. Esta será detalhada durante o Capítulo 4 deste documento, onde ocorreu a validação do sistema proposto.
Manutenção	Manutenções futuras serão programadas de acordo com a necessidade existente em futuros trabalhos dessa linha de pesquisa.

Tabela 3.2 – Descrição do desenvolvimento do aplicativo Android seguindo o Modelo Cascata.

4.4. Algoritmos desenvolvidos para análise de ECG

Conforme proposta do trabalho, é necessário realizar a análise do sinal amostrado de ECG, monitorando sua atividade e verificando a ocorrência de eventos adversos.

Para tal tarefa, foi necessário desenvolver uma rotina de tarefas de forma a analisar não somente a frequência cardíaca isolada de um determinado seguimento QRS, pois quando este tipo de análise é feita, não é levado em conta a diferença de Taquicardias fisiológicas, onde o aumento da frequência cardíaca provém de uma atividade física e/ou descarga emocional, com

as Taquicardias patológicas, advindas de alguma anomalia cardíaca, que pode indicar uma Arritmia, por exemplo.

Com isso, é proposto o desenvolvimento de dois algoritmos: um que realiza a monitoração de eventos de Taquicardia e Bradicardia, e outro que retorna a detecção de Arritmias.

Vale ressaltar que a existência de eventos de adversos como Taquicardia e Bradicardia não garantem a existência de uma Arritmia, apenas acusa que o batimento se alterou de alguma forma. Normalmente, Taquicardias e Bradicardias isoladas em meio a um sinal de ritmo normal, ou ainda, Taquicardias progressivas provindas de exercícios físicos de grande esforço, não indicam patologia.

Segundo (MAGALHÃES, 2012), (MAHALAKSHMI e SUNDARARAJAN, 2017), (DEMAZUMDER et al., 2013) e (SARKAR et al., 2008), a melhor forma de se detectar a existência de uma arritmia em um sinal é analisando-o por completo, e verificando se existem pontos de eventos adversos em faixas de pelo menos 20 amostras para com o pico de evento acusado. Para tal, normaliza-se os pontos próximos ao evento adverso com duas constantes, e retira-se a diferença entre elas. Caso haja diferença entre elas maior que um quarto da diferença entre as constantes, é um sinal arritmico. A mesma lógica de cálculo é utilizada para análise da existência de arritmias pelo “*AF Classification from a short single lead ECG recording: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2017*”, sediado pela *PhysioNet*.

4.4.1. Algoritmo para detecção de eventos adversos

O algoritmo criado para detecção de eventos adversos realiza a detecção da presença de Taquicardia e Bradicardia, utilizando o seguinte método: primeiro, se carrega a amostra que é desejado analisar. O arquivo é separado nas informações de tempo e valor medido de voltagem do sinal. Com isso, um filtro passa baixa de cinco polos, cuja frequência de corte é de escolha do usuário, que deve verificar qual a frequência mais adequada de uso, sendo o recomendado entre 40 e 60 Hz, é aplicado, a fim de retirar ruídos comuns presentes após aquisição. Assim, é realizada a seguinte análise: a amostra filtrada é derivada, a fim de normatizar o sinal, e os valores máximos desse sinal derivado são encontrados e armazenados.

Após ter os valores máximos selecionados armazenados em vetor auxiliar, o algoritmo busca dentre as 10 amostras próximas a este, um próximo pico máximo. Armazenando as

posições encontradas, novamente é buscado entre as amostras próximas, mas desta vez, entre as 40 mais próximas. Estes valores foram escolhidos conforme (ZHANG, 2012) e (ISLAM, 2012), que afirmam que as amostras destas regiões demonstram comportamentos do complexo QRS. Nos estudos de (ZHANG, 2012) e (ISLAM, 2012) foram analisadas inúmeras amostras de ECG e amostrados seus intervalos, a fim de definir um valor de referência para busca de informações dentro do sinal coletado. Com isso, é calculado o tempo entre ondas R, e este valor é dividido pela frequência de amostragem do sinal, revelando assim a frequência cardíaca do complexo em questão.

Após detecção de frequências cardíacas, são analisadas aquelas que apresentem valores menores que 60 BPM e maiores que 100 BPM, e verifica-se as proximidades, analisando se estas também estão em constante decrescimento ou crescimento; e em caso negativo, o algoritmo interpreta que o sinal teve uma brusca alteração de frequência, revelando assim, um evento adverso de Bradicardia ou Taquicardia. O algoritmo construído pode ser conferido a seguir; o mesmo foi escrito em pseudocódigo.

```
algoritmo "detecção de eventos adversos"
funcao eventos_adversos = ECG(nome_do_arquivo)
arquivo = [nome_do_arquivo];
[tempo,voltagem] = carrega([arquivo + '.formato_do_arquivo_amstras'],
'%formato_texto %formato_numero_real','linhas iniciais',remover(2));
% Linha de carregamento do sinal para o código. Para utilização do MITDB BIH
Arrythmia para validação deste algoritmo, é necessário a remoção das duas linhas
iniciais, conforme comando, onde o sinal recebe em suas duas primeiras linhas um
cabeçalho.
se(ler arquivo + [arquivo + '.formato_do_arquivo_informações'] != nulo)
    var auxiliar = ler [arquivo + '.formato_do_arquivo_informações'];
    frequencia_amostragem = var[1,3];
    %%geralmente a posição da frequência cardíaca nas anotações está na terceira
coluna, primeira linha. Verifique de acordo com seu arquivo.
senao
    frequencia_amostragem = 360;
    %%definir uma frequência comum as amostras analisadas.
fim
periodo_cardiaco_segundos = 0.96;
%%defina um período cardíaco de acordo com as amostras analisadas.
tamanho_sinal_ECG = tamanho(voltagem);
%%cálculo do tamanho do sinal ECG
Filtro_Construido = filtro_butterworth(ordem_do_filtro,frequencia_de_corte,
'low' );
%%filtro passa baixa para retirada de ruído. A quantidade de pólos recomendada é
2 polos, com frequência de corte próxima a 50Hz. Verifique a indentação da
linguagem escolhida.
voltagem = Filtro_Construido(voltagem); %% realiza filtragem com filtro
construído. Verifique a indentação correta conforme linguagem escolhida.
voltagem = derivada('voltagem'); %o sinal deve ser derivado para melhorar a
detecção de picos, ou deve-se aplicar outro método de destaque para os picos
```

```

máximos. A derivada do sinal permite que o sinal seja analisado sem grande
quantidades de balanço do sinal.
%%Neste ponto, o vetor irá percorrer o sinal derivado buscando valores máximos
auxiliar_procura = valor_maximo(voltagem)*0.5;
var_Procura = procurar(voltagem>=auxiliar_procura)
var_Procura1 = var_Procura;
var_Procura2 = [];
ultimo_valor = var_Procura1(primeira_amostra);
var_Procura2= [var_Procura2 ultimo_valor]; %%transforma vetor procura em matrix
de duas dimensões e armazena os valores encontrados
%%Neste ponto, o vetor procura todas as ondas R em uma distância de até 10
amostras
para todo (valor_aux=2:1:tamanho(var_Procura1))
    se(var_Procura1 > ultimo_valor+10)
        ultimo_valor = var_Procura1;
        var_Procura2= [var_Procura2 ultimo_valor];
    fim
fim
var_Procura3=var_Procura*4;%%a variável de procura agora será de 40 amostras.
Será procurado no sentido positivo do sinal 20 amostras, e no negativo, 20
amostras.
para (valor_aux=1:1:tamanho(var_Procura3))
    valor_de_procura_no_intervalo_de_amostra = [valor_Procura3(i)-
20:var_Procura3(i)+20];
    valor_maximo= maximo(voltagem(valor_de_procura_no_intervalo_de_amostra));

auxiliar_localizacao=procura(voltagem(valor_de_procura_no_intervalo_de_amostra)
== valor_maximo);
posicao_RR = valor_maximo(auxiliar_localizacao);
fim
Tempo_R= posicao_RR/frequencia_amostragem;

%%dada a análise em volta das amostras, pode-se definir a frequência do sinal
naquele segmento
para (i=1:1:tamanho(aux)-1)
    j=i+1;
    Frequencia_Cardiaca = 60/(Tempo_R(j) - Tempo_R(i));
    se (i>1)
        se(Frequencia_Cardiaca(i) > Frequencia_Cardiaca(i-1) && Freq(i) >100) %
%verifica se a amostra, comparada com as regiões próximas, possui discrepância
alta. Caso não haja, mesmo que a frequência cardíaca seja alta e/ou baixa, não é
indicativo de que existe o evento adverso.
            retorna ponto de taquicardia;
        fim
        se(Frequencia_Cardiaca(i) < Frequencia_Cardiaca(i-1) && Freq(i) <60) %
%verifica se a amostra, comparada com as regiões próximas, possui discrepância
alta. Caso não haja, mesmo que a frequência cardíaca seja alta e/ou baixa, não é
indicativo de que existe o evento adverso.
            retorna ponto de bradicardia;
        fim
    fim
fim

retorna Tempo_R(j)
retorna Tempo_R(i)
fim

```

4.4.2. Algoritmo para detecção de arritmia

O algoritmo criado para detecção de arritmia realiza a detecção da presença de arritmias consideradas patológicas, utilizando o seguinte método: primeiro, se carrega a amostra que é desejado analisar. O arquivo é separado nas informações de tempo e valor medido de voltagem do sinal. Assim, utilizando do algoritmo descrito na seção 4.4.1, são recebidas informações como BPM, pontos R e possíveis Bradicardias ou Taquicardias, e com essas informações é possível o início da análise da presença de arritmias patológicas. As arritmias patológicas, segundo (SARKAR, 2008) e (WHELLAN, et al., 2010) possuem uma frequência cardíaca no ponto de evento adverso que é menor que a frequência cardíaca média da amostra dividida por 2. Contudo, essa informação pode variar (DEMAZUMDER et al., 2013), então é utilizado um segundo método para confirmação da informação retirada do primeiro, que consiste em: (1) detecção do complexo QRS, utilizando a função *qrs_detect2.m*, disponibilizada pela plataforma *PhysioNet* para uso acadêmico. Caso o usuário do algoritmo não deseje implantar o pseudocódigo utilizando o MATLAB, é possível utilizá-la como script auxiliar, chamando a função M-código dentro do próprio código desenvolvido, e para isto, basta ter o software MATLAB ou GNU Octave instalado. Após detecção dos complexos QRS, é chamada a função *analisa_Arr*, cuja função é percorrer os picos R, guardá-los em vetor e utilizar duas constantes de normalização. Para escolha dos valores das constantes, é preciso analisar a documentação da amostra coletada, onde geralmente é descrito a proporcionalidade entre as amostras, ou utilizar a regra de proporção, onde uma deve ter o valor de um quarto da outra. Essa proporção é resultado dos estudos de (DEMAZUMDER et al., 2013). Para as amostras comumente utilizadas e também do *MIT Database BIH Arrhythmia*, os valores são das constantes são 2 e 0.5, obedecendo a regra de (DEMAZUMDER et al., 2013). Após normalização das amostras, se uma das amostras subtraídas pela seguinte retornar um valor maior que 1, significa que houve uma discrepância maior que três quartos entre os valores, caracterizando uma arritmia patológica (SARKAR, 2008). O algoritmo construído pode ser conferido a seguir; o mesmo foi escrito em pseudocódigo.

```
algoritmo "detecção de arritmia"

funcao arritmia = ECG(nome_do_arquivo)

    eventos_adversos = ECG(nome_do_arquivo);
```

```

grava_nome=[nome do arquivo '.formato_do_arquivo_de_amstras']

leia = retorno(eventos_adversos);
leia = retorno (Tempo_R(j))
leia = retorno (Tempo_R(i))

se (Frequencia_cardiaca(i) >= 100 || Frequencia_cardiaca(i) <= 60)
    se (Frequencia_cardiaca(i) < (mean(Frequencia_cardiaca)*0.5))
        retorna: local de possível arritmia;
    senao
        Frequencia_cardiaca(i) == 0
        Raritm(j) = 0;
        Rarramp(j) = 0;
    fim
se
    Raritm(j) = Tempo_R(i);
    Rarramp(j) = Tempo_R(i);
    retorna: local de possível arritmia;
senao
    Raritm(j) = 0;
    Rarramp(j) = 0;
fim

%%Para resultados mais precisos, pode-se utilizar a função qrs_detect2.m para
auxiliar este algoritmo. Esta está disponível na plataforma physio.net, de uso
livre. Assim, podemos inseri-la como parte do algoritmo. O que ela faz é
detectar o complexo QRS.

[QRS, sinal, entradas]= qrs_detect2(voltagem, periodo_refracao
,detector_de_energia, frequencia_de_amostragem)
detecta_RR=diff(QRS)/frequencia_de_amostragem_do_sinal;
Arritmia = analisa_Arr(RR);
if Arritmia >1
    retorna: local com arritimia;
end
fim

%%

funcao analisa_Arr = analisa_Arr(data)

    RR_amostra=[data(2:tamanho(data),1) data(1:tamanho(data)-1,1)]; %% percorre
as amostras R próximas
    dRR_amostra=zeros(tamanho(data)-1, 1);

    % K1 e K2 são fatores de normalização. Os valores escolhidos tiveram como
base a documentação fornecida nas amostras do MIT database. Deve-se escolher de
acordo com a amostra que deseja analisar.
    k1=2;
    k2=0.5;

    %%se os valores normalizados das ondas RR não retornarem valores menores que
1, significa que houve ali discrepância súbita entre dentro da amostra dos picos
de onda R, o que corresponde ao caso de arritmia. Este cálculo é feito pela
condição 'para' a seguir.

    para i=1:tamanho(RR_amostra)
        se sum(RR_amostra(i,:)<0.500)>=1
            dRR_amostra(i,1)=k1*(RR_amostra(i,1)-RR_amostra(i,2));
        senao, se sum(RR_amostra(i,:)>1)>=1

```

```
        dRR_amostra(i,1)=k2*(RR_amostra(i,1)-RR_amostra(i,2));  
senao  
        dRR_s(i,1)=RR_amostra(i,1)-RR_amostra(i,2);  
fim  
fim  
fim
```

CAPÍTULO 5

EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO

5.1. Equipamento de aquisição do eletrocardiograma e integração com host via Bluetooth e via Serial

A placa de circuito impressa foi confeccionada, conforme pode ser visto na Figura 5.1, e após ligada ao Arduino e este, ao módulo Bluetooth previamente selecionado conforme especificações da seção 3.1, mostrado na Figura 5.2, foram conectados os cabos e eletrodos ECG para plotagem do sinal no aplicativo Windows, de forma a testar a conexão Bluetooth juntamente a aquisição do sinal ECG. Na Figura 5.3, é possível conferir o sinal coletado, proveniente da Derivação II do ECG, cuja configuração é explicada na seção 2.2.

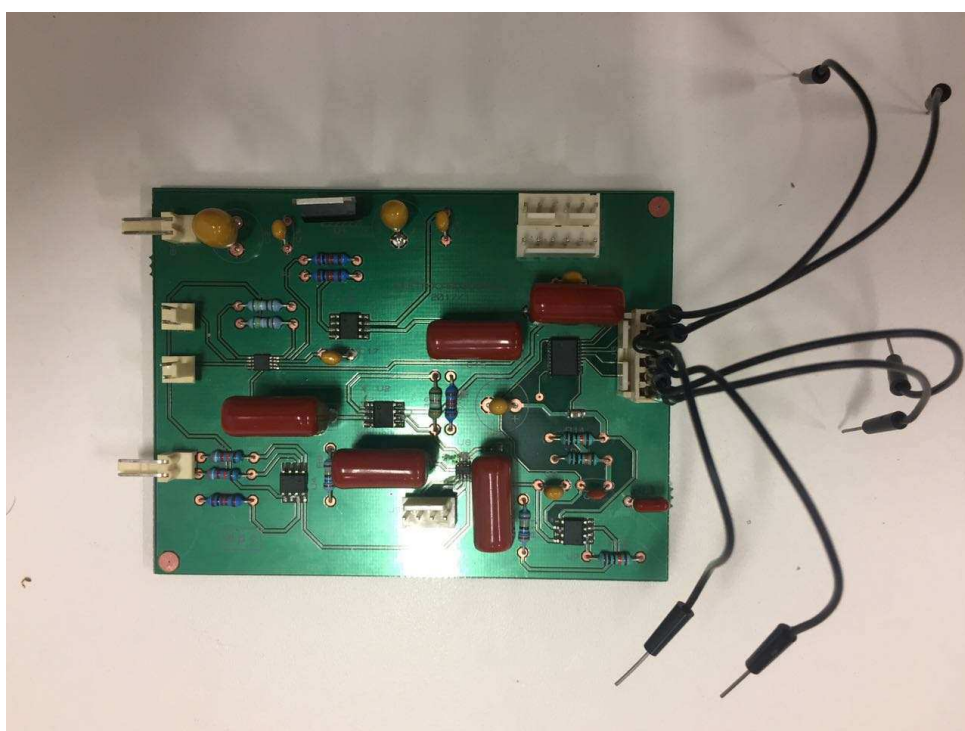


Figura 5.1 – Placa desenvolvida para aquisição do sinal ECG.

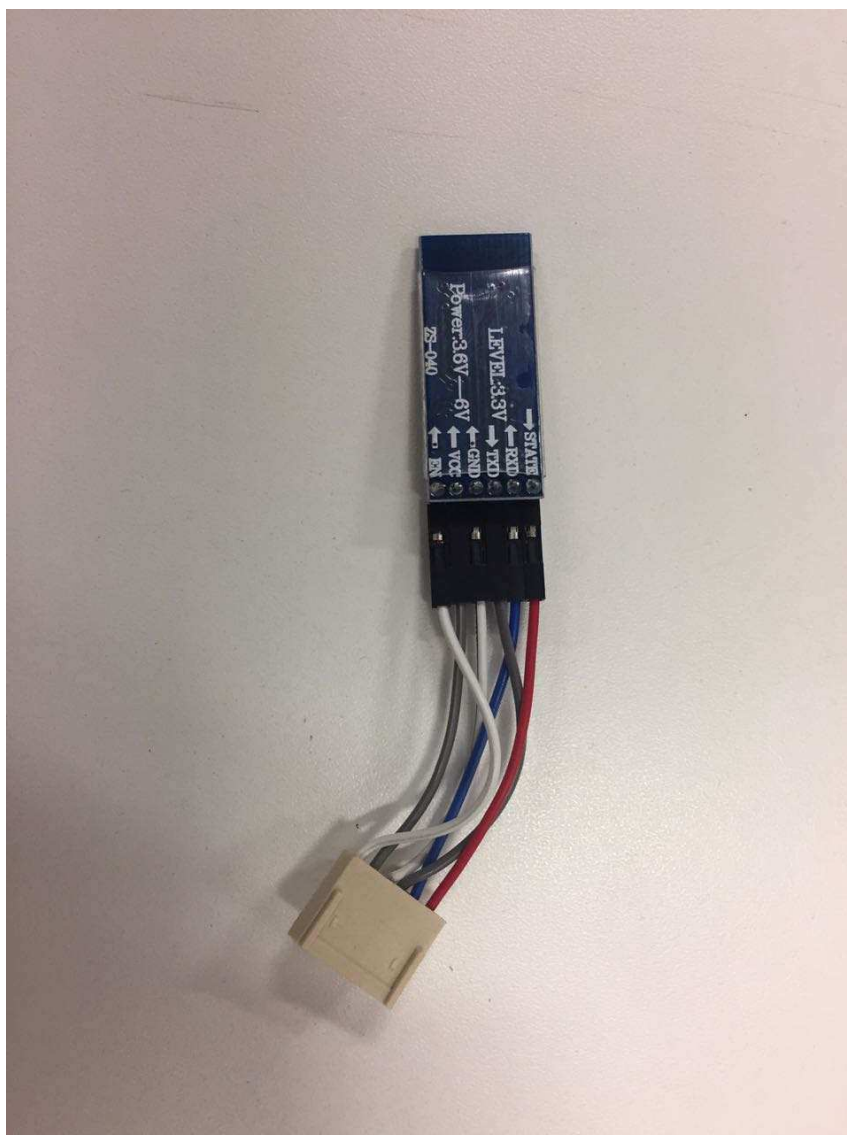


Figura 5.2 – Módulo RS232 HC-05, utilizado para comunicação do circuito com o host via tecnologia Bluetooth.

5.2. Aplicativo Windows

O aplicativo Windows, demonstrado anteriormente durante aquisição do sinal ECG na Figura 5.3, possui também a função de salvar os dados ECG coletados para possível leitura e análise pelo algoritmo implantado no MATLAB. Os sinais salvos possuem configuração conforme a Figura 5.4, tendo então um formato similar as amostras disponíveis no *MIT Database BIH Arrhythmia*, o qual será detalhado na seção 5.4.1, facilitando assim a leitura do arquivo.

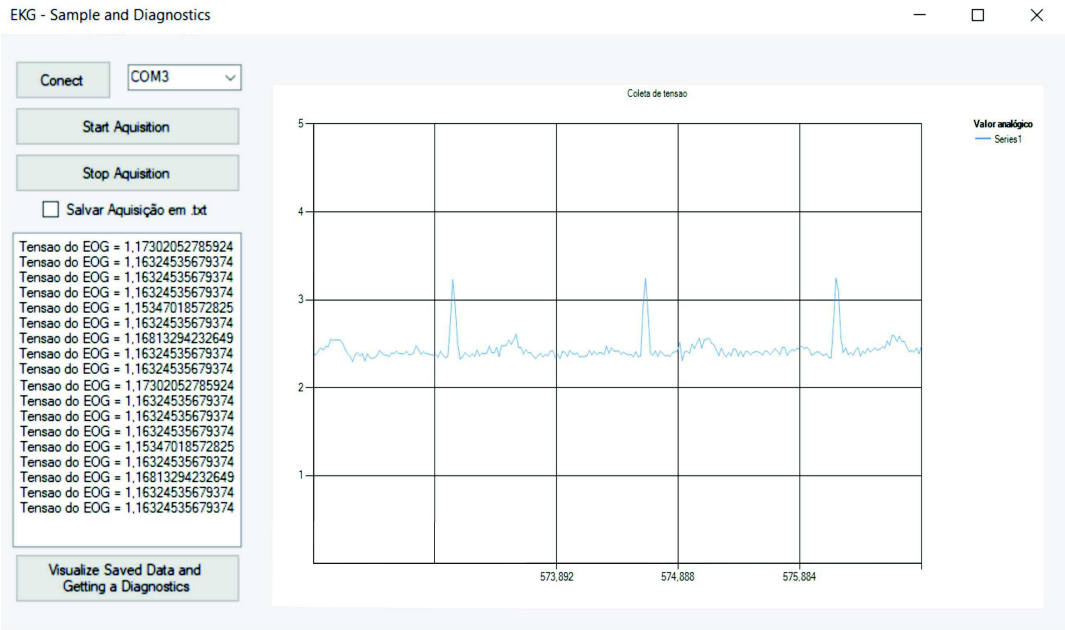


Figura 5.3 – Aplicativo Windows, conectado a porta COM3, configurada porta Bluetooth do computador *host*.

AmostraSerial.txt - Bloco de notas

Tempo (seconds)	Volts (mV)
0.000	-0.063
0.003	-0.063
0.006	-0.063
0.008	-0.063
0.011	-0.063
0.014	-0.063
0.017	-0.063
0.019	-0.063
0.022	-0.082
0.025	-0.082
0.028	-0.083
0.031	-0.083
0.033	-0.073
0.036	-0.072
0.039	-0.072
0.042	-0.063
0.044	-0.053
0.047	-0.052
0.050	-0.052
0.053	-0.042
0.056	-0.042
0.058	-0.053
0.061	-0.073
0.064	-0.082
0.067	-0.083
0.069	-0.072
0.072	-0.082
0.075	-0.082
0.078	-0.092
0.081	-0.093
0.083	-0.092
0.086	-0.093
0.089	-0.112
0.092	-0.123
0.094	-0.143
0.097	-0.133
0.100	-0.103
0.103	-0.093
0.106	-0.103
0.108	-0.122
0.111	-0.133

Figura 5.4 – Amostra salva pelo aplicativo Windows de aquisição realizada.

5.3. Aplicativo Android

5.3.1. Aquisição de eletrocardiograma em tempo real

O aplicativo Android construído é capaz de realizar a aquisição de um sinal em tempo real via Bluetooth, e com isso, pôde representar a aquisição do sinal ECG. Na Figura 5.5, é possível visualizar o layout do aplicativo em suas funções iniciais, de conexão com dispositivos Bluetooth pareados e menu de configurações. Neste menu, é possível alterar as configurações para visualização do sinal, no menu “Settings → Visualization → Graph”. Após esta seleção, é possível verificar onde é possível alterar a visualização das legendas dos dados, modificar o tamanho da tela e alternar entre escala automática ou manual do eixo Y. Na Figura 5.6, uma aquisição de sinal é exemplificada.

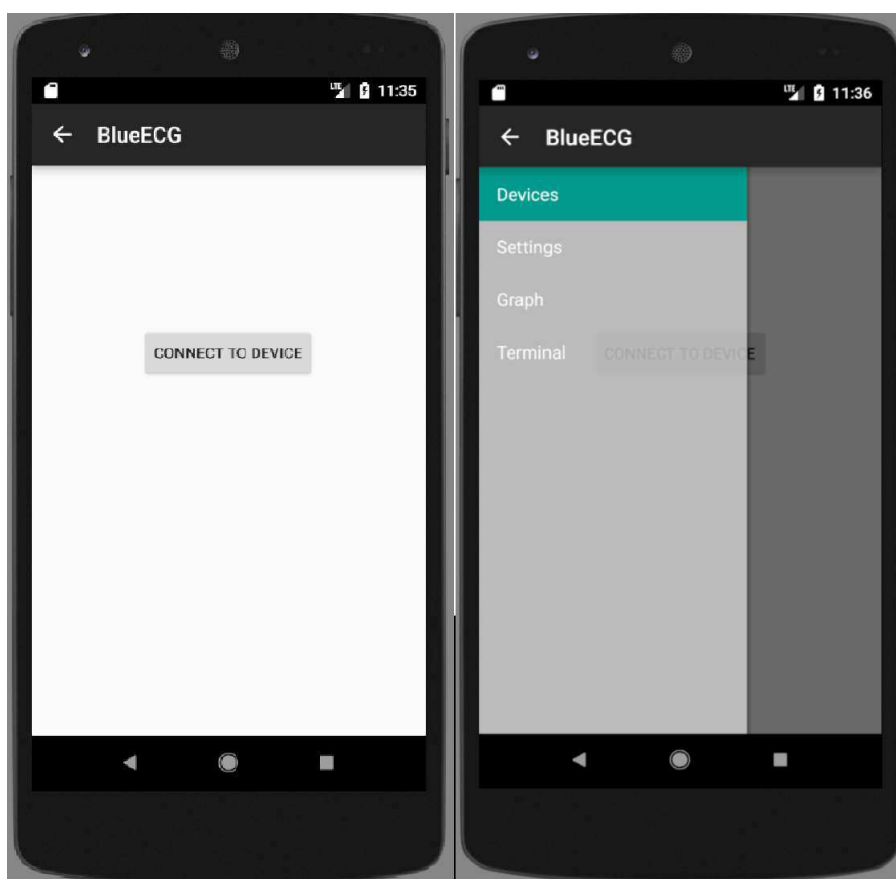


Figura 5.5 – Layout do aplicativo Android desenvolvido.

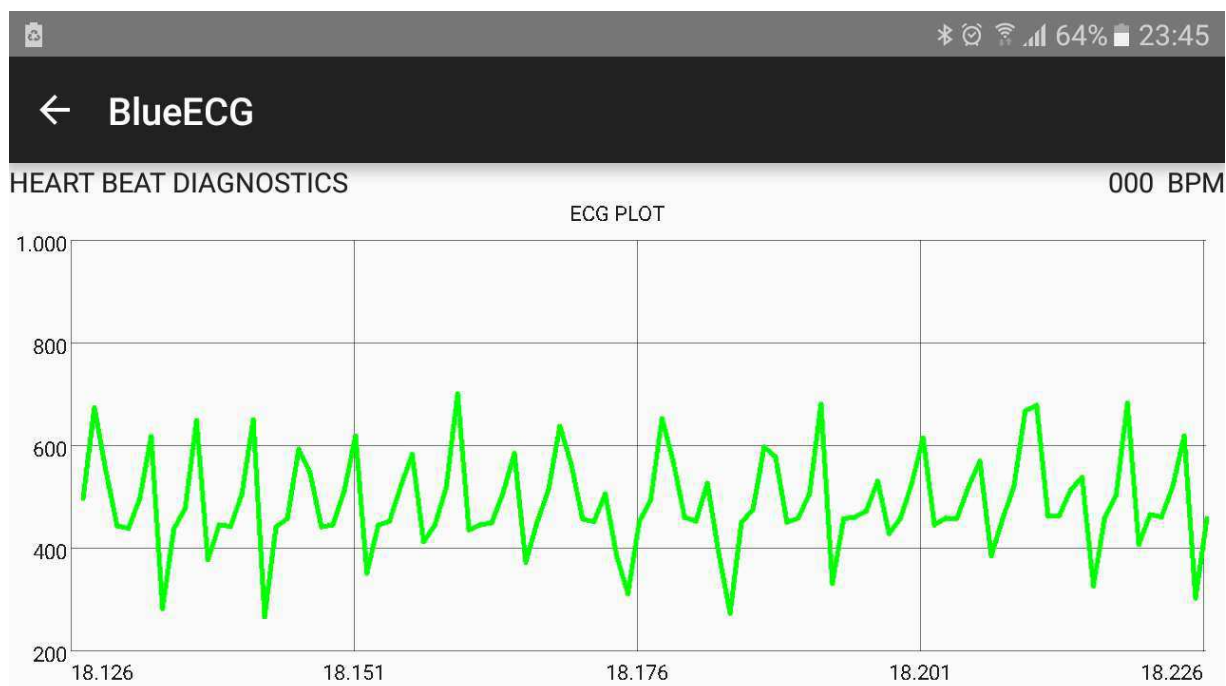


Figura 5.6 – Aquisição de sinal via Bluetooth utilizando o aplicativo Android desenvolvido.

5.3.2. Monitoração de eventos adversos no sinal de eletrocardiografia

A monitoração dos eventos adversos foi validada durante a validação do algoritmo proposto, utilizando o MIT Database – *BIH Arrhythmia*, conforme tabelas e dados encontrados na seção 5.4.2 deste documento.

5.4. Algoritmos Propostos e Implementação em M – código

Os algoritmos propostos foram validados por meio da análise dos sinais da *MIT Database* – *BIH Arrhythmia*, a qual será especificada na seção 5.4.1. Durante essas análises, além da detecção, foram mostrados os gráficos de frequência cardíaca, pulsação e do próprio sinal de ECG, delimitando neste a frequência cardíaca em cada intervalo QRS, identificando os pontos com eventos adversos com um marcador em forma de uma pequena estrela, conforme Figura 4.7. Nas Figuras 5.8 e 5.9, é possível visualizar estes pontos com zoom. Nas Figuras 5.10 e 5.11 são representados os gráficos em número de amostras da Frequência cardíaca e do Pulso cardíaco.

Electrocardiograma

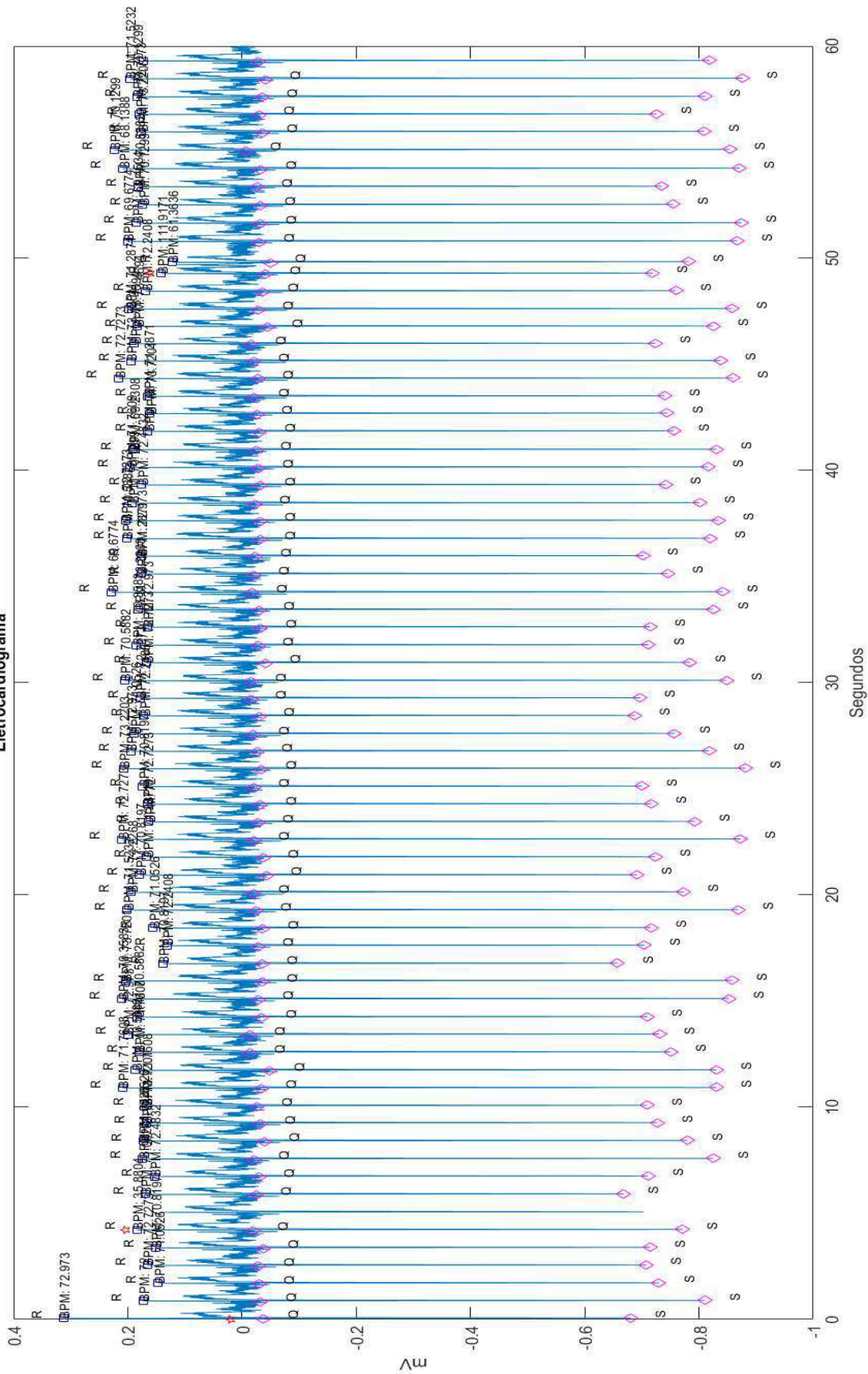


Figura 5.7 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do *MIT Database – BIH Arrhythmia*. Existem marcações em suas ondas Q, R e S, e valor de frequência cardíaca durante aquele intervalo. Também há a identificação dos pontos de Eventos Adversos com um marcador em estrela.

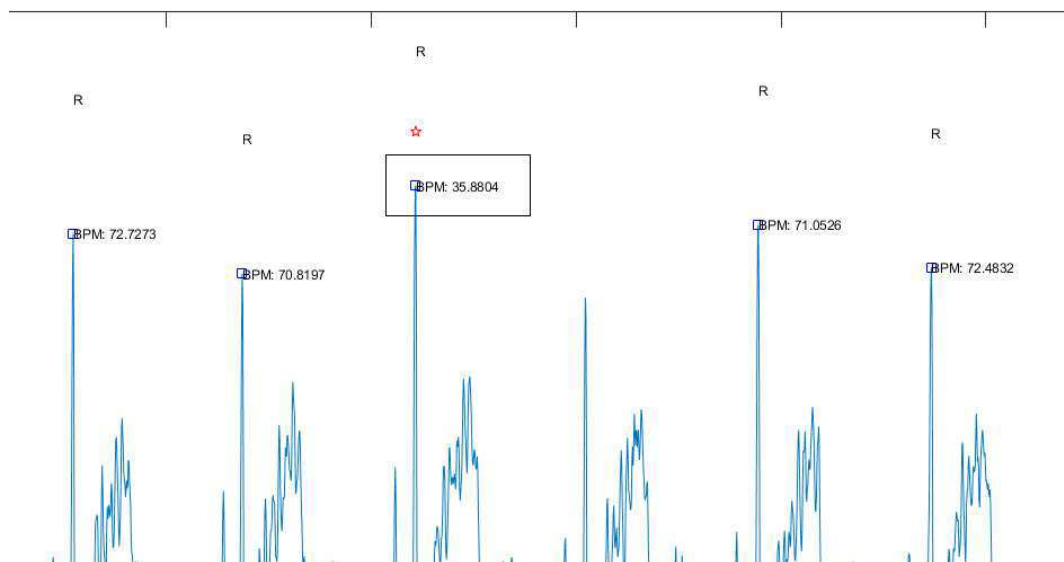


Figura 5.8 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do *MIT Database – BIH Arrhythmia*, com marcação em estrela em ponto de evento adverso que representa Bradicardia. Segundo análise do algoritmo. Esta análise condiz com documentação extraída do banco em questão.

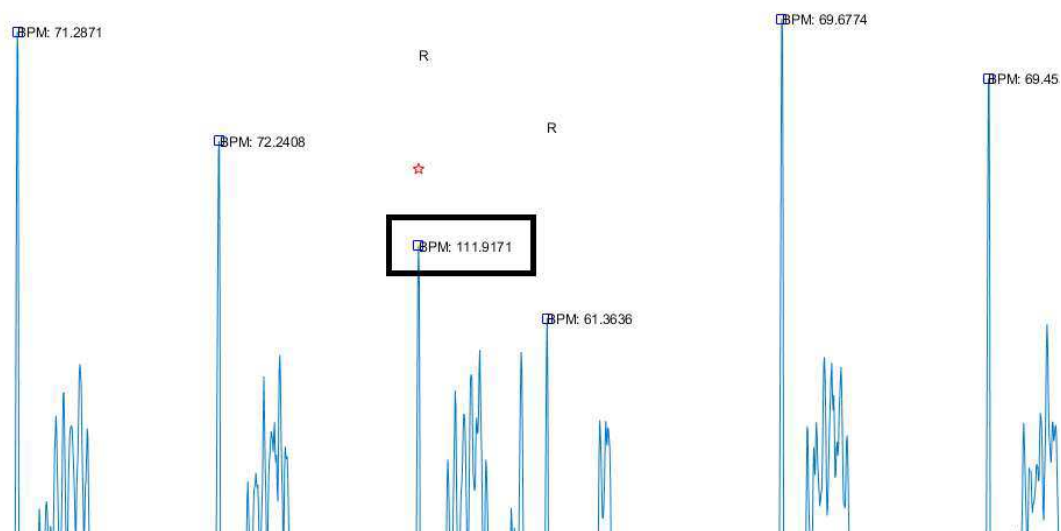


Figura 5.9 – Amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do *MIT Database – BIH Arrhythmia*, com marcação em estrela em ponto de evento adverso que representa Taquicardia. Segundo análise do algoritmo. Esta análise condiz com documentação extraída do banco em questão.

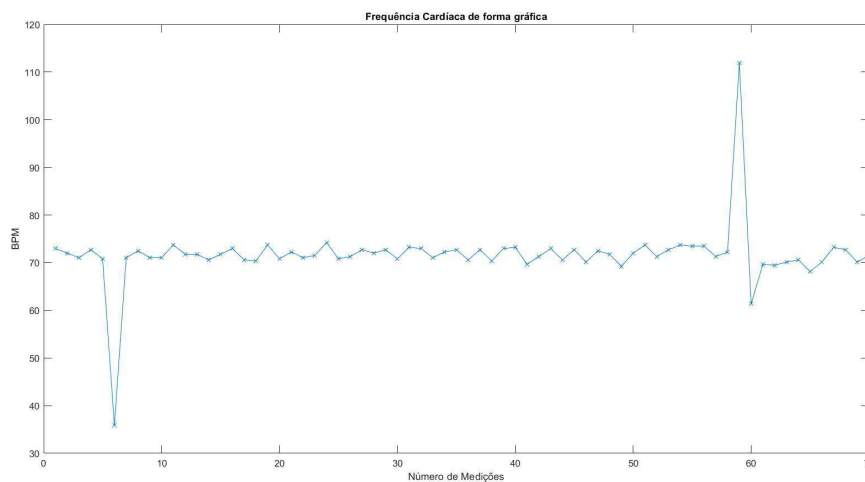


Figura 5.10 – Frequência Cardíaca analisada por amostra e plotada em gráfico *BPM X Número de Medições*, da amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do *MIT Database – BIH Arrhythmia*. Esta análise condiz com documentação extraída do banco em questão. É possível ver no gráfico em questão a diferença brusca de valor entre determinados intervalos.

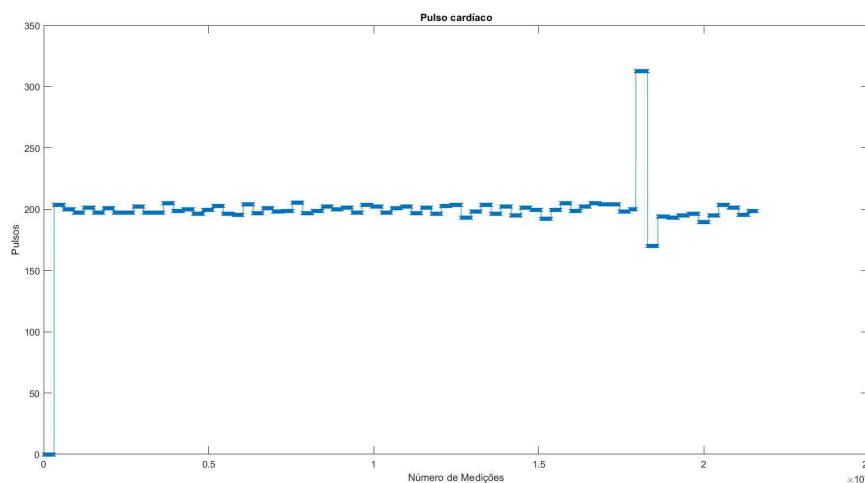


Figura 5.11 – Pulso Cardíaco analisado por amostra e plotada em gráfico *Pulso X Número de Medições*, da amostra de número 220 com duração de 60 segundos, extraída do *MIT Database – BIH Arrhythmia*. É possível ver no gráfico em questão a diferença brusca de valor entre determinado intervalo.

5.4.1. MITDB – BIH Arrhythmia

O *MIT Database – BIH Arrhythmia* é descrito por (MOODY e MARK, 2001), disponibilizado pela plataforma Physionet, que oferece acesso gratuito via internet a grandes coleções de sinais fisiológicos registrados (*PhysioBank*) e software de fonte aberta

(*PhysioToolkit*). Os bancos de dados do *PhysioBank* são disponibilizados sob a Licença e Licenciamento de Domínio Público do ODC v1.0.

A base de dados é composta por 48 ECGs ambulatoriais de dois canais, de meia hora de duração cada. Essa base de dados é a mais utilizada nos trabalhos de compressão de ECG para comparar os diferentes resultados dos algoritmos, pela facilidade no seu acesso. Os sinais de ECG que formam parte do banco de dados foram digitalizados com uma amostragem de 360 amostras por segundo por canal e 11 bits de resolução. O banco de dados possui sinais diversos, sendo que 23 desses sinais foram escolhidos aleatoriamente de um conjunto de 4000 sinais, e os 25 restantes foram escolhidos do mesmo conjunto para incluir arritmias menos comuns mas de importância clínica (GOLDBERGER et al., 2000).

Portanto, os resultados obtidos a partir dos testes feitos sobre esse banco podem ser considerados conclusivos, pois esses sinais são muito diversos e representam a maioria dos ECGs que se encontrarão na prática.

5.4.2. Monitoração de eventos adversos no sinal armazenado de eletrocardiografia

Após aplicação do sistema, foram comparados os dados de saída do MATLAB com os dados de saída existentes nos arquivos de anotações da base de dados *MIT-BIH Arrhythmia*, e nesta fase foram utilizados sinais de 60 segundos, cada um com 21.600 amostras de sinais, utilizando um total de 30 sinais da base de dados. Com isso, totalizam-se 648.000 amostras analisadas. Na Tabela 5.1, se pode verificar a comparação dos dados retornados entre os algoritmos propostos e as informações da base de dados.

Para análise correta de algumas das amostras, foi necessário aplicar filtros específicos, pois as mesmas continham artefatos em frequências específicas, necessitando apenas da aplicação de um filtro *notch por exemplo, conforme ocorreu com a análise da amostra 108*. Na documentação de cada uma das amostras, são relatados os pontos de ocorrência dos mesmos para cada amostra.

É necessário também se atentar que, como as amostras analisadas são de 60 segundos, os primeiros 60 segundos de toda a gravação é quem são analisados. Por exemplo, na amostra 221, existem episódios de Taquicardia nos minutos 13:00 e 13:56 da amostra, entretanto, nos primeiros 60 segundos há apenas um evento de Bradicardia. Portanto, o algoritmo acusa apenas a Bradicardia, pois somente ela fez parte do sinal analisado.

Registro	Algoritmo			Notações	
	Arritmia	Bradicardia	Taquicardia	Arritmia	Intervalo de Freq.
100	Não	Sim	Não	Não	70-89
101	Não	Sim	Sim	Não	55-79
102	Sim	Não	Sim	Sim	68-80
103	Não	Não	Não	Não	62-90
104	Sim	Sim	Não	Sim	39-82
105	Sim	Não	Sim	Sim	78-102
106	Sim	Sim	Sim	Sim	49-121
107	Não	Não	Não	Não	68-82
108	Sim	Não	Não	Não	44-78
109	Não	Não	Sim	Não	60-101
111	Não	Não	Sim	Nao	64-82
112	Não	Sim	Sim	Não	64-91
114	Não	Sim	Não	Não	51-82
115	Sim	Sim	Sim	Sim	50-84
116	Não	Não	Sim	Não	74-86
117	Não	Sim	Não	Não	48-66
119	Sim	Sim	Não	Não	52-91
121	Não	Sim	Sim	Não	55-103
122	Não	Não	Não	Não	67-97
123	Sim	Sim	Não	Sim	41-65
124	Sim	Sim	Não	Sim	47-61
201	Sim	Sim	Não	Sim	31-149
203	Sim	Sim	Sim	Sim	54-189
207	Sim	Sim	Sim	Sim	29-398
208	Sim	Sim	Sim	Sim	79-134
209	Sim	Sim	Não	Sim	82-171
212	Sim	Não	Não	Não	63-108
219	Sim	Sim	Sim	Sim	38-103
220	Sim	Sim	Não	Não	58-113
221	Sim	Não	Sim	Sim	47-130
230	Não	Sim	Sim	Não	59-100

Tabela 5.1– Tabela de dados retornados após implementação dos algoritmos na ferramenta MATLAB.

Conforme pode ser verificado pela tabela junto a documentação de notas e estatísticas da base de dados *MIT-BIH Arrhythmia*, é possível ver que os algoritmos retornaram sugestões corretas de diagnóstico.

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

O sistema proposto foi desenvolvido com sucesso, realizando todas as etapas propostas. É possível a aquisição do sinal ECG por meio do equipamento de eletrocardiografia, transmissão da amostra via Bluetooth para o host que possua um dos aplicativos desenvolvidos instalados. Os aplicativos desenvolvidos, tanto o Windows quanto o Android, realizam suas propostas de forma eficaz, permitindo a visualização, armazenamento e detecção de eventos adversos presentes no sinal ECG.

A respeito da tecnologia sem fio, é necessário ressaltar que para a utilização simultânea dos hosts, é necessário que apenas um deles se conecte via Bluetooth. Ou seja, se necessário utilizar a análise em ambos os hosts ao mesmo tempo, é preciso utilizar a comunicação Serial pelo computador.

O aplicativo pode ser aprimorado, desenvolvendo um meio de parear o dispositivo Bluetooth diretamente pelo aplicativo, sem antes ser necessário pareá-lo diretamente pelo dispositivo *mobile*.

Durante a validação dos algoritmos utilizando as amostras do *MIT-BIH Arrhythmia*, foi verificado que diversas amostras estavam contaminadas com ruídos de frequência pertencente ao espectro do sinal ECG, além de outros artefatos; portanto eram necessárias adaptações exclusivas à amostra analisada, como por exemplo a amostra 108, que foi tratada com um filtro *notch* para retirada de ruído, ou a amostra 220, que foi tratada com um filtro passa baixa de 40 Hz (já que o espectro de interesse daquele sinal estava entre 0 e 40 Hz), para execução adequada do algoritmo, pois este assume que a amostra coletada esteja livre de ruídos e artefatos de frequências que pertencem ao espectro do ECG. Também é necessário ressaltar que o algoritmo também pressupõe que as derivações analisadas apresentem a onda R como ponto máximo durante o ciclo cardíaco, excluindo assim derivações como aVR e V2, e em alguns casos, V1 de seu campo de análise.

A despeito das questões apresentadas, o sistema provou ser possível a monitoração de um sinal ECG por meio de um equipamento de eletrocardiograma que envia dados ao host utilizando a tecnologia sem fio, em especial o Bluetooth, sendo o host um smartphone ou um computador que possua a tecnologia Bluetooth.

As principais dificuldades encontradas durante a concepção, confecção e validação do sistema, foram, em primeiro momento, realizar a confecção da placa de Eletrocardiograma de forma que a mesma fosse efetiva em sua aquisição. Tanto que, o *hardware* confeccionado ainda pode ser aprimorado, no sentido de minimizar os ruídos de artefatos da aquisição, que podem comprometer a análise dos dados pelos aplicativos desenvolvidos.

Em segundo momento, realizar a transmissão em tempo real do sinal utilizando a tecnologia Bluetooth, devido à frequência de envio do módulo Bluetooth ser superior à de recepção do computador *host*; o computador *host*, faz a amostragem do sinal, quando via Bluetooth, tem um pequeno *delay* em torno de 3 segundos, o que pode ser aprimorado em estudos futuros.

Em terceiro, entender, estudar e aplicar uma lógica de detecção dos eventos adversos. Na literatura são encontrados diversos trabalhos que trabalham a temática, entretanto, não há uma padronização na lógica utilizada pelos autores, tendo assim variações significativas entre trabalhos desenvolvidos. Para desenvolver a lógica utilizada neste trabalho, foram escolhidos como base, trabalhos publicados em revistas e congressos de nível internacional, a fim de evitar equívocos. Conforme provado pela validação do sistema presente no capítulo 5, os algoritmos desenvolvidos são capazes de identificar os eventos adversos presentes de forma assertiva.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema portátil sem fio que realiza o monitoramento de eventos adversos no exame coletado de Eletrocardiograma. Cada etapa do projeto foi extensivamente testada, inclusive os algoritmos criados, validados com sucesso utilizando as amostras provindas do banco de dados “*MIT Database BIH Arrhythmia*”.

O hardware desenvolvido foi capaz de coletar do sinal de ECG, e este transmitido via Bluetooth para o dispositivo *mobile* e para o *desktop*. Também foi testada a amostragem simultânea, onde o aplicativo *mobile* para Android realizava o monitoramento utilizando a tecnologia Bluetooth para receber os dados e o aplicativo *desktop* para Windows recebia as amostras por meio de uma porta Serial.

O aplicativo Android foi capaz de realizar a monitoração dos eventos adversos em tempo real, e o algoritmo implementado no MATLAB pôde retornar informações preciosas sobre o comportamento daquele sinal durante a amostragem escolhida.

Trabalhos futuros visam a implementação de aprendizagem de máquina para classificação das arritmias conforme a norma estabelecida pela *Association for the Advancement of Medical Instrumentation* (AAMI).

CAPÍTULO 8

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

NEWS.MED.BR, 2017. **OMS divulga as dez principais causas de morte no mundo**. Disponível em: <<http://www.news.med.br/p/saude/222530/oms-divulga-as-dez-principais-causas-de-morte-no-mundo.htm>>. Acesso em: 11 dez. 2017.

CARNEIRO, Enéas F. **O Eletrocardiograma, 10 anos depois**. 1ª Edição. Livraria Editora Enéas Ferreira Carneiro. ISBN: 9765031920. 1997.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12ª Edição. Elsevier Brasil. ISBN: 978-85-352-3735-1. 2011.

MOBILE INTELLIGENCE 2.0, *O desafios e tendências futuras para mobile VAS no mundo e no Brasil*. 8ª edição. 2015, São Paulo.

SILVA, K. L. da; SILVA, A. N. da; SILVA, F. V. R. da. **Desenvolvimento de um monitor cardíaco portátil com conexão wi-fi para transmissão via internet**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, 2014.

GUYTON, A. C., HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11 ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2006.

CRANFIELD, Paul F.; WIT, Andrew L.; HOFFMAN, Brian F. **Conduction of the Cardiac Impulse III. Characteristics of very slow conduction**. The Journal of general physiology. 1972; 59: 227–246.

HOFFMAN, Brian F.; CRANEFIELD, Paul F. **The physiological basis of cardiac arrhythmias.** The Am. J. Med. 37:670, 1964.

HOFFMAN, Brian F. CRANEFIELD, Paul F. **Electrophysiology of the heart.** McGraw Hill, New York, 1960.

ATKIELSKI, A. **Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG** - <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.png/>, 2006. Acesso em 10 de Dezembro de 2017.

FRANZ, M. R.; BARGHEER, K. RAFFLENBEUL, W.; HAVERICH, A.; and LICHTLEN, P.R. **Monophasic action potential mapping in human subjects with normal electrocardiograms: direct evidence for the genesis of the T wave.** Circulation 75(2):379, 1987.

SCHWEITZER, S. K. **Willem Einthoven—inventor of electrocardiography.** 2002.

TORRES, R. M.; GIFFONI, R. T. **Breve história da eletrocardiografia.** Rev Med Minas Gerais 2010; 20(2): 263-270

BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. J. M. **Muscles Alive: A Case-Study Approach,** Piscataway, NJ: IEEE Press. 2002.

CARVALHO, M. M. de; ANDREÃO, R. V. **Desenvolvimento de uma plataforma de telemedicina voltada para o exame de eletrocardiografia.** VII Jornada de Iniciação Científica, Desenvolvimento Tecnológico e Inovação do IFES. Instituto Federal do Espírito Santo. Espírito Santo, 2006.

GROSSMAN, A.; PROKUPETZ, A.; LIPCHENCA, I. **Triagem pré-participação com ECG em recrutas militares.** Arquivos Brasileiros de Cardiologia, 2013, vol.100, n.3, pp.269-273.

LEITÃO, M. B. **Perfil eletrocardiográfico dos atletas integrantes da equipe brasileira dos XI Jogos Paraolímpicos de Sydney 2000.** Revista Brasileira Médica Esporte, 2002, vol.8, n. 3, PP.102-106.

SILVA, A. D. D. da; TOLEDO, S. S. de.; et. al. **Protótipo móvel de telemedicina para auxílio de diagnóstico cardíaco com ECG em caráter emergencial**. Anais do Encontro Nacional de Educação, Ciência e Tecnologia UEPB, 2012, vol.1, n.1, ISSN 2317-0050.

ALVES, Leonardo. CRMMG: 33.669 (6 de abril de 2015). **SoproNoCoração - Taquicardia**. Dr. Leonardo Alves, CRMMG: 33.669. Acesso em 6 de Dezembro de 2017

What Is Arrhythmia?. Disponível em www.nhlbi.nih.gov, 2011. Acesso em 10 de dezembro 2017

What Are the Signs and Symptoms of an Arrhythmia?. Disponível em: www.nhlbi.nih.gov, 2011. Acesso em 6 de dezembro 2017

Types of Arrhythmia. Disponível em: www.nhlbi.nih.gov, 2011. Acesso em 6 de dezembro 2017

MEHRA, R. **Global public health problem of sudden cardiac death..** Journal of electrocardiology. 40 (6 Suppl): S118-22. PMID 17993308. 2017.
doi:10.1016/j.jelectrocard.2007.06.023

ZONI-BERASSO, M; LERCARI, F; CARAZZA, T; DOMENICUCCI, S. **Epidemiology of atrial fibrillation: European perspective..** Clinical epidemiology. 6: 213–20. PMID 24966695.
doi:10.2147/CLEP.S47385. 2014.

MEDEIROS, Júlio César de Oliveira. **Princípios de Telecomunicações. Teoria e Prática** 2 ed. São Paulo: Érica. ISBN 9788536500331. 2007.

ALECRIM, Emerson. **Android supera 80% das vendas de smartphones e Windows Phone continua avançando**. tecnoblog. Consultado em 6 de Dezembro de 2017

MAHAPATRA, Lisa. **Android Vs. iOS: What's The Most Popular Mobile Operating System In Your Country?**, 2013. Consultado em 6 de Dezembro de 2017

ELMER-DEWITT, Philip. **Don't mistake Apple's market share for its installed base**. 2014. CNN. 6 de dezembro de 2017.

YAROW Jay. **This Chart Shows Google's Incredible Domination Of The World's Computing Platforms**. 2014. Consultado em 6 de dezembro de 2017.

MASCARENHAS, Silvia Helena Zen. DIAS, Jessica David. TIBES, Chris Mayara dos Santos. **Aplicativos móveis desenvolvidos para a área da saúde no Brasil: revisão integrativa da literatura**. Revista Mineira de Enfermagem. Belo Horizonte, 2014. ISSN 2316-9389.

STALLMAN, Richard. **Android and Users' Freedom – Support the Free Your Android campaign**. *GNU.org*. Free Software Foundation. 2012. Consultado em 6 de Dezembro de 2017.

DEMAZUMBER, D.; LAKE, D.E; CHENG, A.; MOSS, T.J.; GUALLAR, E.; WEISS, R.G.; JONES, S.R.; TOMASELLI, G.F.; MOORMAN, J.R. **Dynamic analysis of cardiac rhythms for discriminating atrial fibrillation from lethal ventricular arrhythmias**, Circ Arrhythm Electrophysiol 6 (3) (2013) 555–561.

EXAME. **Google lança versão 1.0 do IDE de código aberto Android Studio**. Disponível em: exame.abril.com.br. Consultado em 6 de Dezembro de 2017.

OLANOFF, Drew. **Google Launches Android Studio And New Features For Developer Console, Including Beta Releases And Staged Rollout**. *TechCrunch* (em inglês).AOL. 2013. Consultado em 06 dezembro 2017 .

ISLAM, M. K.; HAQUE, A. N. M. M.; AHAMMAD, T., et al. **Study and Analysis of ECG Signal using MATLAB & LabView as Effective Tools**. International Journal of Computer and Electrical Enginerring. Vol 4. Nº 3. 2012.

ZHANG, Hongjum. **And Improved QRS Wave Group Detection Algorithm and Matlab Implementation**. Elsevier B. V. Physics Procedia. Vol 25. 2012.

SIMON, Phil. **Too Big to Ignore: The Business Case for Big Data**. Wiley. 89 Páginas. 2013. ISBN 978-1-118-63817-0

MOODY, G.B.; MARK, R.G. **The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database**. IEEE Eng in Med and Biol 20(3):45-50. 2001. (PMID: 11446209)

GOLDBERGER A.L., AMARAL L.A.N., GLASS L, HAUSDORFF J.M., IVANOV P.Ch., MARK R.G., MIETUS J.E., MOODY G.B., PENG C-K, STANLEY H.E.. **PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals.** *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13).

SARKAR, S.; RITSCHER, D.; MEHRA, R. **A detector for a chronic implantable atrial tachyarrhythmia monitor**, *IEEE Trans Biomed Eng* 55 (3) (2008) 1219–1224

WHELLAN, D. J., OUSDIGIAN, K. T., AL-KHATIB, S. M., PU, W., SARKAR, S., PORTER, C. B., PAVRI, B. B., O'CONNOR, C. M. **Combined heart failure device diagnostics identify patients at higher risk of subsequent heart failure hospitalizations: results from PARTNERS HF.** *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 55, 2010. 1803-1810.

CAPÍTULO 9

ANEXOS

ANEXO 9.1.

Especificações do Amplificador de Instrumentação INA 333

SPECIFICATIONS: $V_S = \pm 15V$

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15V$, $R_L = 10k\Omega$ connected to ground, and reference pin connected to ground, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA133U INA2133U			INA133UA INA2133UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
OFFSET VOLTAGE⁽¹⁾ Initial ⁽¹⁾ vs Temperature vs Power Supply vs Time Channel Separation (dual)	RTO $V_{CM} = 0V$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $V_S = \pm 2.25V$ to $\pm 18V$ dc		± 150 ± 2 ± 10 0.3 120	± 450 ± 5 ± 30	See Typical Curve * 900 * *			μV $\mu V/^\circ\text{C}$ $\mu V/V$ $\mu V/\sqrt{m\text{Hz}}$ dB
INPUT IMPEDANCE⁽²⁾ Differential Common-Mode	$V_{CM} = 0V$		50 25			* *		$k\Omega$ $k\Omega$
INPUT VOLTAGE RANGE Common-Mode Voltage Range Positive Negative Common-Mode Rejection Ratio	$V_O = 0V$ $V_O = 0V$ $V_{CM} = -27V$ to $+27V$, $R_S = 0\Omega$	2(V+) -3 2(V-) +3 80	2(V+) -2 2(V-) +2 90		* * 74	* * *		V V dB
OUTPUT VOLTAGE NOISE⁽³⁾ f = 0.1Hz to 10Hz f = 10Hz f = 100Hz f = 1kHz	RTO		2 80 60 57			* * * *		μV_{p-p} $nV/\sqrt{Hz}$ $nV/\sqrt{Hz}$ $nV/\sqrt{Hz}$
GAIN Initial Error vs Temperature Nonlinearity	$V_O = -14V$ to $+13.5V$ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$ $V_O = -14V$ to $+13.5V$		1 ± 0.02 ± 1 ± 0.0001	± 0.05 ± 10 ± 0.001		* * * *	± 0.1 * ± 0.002	V/V % ppm/ $^\circ\text{C}$ % of FS
OUTPUT Voltage Output Positive Negative Positive Negative Current Limit, Continuous-to-Common Capacitive Load (stable operation)	Gain Error < 0.1% $R_L = 10k\Omega$ to Ground $R_L = 10k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to Ground	(V+) -1.5 (V-) +1	(V+) -1.3 (V-) +0.8 (V+) -0.8 (V-) +0.3 -25/+32 1000		* *	* * * * * *		V V V V mA pF
FREQUENCY RESPONSE Small-Signal Bandwidth Slew Rate Settling Time: 0.1% 0.01% Overload Recovery Time	-3dB 10V Step, $C_L = 100pF$ 10V Step, $C_L = 100pF$ 50% Overdrive		1.5 5 4 5.5 4			* * * * *		MHz V/ μs μs μs μs
POWER SUPPLY Rated Voltage Operating Voltage Range Dual Supplies Single Supply Quiescent Current (per amplifier)	$I_O = 0$	± 2.25 +4.5	± 15 ± 0.95	± 18 +36 ± 1.2	* * *	* * *	* * *	V V V mA
TEMPERATURE RANGE Specification Operation Storage Thermal Resistance SO-8 Surface Mount SO-14 Surface Mount	θ_{JA}	-40 -55 -55		+85 +125 +125	* * *		* * *	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$

* Specifications the same as INA133U, INA2133U.

NOTES: (1) Includes the effects of amplifier's input bias and offset currents. (2) 25k Ω resistors are ratio matched but have $\pm 20\%$ absolute value. (3) Includes effects of amplifier's input current noise and thermal noise contribution of resistor network.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

SPECIFICATIONS: $V_S = \pm 5V$

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 5V$, $R_L = 10\text{k}\Omega$ connected to ground, and reference pin connected to ground, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA133U INA2133U			INA133UA INA2133UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
OFFSET VOLTAGE⁽¹⁾ Initial ⁽¹⁾ vs Temperature	RTO $V_{CM} = 0V$		± 300 ± 2	± 750		*	± 1500	μV $\mu V/^\circ\text{C}$
INPUT VOLTAGE RANGE Common-Mode Voltage Range Positive Negative Common-Mode Rejection Ratio	$V_O = 0V$ $V_O = 0V$ $V_{CM} = -7V$ to $+7V$, $R_S = 0\Omega$	$2(V+) - 3$ $2(V-) + 3$ 80	$2(V+) - 2$ $2(V-) + 2$ 90		*	*		V V dB
GAIN Initial Gain Error Nonlinearity	$V_O = -4V$ to $3.5V$ $V_O = -4V$ to $3.5V$		1 ± 0.02 ± 0.0001	± 0.05 ± 0.001		*	± 0.1 ± 0.002	V/V % % of FS
OUTPUT Voltage Output Positive Negative Positive Negative	Gain Error < 0.1% $R_L = 10\text{k}\Omega$ to Ground $R_L = 10\text{k}\Omega$ to Ground $R_L = 100\text{k}\Omega$ to Ground $R_L = 100\text{k}\Omega$ to Ground	(V+) -1.5 (V-) +1	(V+) -1.3 (V-) +0.8 (V+) -0.8 (V-) +0.3		*	*		V V V V
POWER SUPPLY Rated Voltage Operating Voltage Range Dual Supplies Single Supply Quiescent Current (per amplifier)	$I_O = 0$		± 15			*		V
		± 2.25 +4.5		± 18 +36	*		*	V V
			± 0.92	± 1.2	*	*	*	mA

* Specifications the same as INA133U, INA2133U.

NOTES: (1) Includes the effects of amplifier's input bias and offset currents.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage, V_+ to V_-	36V
Input Voltage Range	$2 \cdot V_S$
Output Short-Circuit (to ground) ⁽²⁾	Continuous
Operating Temperature	-55°C to $+125^\circ\text{C}$
Storage Temperature	-55°C to $+125^\circ\text{C}$
Junction Temperature	$+150^\circ\text{C}$
Lead Temperature (soldering, 10s)	$+300^\circ\text{C}$

NOTES: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability. (2) One channel per package.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	SPECIFIED TEMPERATURE RANGE	PACKAGE MARKING	ORDERING NUMBER ⁽²⁾	TRANSPORT MEDIA
Single						
INA133U	SO-8 Surface Mount	182	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	INA133U	INA133U	Rails
"	"	"	"	"	INA133U/2K5	Tape and Reel
INA133UA	SO-8 Surface Mount	182	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	INA133UA	INA133UA	Rails
"	"	"	"	"	INA133UA/2K5	Tape and Reel
Dual						
INA2133U	SO-14 Surface Mount	235	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	INA2133U	INA2133U	Rails
"	"	"	"	"	INA2133U/2K5	Tape and Reel
INA2133UA	SO-14 Surface Mount	235	-40°C to $+85^\circ\text{C}$	INA2133UA	INA2133UA	Rails
"	"	"	"	"	INA2133UA/2K5	Tape and Reel

NOTES: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book. (2) Models with a slash (/) are available only in Tape and Reel in the quantities indicated (e.g., /2K5 indicates 2500 devices per reel). Ordering 2500 pieces of "INA133UA/2K5" will get a single 2500-piece Tape and Reel. For detailed Tape and Reel mechanical information, refer to Appendix B of Burr-Brown IC Data Book.

ANEXO 9.2.

Especificações do Amplificador Operacional MCP601/MCP602

MCP601/1R/2/3/4

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$	7.0V
Current at Input Pins	± 2 mA
Analog Inputs (V_{IN+} , V_{IN-}) ††	$V_{SS} - 1.0V$ to $V_{DD} + 1.0V$
All Other Inputs and Outputs	$V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input Voltage	$ V_{DD} - V_{SS} $
Output Short Circuit Current	Continuous
Current at Output and Supply Pins	± 30 mA
Storage Temperature	-65°C to $+150^{\circ}\text{C}$
Maximum Junction Temperature (T_J)	$+150^{\circ}\text{C}$
ESD Protection On All Pins (HBM; MM)	≥ 3 kV; 200V

† **Notice:** Stresses above those listed under “Absolute Maximum Ratings” may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

†† See Section 4.1.2 “Input Voltage and Current Limits”.

DC CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise specified, $T_A = +25^{\circ}\text{C}$, $V_{DD} = +2.7V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, and $R_L = 100$ k Ω to V_L , and CS is tied low. (Refer to Figure 1-2 and Figure 1-3).						
Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage	V_{OS}	-2	± 0.7	+2	mV	
Industrial Temperature	V_{OS}	-3	± 1	+3	mV	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+85^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Extended Temperature	V_{OS}	-4.5	± 1	+4.5	mV	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+125^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Input Offset Temperature Drift	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	± 2.5	—	$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$	$T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+125^{\circ}\text{C}$
Power Supply Rejection	PSRR	80	88	—	dB	$V_{DD} = 2.7V$ to $5.5V$
Input Current and Impedance						
Input Bias Current	I_B	—	1	—	pA	
Industrial Temperature	I_B	—	20	60	pA	$T_A = +85^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Extended Temperature	I_B	—	450	5000	pA	$T_A = +125^{\circ}\text{C}$ (Note 1)
Input Offset Current	I_{OS}	—	± 1	—	pA	
Common Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	$10^{13} 6$	—	ΩpF	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	$10^{13} 3$	—	ΩpF	
Common Mode						
Common Mode Input Range	V_{CMR}	$V_{SS} - 0.3$	—	$V_{DD} - 1.2$	V	
Common Mode Rejection Ratio	CMRR	75	90	—	dB	$V_{DD} = 5.0V$, $V_{CM} = -0.3V$ to $3.8V$
Open-loop Gain						
DC Open-loop Gain (large signal)	A_{OL}	100	115	—	dB	$R_L = 25$ k Ω to V_L , $V_{OUT} = 0.1V$ to $V_{DD} - 0.1V$
	A_{OL}	95	110	—	dB	$R_L = 5$ k Ω to V_L , $V_{OUT} = 0.1V$ to $V_{DD} - 0.1V$
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL}, V_{OH}	$V_{SS} + 15$	—	$V_{DD} - 20$	mV	$R_L = 25$ k Ω to V_L , Output overdrive = $0.5V$
	V_{OL}, V_{OH}	$V_{SS} + 45$	—	$V_{DD} - 60$	mV	$R_L = 5$ k Ω to V_L , Output overdrive = $0.5V$
Linear Output Voltage Swing	V_{OUT}	$V_{SS} + 100$	—	$V_{DD} - 100$	mV	$R_L = 25$ k Ω to V_L , $A_{OL} \geq 100$ dB
	V_{OUT}	$V_{SS} + 100$	—	$V_{DD} - 100$	mV	$R_L = 5$ k Ω to V_L , $A_{OL} \geq 95$ dB
Output Short Circuit Current	I_{SC}	—	± 22	—	mA	$V_{DD} = 5.5V$
	I_{SC}	—	± 12	—	mA	$V_{DD} = 2.7V$
Power Supply						
Supply Voltage	V_{DD}	2.7	—	6.0	V	(Note 2)
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	—	230	325	μA	$I_O = 0$

Note 1: These specifications are not tested in either the SOT-23 or TSSOP packages with date codes older than YYWW = 0408. In these cases, the minimum and maximum values are by design and characterization only.

Note 2: All parts with date codes November 2007 and later have been screened to ensure operation at $V_{DD}=6.0V$. However, the other minimum and maximum specifications are measured at $1.4V$ and/or $5.5V$.

AC CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, and $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to V_L , $C_L = 50\text{ pF}$, and $\overline{\text{CS}}$ is tied low. (Refer to [Figure 1-2](#) and [Figure 1-3](#)).

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Frequency Response						
Gain Bandwidth Product	GBWP	—	2.8	—	MHz	
Phase Margin	PM	—	50	—	°	$G = +1\text{ V/V}$
Step Response						
Slew Rate	SR	—	2.3	—	$\text{V}/\mu\text{s}$	$G = +1\text{ V/V}$
Settling Time (0.01%)	t_{settle}	—	4.5	—	μs	$G = +1\text{ V/V}$, 3.8V step
Noise						
Input Noise Voltage	E_{ni}	—	7	—	μV_{P-P}	$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$
Input Noise Voltage Density	e_{ni}	—	29	—	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$
	e_{ni}	—	21	—	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 10\text{ kHz}$
Input Noise Current Density	i_{ni}	—	0.6	—	$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$	$f = 1\text{ kHz}$

MCP603 CHIP SELECT ($\overline{\text{CS}}$) CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = +2.7\text{V}$ to $+5.5\text{V}$, $V_{SS} = \text{GND}$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $V_L = V_{DD}/2$, and $R_L = 100\text{ k}\Omega$ to V_L , $C_L = 50\text{ pF}$, and $\overline{\text{CS}}$ is tied low. (Refer to [Figure 1-2](#) and [Figure 1-3](#)).

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
$\overline{\text{CS}}$ Low Specifications						
$\overline{\text{CS}}$ Logic Threshold, Low	V_{IL}	V_{SS}	—	$0.2 V_{DD}$	V	
$\overline{\text{CS}}$ Input Current, Low	I_{CSL}	-1.0	—	—	μA	$\overline{\text{CS}} = 0.2V_{DD}$
$\overline{\text{CS}}$ High Specifications						
$\overline{\text{CS}}$ Logic Threshold, High	V_{IH}	$0.8 V_{DD}$	—	V_{DD}	V	
$\overline{\text{CS}}$ Input Current, High	I_{CSH}	—	0.7	2.0	μA	$\overline{\text{CS}} = V_{DD}$
Shutdown V_{SS} current	I_{Q_SHDN}	-2.0	-0.7	—	μA	$\overline{\text{CS}} = V_{DD}$
Amplifier Output Leakage in Shutdown	I_{O_SHDN}	—	1	—	nA	
Timing						
$\overline{\text{CS}}$ Low to Amplifier Output Turn-on Time	t_{ON}	—	3.1	10	μs	$\overline{\text{CS}} \leq 0.2V_{DD}$, $G = +1\text{ V/V}$
$\overline{\text{CS}}$ High to Amplifier Output High-Z Time	t_{OFF}	—	100	—	ns	$\overline{\text{CS}} \geq 0.8V_{DD}$, $G = +1\text{ V/V}$, No load.
Hysteresis	V_{HYST}	—	0.4	—	V	$V_{DD} = 5.0\text{V}$

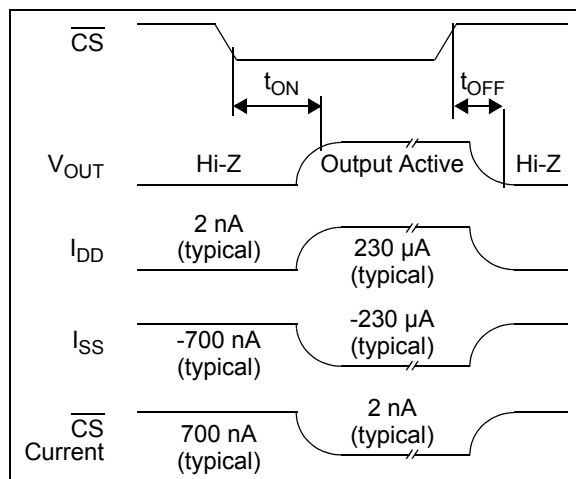


FIGURE 1-1: MCP603 Chip Select ($\overline{\text{CS}}$) Timing Diagram.

MCP601/1R/2/3/4

TEMPERATURE CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = +2.7V$ to $+5.5V$ and $V_{SS} = GND$.						
Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Temperature Ranges						
Specified Temperature Range	T_A	-40	—	+85	°C	Industrial temperature parts
	T_A	-40	—	+125	°C	Extended temperature parts
Operating Temperature Range	T_A	-40	—	+125	°C	Note
Storage Temperature Range	T_A	-65	—	+150	°C	
Thermal Package Resistances						
Thermal Resistance, 5L-SOT23	θ_{JA}	—	256	—	°C/W	
Thermal Resistance, 6L-SOT23	θ_{JA}	—	230	—	°C/W	
Thermal Resistance, 8L-PDIP	θ_{JA}	—	85	—	°C/W	
Thermal Resistance, 8L-SOIC	θ_{JA}	—	163	—	°C/W	
Thermal Resistance, 8L-TSSOP	θ_{JA}	—	124	—	°C/W	
Thermal Resistance, 14L-PDIP	θ_{JA}	—	70	—	°C/W	
Thermal Resistance, 14L-SOIC	θ_{JA}	—	120	—	°C/W	
Thermal Resistance, 14L-TSSOP	θ_{JA}	—	100	—	°C/W	

Note: The Industrial temperature parts operate over this extended range, but with reduced performance. The Extended temperature specs do not apply to Industrial temperature parts. In any case, the internal Junction temperature (T_J) must not exceed the absolute maximum specification of 150°C.

1.1 Test Circuits

The test circuits used for the DC and AC tests are shown in [Figure 1-2](#) and [Figure 1-2](#). The bypass capacitors are laid out according to the rules discussed in [Section 4.5 “Supply Bypass”](#).

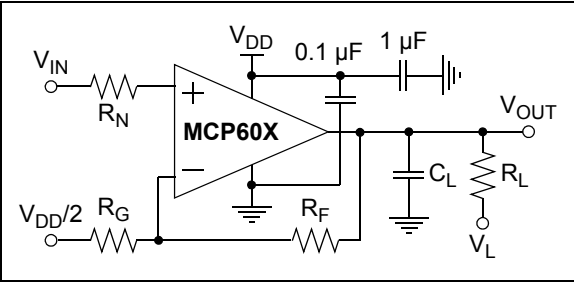


FIGURE 1-2: AC and DC Test Circuit for Most Non-Inverting Gain Conditions.

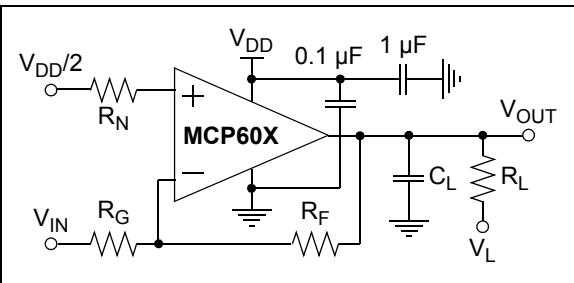


FIGURE 1-3: AC and DC Test Circuit for Most Inverting Gain Conditions.

ANEXO 9.3.

Especificações do Conversor Analógico Digital ADS8344

ELECTRICAL CHARACTERISTICS: +5V

At $T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+85^{\circ}\text{C}$, $+V_{CC} = +5\text{V}$, $V_{REF} = +5\text{V}$, $f_{SAMPLE} = 100\text{kHz}$, and $f_{CLK} = 24 \cdot f_{SAMPLE} = 2.4\text{MHz}$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	ADS8344E, N			ADS8344EB, NB			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
RESOLUTION			16				*	BITS
ANALOG INPUT								
Full-Scale Input Span	Positive Input - Negative Input	0		V_{REF}	*		*	V
Absolute Input Range	Positive Input	-0.2		$+V_{CC} + 0.2$	*		*	V
	Negative Input	-0.2		+1.25	*		*	V
Capacitance			25			*		pF
Leakage Current			± 1			*		μA
SYSTEM PERFORMANCE								
No Missing Codes		14			15			Bits
Integral Linearity Error				8			6	LSB
Offset Error				± 2			± 1	mV
Offset Error Match			1.2	4	*		*	LSB ⁽¹⁾
Gain Error				± 0.05	*		± 0.024	%
Gain Error Match			1.0	4	*		*	LSB
Noise			20		*		*	μVrms
Power-Supply Rejection	$+4.75\text{V} < V_{CC} < 5.25\text{V}$		3		*		*	LSB ⁽¹⁾
SAMPLING DYNAMICS								
Conversion Time				16			*	CLK Cycles
Acquisition Time		4.5			*		*	CLK Cycles
Throughput Rate				100			*	kHz
Multiplexer Settling Time			500			*		ns
Aperture Delay			30			*		ns
Aperture Jitter			100			*		ps
Internal Clock Frequency	$\overline{\text{SHDN}} = V_{DD}$		2.4			*		MHz
External Clock Frequency		0.024		2.4	*		*	MHz
	Data Transfer Only	0		2.4	*		*	MHz
DYNAMIC CHARACTERISTICS								
Total Harmonic Distortion ⁽²⁾	$V_{IN} = 5\text{Vp-p}$ at 10kHz		-90			*		dB
Signal-to-(Noise + Distortion)	$V_{IN} = 5\text{Vp-p}$ at 10kHz		86			*		dB
Spurious-Free Dynamic Range	$V_{IN} = 5\text{Vp-p}$ at 10kHz		92			*		dB
Channel-to-Channel Isolation	$V_{IN} = 5\text{Vp-p}$ at 10kHz		100			*		dB
REFERENCE INPUT								
Range		0.5		$+V_{CC}$	*		*	V
Resistance	DCLK Static		5			*	*	$\text{G}\Omega$
Input Current	$f_{SAMPLE} = 12.5\text{kHz}$		40	100		*	*	μA
	DCLK Static		2.5			*	*	μA
			0.001	3		*	*	μA
DIGITAL INPUT/OUTPUT								
Logic Family			CMOS			*		
Logic Levels								
V_{IH}	$ I_{IH} \leq +5\mu\text{A}$	3.0		5.5	*		*	V
V_{IL}	$ I_{IL} \leq +5\mu\text{A}$	-0.3		+0.8	*		*	V
V_{OH}	$I_{OH} = -250\mu\text{A}$	3.5			*		*	V
V_{OL}	$I_{OL} = 250\mu\text{A}$			0.4			*	V
Data Format			Straight Binary			*		
POWER-SUPPLY REQUIREMENTS								
$+V_{CC}$	Specified Performance	4.75		5.25	*		*	V
Quiescent Current			1.5	2.0			*	mA
	$f_{SAMPLE} = 100\text{kHz}$		300			*	*	μA
	Power-Down Mode ⁽³⁾ , $\overline{\text{CS}} = +V_{CC}$			3			*	μA
Power Dissipation			7.5	10			*	mW
TEMPERATURE RANGE								
Specified Performance		-40		+85	*		*	$^{\circ}\text{C}$

* Same specifications as ADS8344E, N.

NOTES: (1) LSB means Least Significant Bit. With V_{REF} equal to +5.0V, one LSB is 76 μV . (2) First nine harmonics of the test frequency. (3) Auto power-down mode (PD1 = PD0 = 0) active or $\overline{\text{SHDN}} = \text{GND}$.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS: +2.7V

At $T_A = -40^{\circ}\text{C}$ to $+85^{\circ}\text{C}$, $+V_{CC} = +2.7\text{V}$, $V_{REF} = +2.7\text{V}$, $f_{SAMPLE} = 100\text{kHz}$, and $f_{CLK} = 24 \cdot f_{SAMPLE} = 2.4\text{MHz}$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	ADS8344E, N			ADS8344EB, NB			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
RESOLUTION			16				*	BITS
ANALOG INPUT								
Full-Scale Input Span	Positive Input - Negative Input	0		V_{REF}	*		*	V
Absolute Input Range	Positive Input	-0.2		$+V_{CC} + 0.2$	*		*	V
	Negative Input	-0.2		+0.2	*		*	V
Capacitance			25			*		pF
Leakage Current			± 1			*		μA
SYSTEM PERFORMANCE								
No Missing Codes		14			15			Bits
Integral Linearity Error				12			8	LSB
Offset Error				± 1			0.5	mV
Offset Error Match			1.2	4	*		*	LSB
Gain Error				± 0.05			± 0.024	% of FSR
Gain Error Match			1	4	*		*	LSB
Noise			20		*		*	μV_{rms}
Power-Supply Rejection	$+2.7 < V_{CC} < +3.3\text{V}$		3		*		*	LSB ⁽¹⁾
SAMPLING DYNAMICS								
Conversion Time				16			*	CLK Cycles
Acquisition Time		4.5			*		*	CLK Cycles
Throughput Rate				100			*	kHz
Multiplexer Settling Time			500			*		ns
Aperture Delay			30			*		ns
Aperture Jitter			100			*		ps
Internal Clock Frequency	$\overline{\text{SHDN}} = V_{DD}$		2.4			*		MHz
External Clock Frequency		0.024		2.4				MHz
	When used with Internal Clock	0.024		2.0	*		*	MHz
	Data Transfer Only	0		2.4	*		*	MHz
DYNAMIC CHARACTERISTICS								
Total Harmonic Distortion ⁽²⁾	$V_{IN} = 2.5\text{Vp-p}$ at 1kHz		-90			*		dB
Signal-to-(Noise + Distortion)	$V_{IN} = 2.5\text{Vp-p}$ at 1kHz		86			*		dB
Spurious-Free Dynamic Range	$V_{IN} = 2.5\text{Vp-p}$ at 1kHz		92			*		dB
Channel-to-Channel Isolation	$V_{IN} = 2.5\text{Vp-p}$ at 10kHz		100			*		dB
REFERENCE INPUT								
Range		0.5		$+V_{CC}$	*		*	V
Resistance	DCLK Static		5			*	*	G Ω
Input Current			13	40		*	*	μA
	$f_{SAMPLE} = 12.5\text{kHz}$		2.5			*	*	μA
	DCLK Static		0.001	3		*	*	μA
DIGITAL INPUT/OUTPUT								
Logic Family			CMOS			*		
Logic Levels						*		
V_{IH}	$ I_{IH} \leq +5\mu\text{A}$	$+V_{CC} \cdot 0.7$		5.5	*		*	V
V_{IL}	$ I_{IL} \leq +5\mu\text{A}$	-0.3		+0.8	*		*	V
V_{OH}	$I_{OH} = -250\mu\text{A}$	$+V_{CC} \cdot 0.8$			*		*	V
V_{OL}	$I_{OL} = 250\mu\text{A}$			0.4			*	V
Data Format			Straight Binary			*		
POWER-SUPPLY REQUIREMENTS								
$+V_{CC}$	Specified Performance	2.7		3.6	*		*	V
Quiescent Current			1.2	1.85		*	*	mA
	$f_{SAMPLE} = 100\text{kHz}$		220			*	*	μA
	Power-Down Mode ⁽³⁾ , $\overline{\text{CS}} = +V_{CC}$			3			*	μA
Power Dissipation			3.2	5			*	mW
TEMPERATURE RANGE								
Specified Performance		-40		+85	*		*	$^{\circ}\text{C}$

* Same specifications as ADS8344E, N.

NOTES: (1) LSB means Least Significant Bit. With V_{REF} equal to +2.5V, one LSB is 38 μV . (2) First nine harmonics of the test frequency. (3) Auto power-down mode (PD1 = PD0 = 0) active or $\overline{\text{SHDN}} = \text{GND}$.

ANEXO 9.4.

Especificações do Amplificador LTC 6910-1

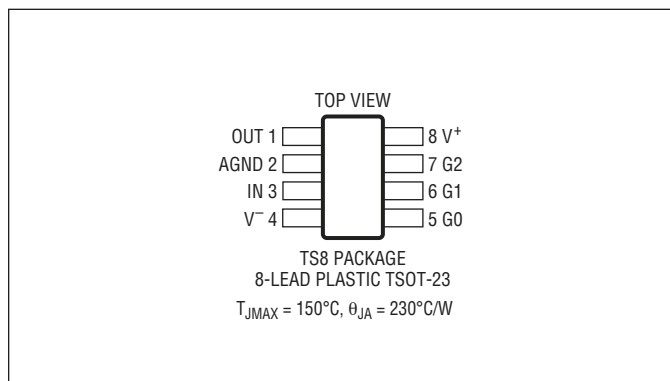
LTC6910-1/ LTC6910-2/LTC6910-3

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

(Note 1)

Total Supply Voltage (V_+ to V_-) 11V
 Input Current..... $\pm 25\text{mA}$
 Operating Temperature Range (Note 2)
 LTC6910-1C, -2C, -3C -40°C to 85°C
 LTC6910-1I, -2I, -3I -40°C to 85°C
 LTC6910-1H, -2H, -3H -40°C to 125°C
 Specified Temperature Range (Note 3)
 LTC6910-1C, -2C, -3C -40°C to 85°C
 LTC6910-1I, -2I, -3I -40°C to 85°C
 LTC6910-1H, -2H, -3H -40°C to 125°C
 Storage Temperature Range..... -65°C to 150°C
 Lead Temperature (Soldering, 10 sec) 300°C

PIN CONFIGURATION



ORDER INFORMATION <http://www.linear.com/product/LTC6910#orderinfo>

LEAD FREE FINISH	TAPE AND REEL	PART MARKING*	PACKAGE DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE
LTC6910-1CTS8#PBF	LTC6910-1CTS8#TRPBF	LTB5 (6910-1)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-1ITS8#PBF	LTC6910-1ITS8#TRPBF	LTB5 (6910-1)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-1HTS8#PBF	LTC6910-1HTS8#TRPBF	LTB5 (6910-1)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 125°C
LTC6910-2CTS8#PBF	LTC6910-2CTS8#TRPBF	LTACQ (6910-2)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-2ITS8#PBF	LTC6910-2ITS8#TRPBF	LTACQ (6910-2)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-2HTS8#PBF	LTC6910-2HTS8#TRPBF	LTACQ (6910-2)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 125°C
LTC6910-3CTS8#PBF	LTC6910-3CTS8#TRPBF	LTACS (6910-3)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-3ITS8#PBF	LTC6910-3ITS8#TRPBF	LTACS (6910-3)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 85°C
LTC6910-3HTS8#PBF	LTC6910-3HTS8#TRPBF	LTACS (6910-3)	8-Lead Plastic TSOT-23	-40°C to 125°C

Consult LTC Marketing for parts specified with wider operating temperature ranges. *The temperature grade is identified by a label on the shipping container.

For more information on lead free part marking, go to: <http://www.linear.com/leadfree/>

For more information on tape and reel specifications, go to: <http://www.linear.com/tapeandree/>. Some packages are available in 500 unit reels through designated sales channels with #TRMPBF suffix.

GAIN SETTINGS AND PROPERTIES

Table 1. LTC6910-1

G2	G1	G0	NOMINAL VOLTAGE GAIN		NOMINAL LINEAR INPUT RANGE (V _{P-P})			NOMINAL INPUT IMPEDANCE (k Ω)
			Volts/Volt	(dB)	Dual 5V Supply	Single 5V Supply	Single 3V Supply	
0	0	0	0	-120	10	5	3	(Open)
0	0	1	-1	0	10	5	3	10
0	1	0	-2	6	5	2.5	1.5	5
0	1	1	-5	14	2	1	0.6	2
1	0	0	-10	20	1	0.5	0.3	1
1	0	1	-20	26	0.5	0.25	0.15	1
1	1	0	-50	34	0.2	0.1	0.06	1
1	1	1	-100	40	0.1	0.05	0.03	1

Table 2. LTC6910-2

G2	G1	G0	NOMINAL VOLTAGE GAIN		NOMINAL LINEAR INPUT RANGE (V _{P-P})			NOMINAL INPUT IMPEDANCE (k Ω)
			Volts/Volt	(dB)	Dual 5V Supply	Single 5V Supply	Single 3V Supply	
0	0	0	0	-120	10	5	3	(Open)
0	0	1	-1	0	10	5	3	10
0	1	0	-2	6	5	2.5	1.5	5
0	1	1	-4	12	2.5	1.25	0.75	2.5
1	0	0	-8	18.1	1.25	0.625	0.375	1.25
1	0	1	-16	24.1	0.625	0.313	0.188	1.25
1	1	0	-32	30.1	0.313	0.156	0.094	1.25
1	1	1	-64	36.1	0.156	0.078	0.047	1.25

GAIN SETTINGS AND PROPERTIES

Table 3. LTC6910-3

G2	G1	G0	NOMINAL VOLTAGE GAIN		NOMINAL LINEAR INPUT RANGE (V _{p-p})			NOMINAL INPUT IMPEDANCE (k Ω)
			Volts/Volt	(dB)	Dual 5V Supply	Single 5V Supply	Single 3V Supply	
0	0	0	0	-120	10	5	3	(Open)
0	0	1	-1	0	10	5	3	10
0	1	0	-2	6	5	2.5	1.5	5
0	1	1	-3	9.5	3.33	1.67	1	3.3
1	0	0	-4	12	2.5	1.25	0.75	2.5
1	0	1	-5	14	2	1	0.6	2
1	1	0	-6	15.6	1.67	0.83	0.5	1.7
1	1	1	-7	16.9	1.43	0.71	0.43	1.4

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		C, I SUFFIXES			H SUFFIX			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for the LTC6910-1, LTC6910-2, LTC6910-3									
Total Supply Voltage		●	2.7		10.5	2.7		10.5	V
Supply Current	V _S = 2.7V, V _{IN} = 1.35V	●		2	3		2	3	mA
	V _S = 5V, V _{IN} = 2.5V	●		2.4	3.5		2.4	3.5	mA
	V _S = ±5V, V _{IN} = 0V, Pins 5, 6, 7 = −5V or 5V	●		3	4.5		3	4.5	mA
	V _S = ±5V, V _{IN} = 0V, Pin 5 = 4.5V, Pins 6, 7 = 0.5V (Note 4)	●		3.5	4.9		3.5	4.9	mA
Output Voltage Swing LOW (Note 5)	V _S = 2.7V, R _L = 10k to Mid-Supply Point	●		12	30		12	30	mV
	V _S = 2.7V, R _L = 500Ω to Mid-Supply Point	●		50	100		50	100	mV
	V _S = 5V, R _L = 10k to Mid-Supply Point	●		20	40		20	40	mV
	V _S = 5V, R _L = 500Ω to Mid-Supply Point	●		90	160		90	160	mV
Output Voltage Swing HIGH (Note 5)	V _S = ±5V, R _L = 10k to 0V	●		30	50		30	50	mV
	V _S = ±5V, R _L = 500Ω to 0V	●		180	250		180	270	mV
	V _S = 2.7V, R _L = 10k to Mid-Supply Point	●		10	20		10	20	mV
	V _S = 2.7V, R _L = 500Ω to Mid-Supply Point	●		50	80		50	85	mV
Output Short-Circuit Current (Note 6)	V _S = 2.7V			±27			±27		mA
	V _S = ±5V			±35			±35		mA
	V _S = 5V	●	2.45	2.5	2.55	2.45	2.5	2.55	V
	V _S = 2.7V, V _{AGND} = 1.1V to Upper AGND Limit	●	55	80		50	80		dB
AGND Rejection (i.e., Common Mode Rejection or CMRR)	V _S = ±5V, V _{AGND} = −2.5V to 2.5V	●	55	75		50	75		dB
Power Supply Rejection Ratio (PSRR)	V _S = 2.7V to ±5V	●	60	80		60	80		dB
Signal Attenuation at Gain = 0 Setting	Gain = 0 (Digital Inputs 000), f = 20kHz	●		−122			−122		dB
Slew Rate	V _S = 5V, V _{OUT} = 2.8V _{P-P}			12			12		V/μs
	V _S = ±5V, V _{OUT} = 2.8V _{P-P}			16			16		V/μs
Digital Input “High” Voltage	V _S = 2.7V	●	2.43			2.43			V
	V _S = 5V	●	4.5			4.5			V
	V _S = ±5V	●	4.5			4.5			V
Digital Input “Low” Voltage	V _S = 2.7V	●		0.27			0.27		V
	V _S = 5V	●		0.5			0.5		V
	V _S = ±5V	●		0.5			0.5		V
Digital Input Leakage Current Magnitude	V [−] ≤ (Digital Input) ≤ V ⁺			2			2		μA

LTC6910-1/ LTC6910-2/LTC6910-3

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-1C/LTC6910-1I			LTC6910-1H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for the LTC6910-1 Only									
Voltage Gain (Note 7)	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.06	0	0.07	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.02	0.06	-0.12	-0.02	0.08	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.08	5.96	6.02	6.08	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.85	13.95	14.05	13.83	13.95	14.05	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 10, $R_L = 10k$	●	19.7	19.9	20.1	19.7	19.9	20.1	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 10, $R_L = 500\Omega$	●	19.6	19.85	20.1	19.4	19.85	20.1	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 20, $R_L = 10k$	●	25.7	25.9	26.1	25.65	25.9	26.1	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 50, $R_L = 10k$	●	33.5	33.8	34.1	33.4	33.8	34.1	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 100, $R_L = 10k$	●	39	39.6	40.2	38.7	39.6	40.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 100, $R_L = 500\Omega$	●	36.4	38.5	40.1	35.4	38.5	40.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.05	0	0.07	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.11	-0.01	0.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.08	5.955	6.02	6.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.8	13.95	14.1	13.75	13.95	14.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 10, $R_L = 10k$	●	19.8	19.9	20.1	19.75	19.9	20.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 10, $R_L = 500\Omega$	●	19.6	19.85	20.1	19.45	19.85	20.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 20, $R_L = 10k$	●	25.8	25.9	26.1	25.70	25.9	26.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 50, $R_L = 10k$	●	33.5	33.8	34.1	33.4	33.8	34.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 100, $R_L = 10k$	●	39.3	39.7	40.1	39.1	39.7	40.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 100, $R_L = 500\Omega$	●	37	38.7	40.1	36	38.7	40.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.05	0	0.07	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.1	-0.01	0.08	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.08	5.96	6.02	6.08	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.80	13.95	14.1	13.80	13.95	14.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 10, $R_L = 10k$	●	19.8	19.9	20.1	19.75	19.9	20.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 10, $R_L = 500\Omega$	●	19.7	19.9	20.1	19.6	19.9	20.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 20, $R_L = 10k$	●	25.8	25.95	26.1	25.75	25.95	26.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 50, $R_L = 10k$	●	33.7	33.85	34	33.6	33.85	34	dB
$V_S = \pm 5V$, Gain = 100, $R_L = 10k$	●	39.4	39.8	40.2	39.25	39.8	40.2	dB	
$V_S = \pm 5V$, Gain = 100, $R_L = 500\Omega$	●	37.8	39.1	40.1	37	39.1	40.1	dB	
Offset Voltage Magnitude (Internal Op Amp) ($V_{OS(OA)}$) (Note 8)		●		1.5	9		1.5	11	mV
Offset Voltage Drift (Internal Op Amp) (Note 8)				6			8		$\mu V/^{\circ}C$
Offset Voltage Magnitude (Referred to "IN" Pin) ($V_{OS(IN)}$)	Gain = 1	●		3	15		3	18	mV
	Gain = 10	●		1.7	10		1.7	12	mV
DC Input Resistance (Note 9)	DC $V_{IN} = 0V$								
	Gain = 0			>100			>100		M Ω
	Gain = 1	●		10			10		k Ω
	Gain = 2	●		5			5		k Ω
	Gain = 5	●		2			2		k Ω
	Gain = 10, 20, 50, 100	●		1			1		k Ω

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}\Omega$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-1C/LTC6910-1H			LTC6910-1H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for LTC6910-1 Only									
DC Small-Signal Output Resistance	Gain = 0			0.4			0.4		Ω
	Gain = 1			0.7			0.7		Ω
	Gain = 2			1			1		Ω
	Gain = 5			1.9			1.9		Ω
	Gain = 10			3.4			3.4		Ω
	Gain = 20			6.4			6.4		Ω
	Gain = 50			15			15		Ω
	Gain = 100			30			30		Ω
Gain-Bandwidth Product	Gain = 100, f _{IN} = 200kHz		8	11	14	8	11	14	MHz
		●	6	11	16	5	11	16	MHz
Wideband Noise (Referred to Input)	f = 1kHz to 200kHz								
	Gain = 0 Output Noise			3.8			3.8		μV _{RMS}
	Gain = 1			10.7			10.7		μV _{RMS}
	Gain = 2			7.3			7.3		μV _{RMS}
	Gain = 5			5.2			5.2		μV _{RMS}
	Gain = 10			4.5			4.5		μV _{RMS}
	Gain = 20			4.2			4.2		μV _{RMS}
	Gain = 50			3.9			3.9		μV _{RMS}
Gain = 100			3.4			3.4		μV _{RMS}	
Voltage Noise Density (Referred to Input)	f = 50kHz								
	Gain = 1			24			24		nV/√Hz
	Gain = 2			16			16		nV/√Hz
	Gain = 5			12			12		nV/√Hz
	Gain = 10			10			10		nV/√Hz
	Gain = 20			9.4			9.4		nV/√Hz
	Gain = 50			8.7			8.7		nV/√Hz
	Gain = 100			7.6			7.6		nV/√Hz
Total Harmonic Distortion	Gain = 10, f _{IN} = 10kHz, V _{OUT} = 1V _{RMS}			−90			−90		dB
				0.003			0.003		%
	Gain = 10, f _{IN} = 100kHz, V _{OUT} = 1V _{RMS}			−77			−77		dB
				0.014			0.014		%
AGND (Common Mode) Input Voltage Range (Note 10)	V _S = 2.7V	●	0.55		1.6	0.7		1.5	V
	V _S = 5V	●	0.7		3.65	1		3.25	V
	V _S = ±5V	●	−4.3		3.5	−4.3		3.35	V

LTC6910-1/ LTC6910-2/LTC6910-3

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-2C/LTC6910-2I			LTC6910-2H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for LTC6910-2 Only									
Voltage Gain (Note 7)	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.06	0	0.08	-0.07	0	0.08	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.02	0.06	-0.11	-0.02	0.06	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.1	5.95	6.02	6.1	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.9	12.02	12.12	11.9	12.02	12.12	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 8, $R_L = 10k$	●	17.8	17.98	18.15	17.8	17.98	18.15	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 8, $R_L = 500\Omega$	●	17.65	17.95	18.15	17.55	17.95	18.15	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 16, $R_L = 10k$	●	23.75	24	24.2	23.75	24	24.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 32, $R_L = 10k$	●	29.7	30	30.2	29.65	30	30.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 64, $R_L = 10k$	●	35.3	35.75	36.2	35.2	35.75	36.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 64, $R_L = 500\Omega$	●	33.2	34.8	36.2	32.7	34.8	36.2	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.06	0	0.08	-0.06	0	0.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.11	-0.01	0.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.1	5.96	6.02	6.1	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.85	12.02	12.15	11.85	12.02	12.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 8, $R_L = 10k$	●	17.85	18	18.15	17.85	18	18.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 8, $R_L = 500\Omega$	●	17.65	17.9	18.15	17.6	17.9	18.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 16, $R_L = 10k$	●	23.85	24	24.15	23.78	24	24.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 32, $R_L = 10k$	●	29.7	30	30.2	29.7	30	30.2	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 64, $R_L = 10k$	●	35.6	35.9	36.2	35.5	35.9	36.2	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 64, $R_L = 500\Omega$	●	33.8	35	36	33.2	35	36	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.05	0	0.07	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.1	-0.01	0.08	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.1	5.96	6.02	6.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.9	12.02	12.15	11.9	12.02	12.15	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 8, $R_L = 10k$	●	17.85	18	18.15	17.85	18	18.15	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 8, $R_L = 500\Omega$	●	17.80	17.95	18.1	17.72	17.95	18.1	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 16, $R_L = 10k$	●	23.85	24	24.15	23.8	24	24.15	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 32, $R_L = 10k$	●	29.85	30	30.15	29.78	30	30.15	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 64, $R_L = 10k$	●	35.7	35.95	36.2	35.7	35.95	36.2	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 64, $R_L = 500\Omega$	●	34.2	35.3	36.2	33.8	35.3	36.2	dB
Offset Voltage Magnitude (Internal Op Amp) ($V_{OS(OA)}$) (Note 8)		●		1.5	9		1.5	11	mV
Offset Voltage Drift (Internal Op Amp) (Note 8)		●		6			8		$\mu V/^{\circ}C$
Offset Voltage Magnitude (Referred to “IN” Pin) ($V_{OS(IN)}$)	Gain = 1	●		3	15		3	17	mV
	Gain = 8	●		2	10		2	12	mV
DC Input Resistance (Note 9)	DC $V_{IN} = 0V$								
	Gain = 0			>100			>100		M Ω
	Gain = 1	●		10			10		k Ω
	Gain = 2	●		5			5		k Ω
	Gain = 4	●		2.5			2.5		k Ω
	Gain = 8, 16, 32, 64	●		1.25			1.25		k Ω

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}\Omega$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-2C/LTC6910-2I			LTC6910-2H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for LTC6910-2 Only									
DC Small-Signal Output Resistance	Gain = 0			0.4			0.4		Ω
	Gain = 1			0.7			0.7		Ω
	Gain = 2			1			1		Ω
	Gain = 4			1.6			1.6		Ω
	Gain = 8			2.8			2.8		Ω
	Gain = 16			5			5		Ω
	Gain = 32			10			10		Ω
	Gain = 64			20			20		Ω
Gain-Bandwidth Product	Gain = 64, f_{IN} = 200kHz		9	13	16	9	13	16	MHz
		●	7	13	19	7	13	19	MHz
Wideband Noise (Referred to Input)	f = 1kHz to 200kHz								
	Gain = 0 Output Noise			3.8			3.8		μV_{RMS}
	Gain = 1			10.7			10.7		μV_{RMS}
	Gain = 2			7.3			7.3		μV_{RMS}
	Gain = 4			5.3			5.3		μV_{RMS}
	Gain = 8			4.6			4.6		μV_{RMS}
	Gain = 16			4.2			4.2		μV_{RMS}
	Gain = 32			4			4		μV_{RMS}
Gain = 64			3.6			3.6		μV_{RMS}	
Voltage Noise Density (Referred to Input)	f = 50kHz								
	Gain = 1			24			24		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 2			16			16		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 4			12			12		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 8			10.3			10.3		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 16			9.4			9.4		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 32			9			9		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
	Gain = 64			8.1			8.1		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Total Harmonic Distortion	Gain = 8, f_{IN} = 10kHz, V_{OUT} = 1V _{RMS}		−90		−90				dB
			0.003		0.003				%
	Gain = 8, f_{IN} = 100kHz, V_{OUT} = 1V _{RMS}		−77		−77				dB
			0.014		0.014				%
AGND (Common Mode) Input Voltage Range (Note 10)	V_S = 2.7V	●	0.85	1.55		0.85	1.55		V
	V_S = 5V	●	0.7	3.6		0.7	3.6		V
	V_S = ±5V	●	−4.3	3.4		−4.3	3.4		V

LTC6910-1/ LTC6910-2/LTC6910-3

ELECTRICAL CHARACTERISTICS The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-3C/LTC6910-3I			LTC6910-2H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for LTC6910-3 Only									
Voltage Gain (Note 7)	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.05	0	0.09	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.02	0.06	-0.11	-0.02	0.06	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.93	6.02	6.08	5.93	6.02	6.09	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 3, $R_L = 10k$	●	9.35	9.5	9.7	9.35	9.5	9.75	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.9	11.98	12.2	11.9	11.98	12.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 4, $R_L = 500\Omega$	●	11.8	11.98	12.2	11.75	11.98	12.2	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.85	13.92	14.05	13.8	13.92	14.05	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 6, $R_L = 10k$	●	15.4	15.5	15.6	15.4	15.5	15.6	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 7, $R_L = 10k$	●	16.7	16.85	17	16.7	16.85	17	dB
	$V_S = 2.7V$, Gain = 7, $R_L = 500\Omega$	●	16.55	16.8	17	16.47	16.8	17	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.05	0	0.07	-0.05	0	0.07	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.1	-0.01	0.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.08	5.96	6.02	6.08	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 3, $R_L = 10k$	●	9.45	9.54	9.65	9.45	9.54	9.65	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.85	12.02	12.15	11.85	12.02	12.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 4, $R_L = 500\Omega$	●	11.8	11.95	12.15	11.75	11.95	12.15	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.8	13.95	14.05	13.8	13.95	14.05	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 6, $R_L = 10k$	●	15.35	15.5	15.65	15.35	15.5	15.65	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 7, $R_L = 10k$	●	16.7	16.85	17	16.7	16.85	17	dB
	$V_S = 5V$, Gain = 7, $R_L = 500\Omega$	●	16.6	16.8	17	16.5	16.8	17	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 10k$	●	-0.06	0	0.07	-0.06	0	0.07	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 1, $R_L = 500\Omega$	●	-0.1	-0.01	0.08	-0.12	-0.01	0.08	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 2, $R_L = 10k$	●	5.96	6.02	6.08	5.96	6.02	6.08	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 3, $R_L = 10k$	●	9.4	9.54	9.65	9.4	9.54	9.65	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 4, $R_L = 10k$	●	11.85	12	12.2	11.85	12	12.2	dB
	$V_S = \pm 5V$, Gain = 4, $R_L = 500\Omega$	●	11.8	12	12.2	11.8	12	12.2	dB
$V_S = \pm 5V$, Gain = 5, $R_L = 10k$	●	13.8	13.95	14.1	13.8	13.95	14.1	dB	
$V_S = \pm 5V$, Gain = 6, $R_L = 10k$	●	15.35	15.5	15.7	15.35	15.5	15.7	dB	
$V_S = \pm 5V$, Gain = 7, $R_L = 10k$	●	16.7	16.85	17.05	16.7	16.85	17.05	dB	
$V_S = \pm 5V$, Gain = 7, $R_L = 500\Omega$	●	16.65	16.8	17	16.6	16.8	17	dB	
Offset Voltage Magnitude (Internal Op Amp) ($V_{OS(OA)}$) (Note 8)		●	1.5 8			1.5 8			mV
Offset Voltage Drift (Internal Op Amp) (Note 8)		●	6			8			$\mu V/^{\circ}C$
Offset Voltage Magnitude (Referred to "IN" Pin) ($V_{OS(IN)}$)	Gain = 1	●	3 15			3 15			mV
	Gain = 4	●	1.9 10			1.9 10			mV
DC Input Resistance (Note 9)	DC $V_{IN} = 0V$								
	Gain = 0		>100			>100			M Ω
	Gain = 1	●	10			10			k Ω
	Gain = 2	●	5			5			k Ω
	Gain = 3	●	3.3			3.3			k Ω
	Gain = 4	●	2.5			2.5			k Ω
	Gain = 5	●	2			2			k Ω
	Gain = 6	●	1.7			1.7			k Ω
Gain = 7	●	1.4			1.4			k Ω	

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes the specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A = 25^\circ\text{C}$. $V_S = 5\text{V}$, $\text{AGND} = 2.5\text{V}$, $\text{Gain} = 1$ (Digital Inputs 001), $R_L = 10\text{k}\Omega$ to mid-supply point, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS		LTC6910-3C/LTC6910-3I			LTC6910-2H			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Specifications for LTC6910-3 Only									
DC Small-Signal Output Resistance	Gain = 0			0.4		0.4		Ω	
	Gain = 1			0.7		0.7		Ω	
	Gain = 2			1		1		Ω	
	Gain = 3			1.3		1.3		Ω	
	Gain = 4			1.6		1.6		Ω	
	Gain = 5			1.9		1.9		Ω	
	Gain = 6			2.2		2.2		Ω	
	Gain = 7			2.5		2.5		Ω	
Gain-Bandwidth Product	Gain = 7, f _{IN} = 200kHz	●		11		11		MHz	
Wideband Noise (Referred to Input)	f = 1kHz to 200kHz								
	Gain = 0 Output Noise			3.8		3.8		μV _{RMS}	
	Gain = 1			10.7		10.7		μV _{RMS}	
	Gain = 2			7.3		7.3		μV _{RMS}	
	Gain = 3			6.1		6.1		μV _{RMS}	
	Gain = 4			5.3		5.3		μV _{RMS}	
	Gain = 5			5.2		5.2		μV _{RMS}	
	Gain = 6			4.9		4.9		μV _{RMS}	
Voltage Noise Density (Referred to Input)	f = 50kHz								
	Gain = 1			24		24		nV/√Hz	
	Gain = 2			16		16		nV/√Hz	
	Gain = 3			14		14		nV/√Hz	
	Gain = 4			12		12		nV/√Hz	
	Gain = 5			11.6		11.6		nV/√Hz	
	Gain = 6			11.2		11.2		nV/√Hz	
	Gain = 7			10.5		10.5		nV/√Hz	
Total Harmonic Distortion	Gain = 4, f _{IN} = 10kHz, V _{OUT} = 1V _{RMS}			−90 0.003		−90 0.003		dB %	
	Gain = 4, f _{IN} = 100kHz, V _{OUT} = 1V _{RMS}			−80 0.01		−80 0.01		dB %	
AGND (Common Mode) Input Voltage Range (Note 10)	V _S = 2.7V	●	0.85		1.55	0.85		1.55	V
	V _S = 5V	●	0.7		3.6	0.7		3.6	V
	V _S = ±5V	●	−4.3		3.4	−4.3		3.4	V

Note 1: Absolute Maximum Ratings are those values beyond which the life of the device may be impaired.

Note 2: The LTC6910-XC and LTC6910-XI are guaranteed functional over the operating temperature range of -40°C to 85°C . The LTC6910-XH are guaranteed functional over the operating temperature range of -40°C to 125°C .

Note 3: The LTC6910-XC are guaranteed to meet specified performance from 0°C to 70°C . The LTC6910-XC are designed, characterized and expected to meet specified performance from -40°C to 85°C but are not tested or QA sampled at these temperatures. LTC6910-XI are guaranteed to meet specified performance from -40°C to 85°C . The LTC6910-XH are guaranteed to meet specified performance from -40°C to 125°C .

Note 4: Operating all three logic inputs at 0.5V causes the supply current to increase typically 0.1mA from this specification.

Note 5: Output voltage swings are measured as differences between the output and the respective supply rail.

Note 6: Extended operation with output shorted may cause junction temperature to exceed the 150°C limit and is not recommended.

Note 7: Gain is measured with a DC large-signal test using an output excursion between approximately 30% and 70% of supply voltage.

Note 8: Offset voltage referred to "IN" pin is $(1 + 1/G)$ times offset voltage of the internal op amp, where G is nominal gain magnitude. See Applications Information.

Note 9: Input resistance can vary by approximately $\pm 30\%$ part-to-part at a given gain setting.

Note 10: At limits of AGND input range, open-loop gain of internal op amp may be greater than, or as much as 15dB below, its value at nominal AGND value.