

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE EMG E
ECG PARA PLATAFORMA ANDROID™**

por

PEDRO VICTOR EUGÊNIO DE SOUZA

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Elétrica.

**ORIENTADOR: PROF. DR. MARCO AURÉLIO BENEDETTI
RODRIGUES**

Recife

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE EMG E
ECG PARA PLATAFORMA ANDROID™**

por

PEDRO VICTOR EUGÊNIO DE SOUZA

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Elétrica.

**ORIENTADOR: PROF. DR. MARCO AURÉLIO BENEDETTI
RODRIGUES**

Recife
2015

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicéa Alves, CRB-4 / 1260

S719s Souza. Pedro Victor Eugênio de.

Sistema de aquisição de sinais de emg e ecg para plataforma android tm /
Emerson Alves da Silva - Recife: O Autor, 2015.

114folhas, Il.; Abr; e Tabs.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2015.

Inclui Referências.

1. Engenharia Elétrica,. 2. Dispositivo Portátil. 3. Aquisição de ECG e
EMG. 4. Aplicação Android. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador).
II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2015 - 142



Universidade Federal de Pernambuco
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

PEDRO VICTOR EUGÊNIO DE SOUZA

TÍTULO

***“SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE EMG E ECG
PARA PLATAFORMA ANDROID™”***

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE, EDUARDO FONTANA, DES/UFPE, e MARILÚ GOMES NETTO MONTE DA SILVA, DEB/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram o candidato **PEDRO VICTOR EUGÊNIO DE SOUZA APROVADO.**

Recife, 30 de janeiro de 2015.

CECILIO JOSÉ LINS PIMENTEL
Coordenador do PPGEE

MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES
Orientador e Membro Titular Interno

**MARILÚ GOMES NETTO MONTE DA
SILVA**
Membro Titular Externo

EDUARDO FONTANA
Membro Titular Interno

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, que sem Ele nada é possível.

À Universidade Federal de Pernambuco e especialmente ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica pela infraestrutura e organização exemplares.

A minha família que não deixou em momento algum que eu desistisse.

Resumo da Dissertação apresentada à UFPE como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE EMG E ECG PARA PLATAFORMA ANDROID™

Pedro Victor Eugênio de Souza

Jan/2015

Orientador: Marco Aurélio Benedetti Rodrigues, Prof. Doutor.

Área de Concentração: Engenharia Elétrica-Eletrônica.

Palavras-chave: Dispositivo Portátil, Aquisição de ECG e EMG, Aplicação Android.

Número de Páginas: 114.

Este trabalho fala sobre o desenvolvimento de um protótipo de um sistema de aquisição de sinais de ECG e EMG, de baixo custo de fabricação, baixo consumo de energia e que se comunica via *wireless*, utilizando protocolo de comunicação Bluetooth, com dispositivos Android™. O desenvolvimento desse protótipo teve como finalidade a monitorização, em tempo real, dos sinais de ECG e EMG de um indivíduo, durante a realização de atividades físicas. Neste equipamento procurou-se realizar o projeto dos amplificadores para sinais biológicos (ECG e EMG), que combinasse baixo consumo e portabilidade, ou seja, os componentes escolhidos para este trabalho objetivaram reduzir o tamanho do circuito. Além disso, a transmissão de dados via Bluetooth foi adequada para que esses dados fossem utilizados em um dispositivo Android™ (*smartphone*), gerando a oportunidade para uma nova gama de produtos, os quais possam integrar a tecnologia existente nos celulares modernos à tecnologia de instrumentação biomédica aplicada ao monitoramento remoto de sinais biológicos. Com o intuito de atingir esse objetivo, foram desenvolvidos os sistemas de controle e processamento, baseados na arquitetura RISC, amplificação e filtragem, fonte de alimentação e comunicação Bluetooth, integrados em duas placas de circuito impresso, ambas com dimensão de 3x5cm. O *firmware* do sistema de aquisição e o *software* de visualização, controle e armazenamento de sinal foram desenvolvidos com a finalidade de tornar compatível o sistema com a maioria dos dispositivos baseados no sistema operacional Android™. O sistema foi testado, apresentando bom desempenho na transmissão de dados e boa estabilidade em relação ao armazenamento e controle do consumo de energia. Atualmente, este sistema vem sendo utilizado em projetos de pesquisa e dissertações de mestrado com a finalidade de identificar possíveis problemas ou adequações a serem realizadas, tanto ao nível de *hardware* como de *software*. Com o sistema validado muitas pessoas podem ser beneficiadas, pois esse equipamento une a praticidade e multifuncionalidade dos telefones Android™ com a tecnologia de aquisição e processamento de sinais biológicos.

Abstract of Dissertation presented to UFPE as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

EMG AND ECG SIGNALS AQUISITION SYSTEM FOR ANDROID™ PLATAFORM

Pedro Victor Eugênio de Souza

Jan/2015

Supervisor: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Area of Concentration: Electrical and Electronics Engineering.

Keywords: Portable Device, ECG and EMG acquisition, Android Application.

Number of Pages: 114.

This work is about a development of a prototype of an ECG and EMG acquisition system with low manufacturing cost, low power consumption and capable of communicating via wireless with Android™ devices using Bluetooth communication protocol. This prototype is intended to be used to monitoring the ECG and EMG signals of a person in real time while performing physical activities. In this equipment, the ECG and EMG amplifiers were developed to match low power consumption and size, thus the components were chosen to occupy a small area on the printed circuit board. At the same time, the Bluetooth transmission of data acquired by the amplifiers was built to match for being processed for Android™ devices (smartphones), creating the opportunity for a new range of products, which are able to combine the existing technology in modern mobile phones with biomedical instrumentation technology applied to remote monitoring of biological signals. In order to achieve this objective, the systems of control and processing, based on RISC architecture, amplification and filtering, power supply and Bluetooth communication were developed and integrated in two printed circuit boards with area of 5x3cm. The firmware of the acquisition system and the visualization, control and signal storage software were developed in order to turn compatible the system with the majority of devices based on Android operational system. The system was tested, showing good performance for data transmission and good stability on storage and control of energy consumption. The system has been used in research projects and master's theses in order to identify potential problems or adjustments to be made in hardware and software. With the conclusion of the system many people can be benefit, once this equipment combines the Android phones practicality and multifunctionality with the technology of acquisition and processing biological signals.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 2.1 -Ilustração de um unidade motora e junção neuromuscular..... | 21 |
| Figura 2.2 -Espectro de frequência de sinal de EMG..... | 22 |
| Figura 2.3 -Sinal de EMG amplificado. | 22 |
| Figura 2.4 -Estrutura anatômica do coração..... | 24 |
| Figura 2.5 -Estruturas de condução do potencial de ação do coração. | 25 |
| Figura 2.6 -Gráfico do sinal de ECG ao longo do tempo..... | 26 |
| Figura 2.7 -Triangulo de Einthoven. | 27 |
| Figura 2.8 -Derivações padrão do ECG..... | 28 |
| Figura 2.9 -Derivações aumentadas do ECG. | 28 |
| Figura 2.10 -Sinal de ECG com interferência da rede elétrica. . | 31 |
| Figura 2.11 -Circuitos de eletrodo de referência ativo e de cabo guarda..... | 31 |
| Figura 2.12 -Circuito de Cabo-Guarda..... | 32 |
| Figura 3.1 -Diagrama de blocos do hardware. | 38 |
| Figura 3.2 -Topologia de um amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais. | 39 |
| Figura 3.3 -Diagrama Interno do INA128..... | 42 |
| Figura 3.4 -Esquema do amplificador de ECG utilizado. | 43 |
| Figura 3.5 -Circuito do filtro passa-banda. | 44 |
| Figura 3.6 -Magnitude da resposta em frequência do filtro passa-alta..... | 46 |
| Figura 3.7 -Magnitude da função transferência do filtro passa-baixa. | 47 |
| Figura 3.8 -Função transferência do filtro passa-banda. | 49 |
| Figura 3.9 -Circuito de offset. | 50 |
| Figura 3.10 -Circuito do filtro utilizado para aquisição de EMG. | 53 |
| Figura 3.11 -Gráfico da função transferência do filtro passa-alta para aquisição de EMG. | 54 |
| Figura 3.12 -Gráfico da função transferência EMG..... | 54 |

| | |
|--|----|
| Figura 3.13- Arquitetura interna do MAX8892..... | 57 |
| Figura 3.14- Circuito de aplicação do MAX8892..... | 57 |
| Figura 3.15- Circuito do MAX889 utilizado no projeto. | 59 |
| Figura 3.16- Circuito de carregamento da bateria do equipamento. | 61 |
| Figura 3.17- Arquitetura MSP430G2553. | 63 |
| Figura 3.18- Modo de operação do tipo subida do Timer A. | 68 |
| Figura 3.19- Formato do byte da UART do MSP430G2553..... | 70 |
| Figura 3.20- Fluxograma do Processo de Configuração do Módulo EGBT-046S..... | 73 |
| Figura 3.21- Deslocamento de 2 bits à direita..... | 74 |
| Figura 3.22- Fluxograma do processo de conversão e envio dos sinais de ECG e EMG. | 75 |
| Figura 3.23- Módulo EGBT-046S..... | 76 |
| Figura 3.24- Circuito do módulo Bluetooth utilizado no projeto. | 77 |
| Figura 3.25- Projeção 3D da placa de aquisição dos sinais de ECG e EMG. | 81 |
| Figura 3.26- Projeção 3D da placa de alimentação e transmissão wireless. | 82 |
| Figura 3.27- Tela inicial da aplicação. | 84 |
| Figura 3.28- Aplicativo informando a lista de dispositivos pareados..... | 88 |
| Figura 3.29- Sinal de ECG ilustrado pelo aplicativo na tela de um tablet..... | 89 |
| Figura 3.30- Imagem do sinal de EMG exibido pelo aplicativo na tela de um tablet..... | 90 |
| Figura 4.1- Módulo de aquisição de sinais de ECG e EMG..... | 93 |
| Figura 4.2- Placa do módulo de comunicação e alimentação..... | 94 |
| Figura 4.3- Posicionamento dos eletrodos para aquisição de ECG. | 96 |
| Figura 4.4- Sinal de ECG obtido na saída do circuito de aquisição e condicionamento. | 97 |

| | |
|---|-----|
| Figura 4.5 -Imagem da aquisição do sinal de EMG obtida por osciloscópio digital..... | 98 |
| Figura 4.6 -Posicionamento dos eletrodos para aquisição do sinal de EMG..... | 99 |
| Figura 4.7 -Imagem do ícone do aplicativo no menu do dispositivo..... | 100 |
| Figura 4.8 -Sinal de ECG plotado na tela do dispositivo Android..... | 101 |
| Figura 4.9 -Sinal de EMG plotado na tela do dispositivo Android..... | 103 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 2.1- Características Herdadas do Linux pela Plataforma Android..... | 34 |
| Tabela 3.1- Características do INA128. | 42 |
| Tabela 3.2- Descrição dos estados e das transições da Rede de Petri do firmware. | 76 |
| Tabela 3.3- Parâmetros utilizados para configuração do baudrate..... | 68 |
| Tabela 4.1- Descrição do consumo total do protótipo. | 94 |

LISTA DE ABREVIACÕES

| | |
|----------|--|
| ACLK | - <i>Auxiliary Clock System.</i> |
| Ag/AgCl | - Prata-Cloreto de prata. |
| AI | - Amplificador de Instrumentação. |
| Amp. Op. | - Amplificador Operacional. |
| Bps | - <i>Bits</i> por segundo. |
| CCS | - <i>Code Composer Studio.</i> |
| CI | - Circuito Integrado. |
| CMRR | - <i>Common Mode Ratio Rejection.</i> |
| dB | -Decibel. |
| ECG | - Eletrocardiograma. |
| EEG | - Eletroencefalograma. |
| EOG | - Eletrooculograma. |
| EMG | - Eletromiograma. |
| EMGs | - Eletromiografia de superfície. |
| FPGA | - <i>Field Programmable Gate Array.</i> |
| Hz | - Hertz. |
| K | - Potássio. |
| LA | - <i>Left Arm.</i> |
| LL | - <i>Left Leg.</i> |
| MCU | - Microcontrolador. |
| PAUM | - Potencial de Ação de Unidade Motora. |
| PWM | - <i>Pulse Width Modulation.</i> |
| RA | - <i>Right Arm.</i> |
| RF | - Radiofrequência. |
| RISC | - <i>Reduced Instruction Set Computer.</i> |
| SNP | - Sistema Nervoso Periférico. |
| SPP | - <i>Serial Port Profile.</i> |
| UM | - Unidade Motora. |
| USART | - <i>Universal Serial Assynchronous Receiver</i> <i>Transmitter</i> |
| USB | - <i>Universal Serial Bus.</i> |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 13 |
| 1.1 | ESTADO DA ARTE | 15 |
| 1.2 | OBJETIVO | 18 |
| 1.2.1 | Objetivos Específicos | 18 |
| 1.3 | ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO | 19 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 20 |
| 2.1 | O SINAL DE ELETROMIOGRAMA (EMG) | 20 |
| 2.1.1 | Características do sinal de EMG | 22 |
| 2.2 | O SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA (ECG) | 23 |
| 2.2.1 | O Coração | 23 |
| 2.2.2 | O Triângulo de Einthoven | 26 |
| 2.2.3 | Derivações do ECG..... | 27 |
| 2.2.4 | Eletrodos Utilizados na Aquisição de ECG | 29 |
| 2.3 | INTERFERÊNCIA EM SINAS BIOLÓGICOS | 30 |
| 2.3.1 | Interferência de 60Hz | 30 |
| 2.3.2 | Circuito de Eletrodo de Referência Ativo | 31 |
| 2.3.3 | Circuito de Cabo Guarda | 32 |
| 2.4 | O SISTEMA OPERACIONAL ANDROID™ | 32 |
| 2.4.1 | Introdução..... | 32 |
| 2.4.2 | Arquitetura do Sistema Operacional Android | 34 |
| 2.4.3 | O Núcleo do Linux | 35 |
| 2.4.4 | A Máquina Virtual Dalvik..... | 35 |
| 2.4.5 | <i>Framework</i> e Aplicações..... | 36 |
| 3 | MÓDULO DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE ECG E EMG | 37 |
| 3.1 | MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE ECG | 38 |
| 3.1.1 | O Amplificador de Instrumentação (AI) | 39 |
| 3.1.2 | Filtragem do Sinal de ECG | 43 |
| 3.1.3 | Circuito de Offset | 49 |
| 3.2 | MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE EMG..... | 52 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.2.1 | Filtragem do Sinal de EMG..... | 52 |
| 3.3 | MODULO DE ALIMENTAÇÃO E CARREGAMENTO DE BATERIA 55 | |
| 3.3.1 | Circuito do MAX8892 | 55 |
| 3.3.2 | Circuito Regulador MAX889R | 58 |
| 3.3.3 | Circuito Carregador de Bateria MAX1551 | 59 |
| 3.4 | UNIDADE CENTRAL DE PROCESSAMENTO | 62 |
| 3.4.1 | Características Gerais da Família de Microcontroladores MSP430 | 62 |
| 3.4.2 | Periféricos do MSP430G2553 utilizados no Projeto | 64 |
| 3.4.3 | O Firmware | 71 |
| 3.5 | MÓDULO DE COMUNICAÇÃO BLUETOOTH | 75 |
| 3.5.1 | Circuito do Módulo Bluetooth Utilizado no Projeto | 77 |
| 3.5.2 | Configurações do Módulo EGBT-046S | 78 |
| 3.6 | LAYOUT DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO | 80 |
| 3.6.1 | Os Layouts | 80 |
| 3.7 | DESENVOLVIMENTO DA APLICAÇÃO ECG/EMG..... | 82 |
| 3.7.1 | O Ambiente de Desenvolvimento Android | 82 |
| 3.7.2 | Características do Aplicativo ECG/EMG | 83 |
| 3.7.3 | Funcionalidades do Aplicativo | 87 |
| 4 | RESULTADOS | 92 |
| 4.1 | MONTAGEM DO PROTÓTIPO | 92 |
| 4.2 | CONSUMO DE CORRENTE DO PROTÓTIPO..... | 94 |
| 4.3 | SINAIS DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE ECG | 95 |
| 4.4 | SINAIS DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE EMG | 97 |
| 4.5 | O APLICATIVO DE APRESENTAÇÃO DOS SINAIS NO SMARTPHONE | 99 |
| 4.5.1 | Análise Comparativa dos Sinais do Aplicativo | 100 |
| 5 | CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS | 104 |
| 5.1 | TRABALHOS FUTUROS..... | 106 |
| | REFERÊNCIAS | 108 |

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

Os sinais biológicos, ou biosinais, são sinais que são oriundos das atividades celulares e dos processos fisiológicos que o corpo humano realiza. Como consequência desses processos, pequenos sinais elétricos podem ser medidos e registrados de maneira direta ou indireta através de eletrodos localizados na superfície da pele. Através dos biosinais é possível identificar o funcionamento de algumas funções vitais do corpo humano como: funcionamento do coração, no caso de sinal de Eletrocardiograma (ECG), e o processo de recrutamento das células musculares, no caso da Eletromiografia (EMG) (RAMINHOS, 2009).

A evolução tecnológica vem ajudando no desenvolvimento de dispositivos móveis menores, com maior robustez e capacidade de processamento, o que propicia a combinação da tecnologia com a área de saúde e bem estar do corpo humano. Os *smartphones* atualmente tomam conta de grande parte do mercado mundial de telefonia. Segundo a *International Data Corporation* (IDC), no ano de 2013 foram vendidos 1,004 bilhão de celulares inteligentes, totalizando 55% das vendas de telefones no mundo (G1, 2014).

Ao utilizar a multifuncionalidade dos telefones móveis atuais, é possível desenvolver dispositivos que auxiliam a monitorar sinais biológicos importantes à saúde durante a realização de atividades físicas e cotidianas, por meio de um equipamento portátil e que possa ser utilizado como um acessório vestível, dessa forma um paciente

poderá realizar importantes exames sem a necessidade de deslocar-se a um estabelecimento assistencial de saúde (EAS).

Dispositivos como esses podem ser um grande aliado à saúde, pois podem servir como interface homem-máquina, em aplicações de controle de equipamentos através de informações retiradas a partir do sinal de EMG, ou então, servir como dispositivos de armazenamento de dados de ECG em caso de um sistema *Holter*, equipamento que tem a finalidade de monitorar um determinado sinal biológico durante um longo período.

Dentre os sinais biológicos utilizados para monitorização de pacientes através de dispositivos portáteis recebem destaque o Eletrocardiograma (ECG) e o Eletromiograma (EMG).

O sinal de ECG é o somatório elétrico da atividade celular do músculo cardíaco. O ECG é captado por meio de eletrodos, situados normalmente no tórax do paciente. O registro do ECG pode ser utilizado no auxílio ao diagnóstico de diversas arritmias cardíacas, doenças cardíacas congênitas e constatação de áreas do coração afetadas por infartos (CHAVES; MOREIRA, 2001).

O EMG é o somatório dos potenciais elétricos resultante da atividade elétrica das células dos músculos estriados esqueléticos. O sinal de EMG possui diversas aplicações como: estudo da marcha, reabilitação e desenvolvimento de tecnologias assistenciais. Pois através deste sinal é possível retirar informação sobre a atividade muscular no instante em que ocorre o movimento do músculo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

1.1 ESTADO DA ARTE

Os sinais biológicos de ECG e EMG são os mais utilizados em aplicações portáteis, devido às suas importâncias fisiológicas e facilidade de aquisição, quando comparados a outros sinais tais como; Eletroencefalograma (EEG) e Eletrooculograma (EOG).

Muitos dispositivos de *hardware* para aquisição e processamento desses sinais biológicos foram desenvolvidos nos últimos anos por empresas e pesquisadores. Inclusive dispositivos que fazem o monitoramento e processamento remoto do sinal de ECG com o objetivo de diagnosticar doenças cardíacas em tempo hábil. Os sistemas *Holters* de Eletrocardiograma portáteis também estão atualmente muito difundidos (K. L. DA SILVA, 2014).

A evolução dos microprocessadores permitiu a redução do consumo de energia e dos preços desses dispositivos. Arquiteturas mais modernas e eficazes também têm auxiliado no desenvolvimento de aplicações inovadoras como o trabalho de Silva (SILVA, 2009), que utilizou um microprocessador do tipo ARM-Cortex para realizar a aquisição de sinais de ECG de alta resolução e enviar os sinais adquiridos para um computador utilizando o protocolo de comunicação USB.

Outro exemplo de como a tecnologia embarcada pode auxiliar na aquisição de sinais biológicos é o trabalho de Oliveira e Ramos (OLIVEIRA; RAMOS, 2009), no qual uma plataforma FPGA (*Field Programmable Gate Array*) foi utilizada para processar o sinal de ECG contaminado com ruído de 60Hz utilizando técnicas de processamento digital de sinais.

A área de desenvolvimento de *software* também possui contribuições na utilização de sinais biológicos. Aplicações que realizam o processamento de dados coletados de sinais de ECG estão sendo utilizadas para detecção de arritmias cardíacas e disponibilização dos dados processados em bancos de dados distribuídos na Internet para fins de comparação entre casos patológicos semelhantes, ajudando dessa forma a melhorar a precisão e velocidade de diagnóstico de doenças cardíacas (VOLPATO, 2005; PALODETO, 2006).

O sinal de EMG também é utilizado para diversos fins. No trabalho de Albrecht (ALBRECHT, 2010), o sinal de EMG foi utilizado como ferramenta auxiliar no controle de uma cadeira de rodas motorizada. Este trabalho é um exemplo de como os sinais biológicos em aliados a eletrônica embarcada podem ser utilizados para desenvolver tecnologias assistenciais inovadoras.

No trabalho de Andrade (ANDRADE, 2006), tem-se um exemplo de como a aquisição e a análise de sinais de EMG podem ser utilizadas como forma de controle de membros artificiais através de contrações voluntárias geradas pelo paciente, já que padrões de contração muscular podem ser reconhecidos através de análise computacional do sinal de EMG.

Outro campo em que equipamentos de EMG portáteis podem ser utilizados é aprimoramento físico de atletas em competições de alto nível de competitividade como futebol e atletismo, os quais exigem grande esforço físico e resistência muscular dos atletas. No trabalho de Andrade (ANDRADE, 2006), foram utilizados sistemas computacionais para detectar fadiga muscular através do processamento digital do sinal de EMG. Esse trabalho pode ser utilizado como ferramenta auxiliar no desenvolvimento muscular de

atletas identificando o momento exato da ocorrência da fadiga. Logo, ajudando a desenvolver metodologias de treinamento mais eficazes.

O fabricante Thalmiclabs (THALMICLABS, 2013) levou o uso do sinal de EMG ao setor de entretenimento. O aparelho denominado Myo é um dispositivo que realiza a aquisição e análise em tempo real dos sinais de EMG dos músculos do antebraço com o objetivo de obter informações que são utilizadas para controle sem fio de ações em jogos eletrônicos, substituindo dessa maneira o *joystick* e o *mouse*. O que eleva o dinamismo do jogo e deixa-o mais atraente aos usuários e ainda pode ser utilizado como ferramenta de acessibilidade por pessoas com deficiência motora.

Alguns fabricantes de dispositivos eletrônicos como já disponibilizam circuitos integrados específicos para aquisição de sinais biológicos. Esses dispositivos são bastante utilizados em trabalhos acadêmicos como: o trabalho de Oliveira e Balbinot, 2014, e o trabalho de Zanetti, 2013, os quais utilizaram como base do circuito de aquisição de sinais biológicos um *Front End* proprietário que permite a aquisição e processamento do sinal de ECG, o que reduz significativamente o tempo de desenvolvimento do sistema e reduz os riscos de interferência eletromagnética (OLIVEIRA e BALBINOT, 2014) (ZANETTI, 2013).

Apesar da grande quantidade de material desenvolvido sobre o assunto, um sistema que integre os sinais de ECG e EMG ao mesmo tempo, que utilize tecnologia encontrada no mercado nacional de eletrônicos e disponibilize esses sinais em um *smartphone* ou *tablet* abre um novo leque de alternativas ao desenvolvimento de novos equipamentos e *softwares* que poderão auxiliar no diagnóstico precoce de doenças através da análise em tempo real dos sinais de ECG e EMG. Com isso, em um único equipamento poderão ser obtidos dados relacionados à atividade muscular e cardíaca durante a

prática de exercícios físicos. Este equipamento pode ainda ser utilizado em terapias alternativas como: utilização de jogos que apresentem o nível de dificuldade de acordo com a resposta cardíaca ou muscular do paciente em processo de reabilitação. Além de possuir escalabilidade e facilidade de fabricação e manutenção por possuir componentes eletrônicos comumente encontrados no mercado Brasileiro.

1.2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um equipamento robusto, de baixo custo e que realizasse a aquisição e transmissão sem fio, em tempo real, de dois tipos de sinais biológicos, o ECG e EMG, por meio do protocolo de comunicação *Bluetooth* para um *smartphone* ou *tablet*, que operasse com o sistema operacional AndroidTM.

1.2.1 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho estão enumerados abaixo:

1. Construir um amplificador de sinais bioelétricos, compacto e de baixo custo capaz de adquirir tanto o sinal de ECG quanto o sinal de EMG.
2. Construir um sistema de conversão A/D e condicionamento do sinal para a posterior transmissão via Radiofrequência (RF).
3. Construir um sistema de comunicação via Bluetooth, que possa se conectar a um telefone celular ou *tablet*, que opere com o sistema operacional AndroidTM.

4. Desenvolver um *software* embarcado para o controle do sistema de aquisição e envio dos dados, em *hardware*.

5. Desenvolver um aplicativo baseado em AndroidTM para apresentar os sinais adquiridos pelo *hardware* na tela do dispositivo e salvá-los no *sdcard* do telefone.

6. Desenvolver um sistema de carregamento de bateria via cabo USB.

7. Desenvolver um sistema de alimentação de modo que o dispositivo funcione apenas com uma bateria comum de celular.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está organizado de acordo com os seguintes capítulos:

- Capítulo 1: Apresentação do estado da arte, objetivos e estrutura do trabalho.
- Capítulo 2: Fundamentos e características dos sinais de ECG e EMG e do sistema operacional AndroidTM, temas relevantes para este trabalho.
- Capítulo 3: Projeto do circuito de aquisição de sinais de ECG e EMG e desenvolvimento do Software de aplicação AndroidTM.
- Capítulo 4: Resultados obtidos e apresentação do protótipo do equipamento.
- Capítulo 5: Considerações finais, conclusões e trabalhos de pesquisa futuros para evolução do equipamento.

Capítulo 2

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são abordados os fundamentos teóricos dos sinais biológicos que formam a base para este trabalho como também os fundamentos do sistema operacional AndroidTM. Os sinais os quais a teoria é evidenciada são os sinais de EMG e ECG.

2.1 O SINAL DE ELETROMIOGRAMA (EMG)

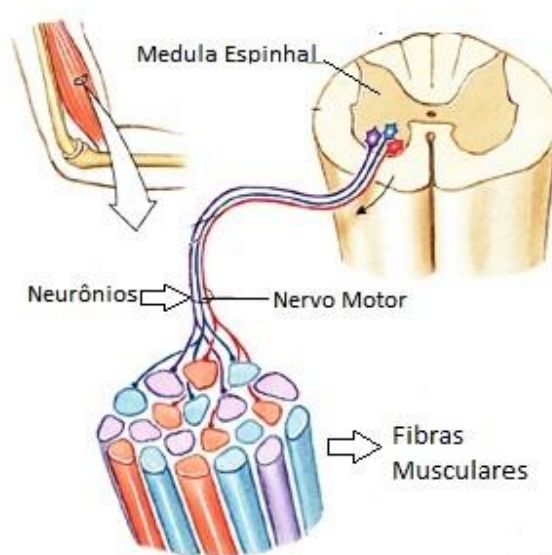
Os sinais eletromiográficos foram observados primeiramente por Luigi Galvani, em 1791. Em 1849, Frenchman Dubois-Reymond descobriu que esses sinais representam o reflexo involuntário do músculo no momento em que há a passagem de corrente elétrica (ALBRECHT, 2010). Entretanto, somente no século XX os estudos a respeito da morfologia do sinal de EMG foram intensificados, o que levou ao surgimento da Eletromiografia atual.

Os sinais de Eletromiografia são os sinais biomédicos que correspondem às atividades elétricas das células musculares, comandadas pelos neurônios motores do Sistema Nervoso Periférico (SNP). O sinal de EMG revela o estado das Unidades motoras (UMs) durante a contração muscular. As UMs formam as terminações neuronais localizadas nas fibras musculares (ALBRECHT, 2010).

A terminação de um neurônio no músculo, também chamada de Junção Neuromuscular, em conjunto com o axônio, corpo celular e todas as fibras que são inervadas por esse neurônio caracterizam uma unidade motora (UM), a qual está ilustrada pela Figura 2.1. A atividade dessas UMs é refletida no sinal de EMG, ou seja, um estímulo motor propaga-se do cérebro até os músculos por meio dos axônios de um neurônio motor e ao receber esse estímulo, as fibras musculares despolarizam-se simultaneamente. Essa despolarização simultânea gera uma corrente elétrica e por consequência a contração muscular (FORTI, 2005).

A atividade elétrica gerada pela despolarização das fibras musculares recebe o nome de Potencial de Ação de Unidade Motora, PAUM, essa atividade propaga-se através dos tecidos e pode ser medida e registrada graficamente por meio de eletrodos. Esses sinais captados apresentam amplitudes na escala de *milivolts* (FORTI, 2005).

Figura 2.1-Ilustração de um unidade motora e junção neuromuscular.

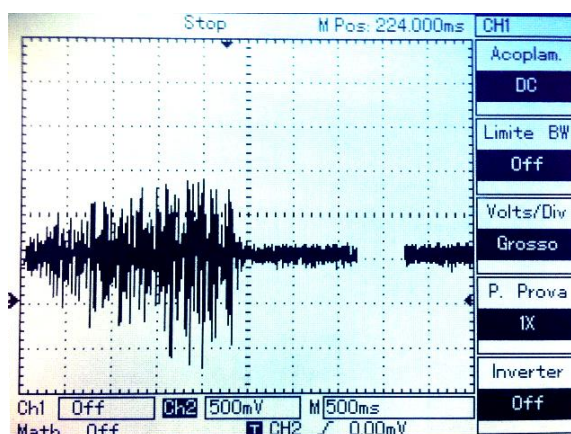


Fonte: Modificada de (RAMOS, 2013).

2.1.1 Características do sinal de EMG

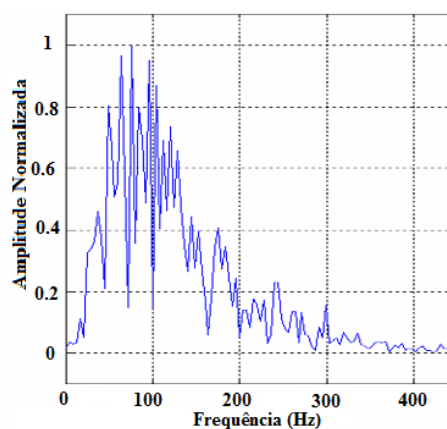
Os sinais de EMG possuem amplitudes em torno de 5mV quando captados por eletrodos de superfície e amplitudes de 10mV quando captados por eletrodos do tipo agulha. Os sinais captados na eletromiografia de superfície possuem maior energia em frequências abaixo de 500Hz e a energia dominante do sinal está compreendida entre as frequências de 50Hz e 150Hz (VELLOSO, 2004; ANDRADE, 2006; SORNMO e LAGUNA, 2005). As Figuras 2.2 e 2.3 ilustram respectivamente o sinal de EMG de superfície e o espectro de frequência desse sinal.

Figura 2.2-Espectro de frequência de sinal de EMG.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 2.3-Sinal de EMG amplificado.



Fonte: Modificada de (ANDRADE, 2006).

2.2 O SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

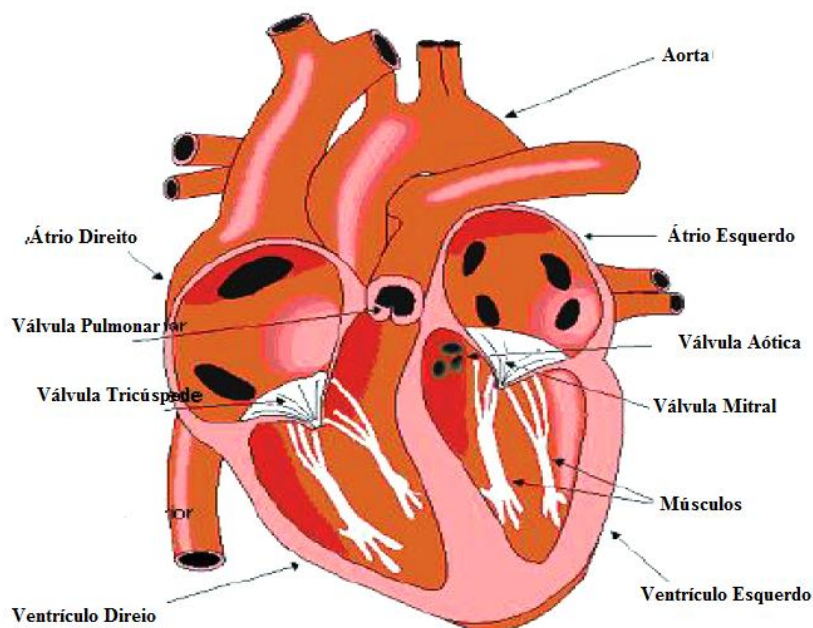
O eletrocardiograma (ECG) é o gráfico obtido a partir da aquisição dos sinais elétricos do músculo cardíaco, miocárdio. Esses sinais são detectados através da colocação de eletrodos sobre a pele do tórax e registrados por meio de um equipamento, o eletrocardiógrafo, em uma fita de papel milimetrado ou em formato digital (CHAVES; MOREIRA, 2001).

O ECG é largamente utilizado, pois é um exame que ajuda no diagnóstico de diversas anomalias rítmicas do coração e outras cardiopatias, além de ser um exame rápido, barato e não invasivo. O ECG é bastante importante, uma vez que revela o comportamento do coração através da análise dos campos elétricos gerados durante a despolarização e repolarização das células do miocárdio (CHAVES e MOREIRA, 2001;GUTIÉRREZ, 2006).

2.2.1 O Coração

O coração é o órgão mais importante do sistema circulatório, ele atua como uma bomba que impulsiona o sangue através de suas câmaras e para o restante do corpo humano. O coração possui quatro câmaras, dois átrios, os quais são responsáveis por receber o sangue do corpo e bombeá-lo para os ventrículos, e dois ventrículos os quais são responsáveis por receber o sangue dos átrios e bombeá-lo para o restante do corpo. A Figura 2.4 ilustra a estrutura anatômica do coração.

Figura 2.4-*Estrutura anatômica do coração.*

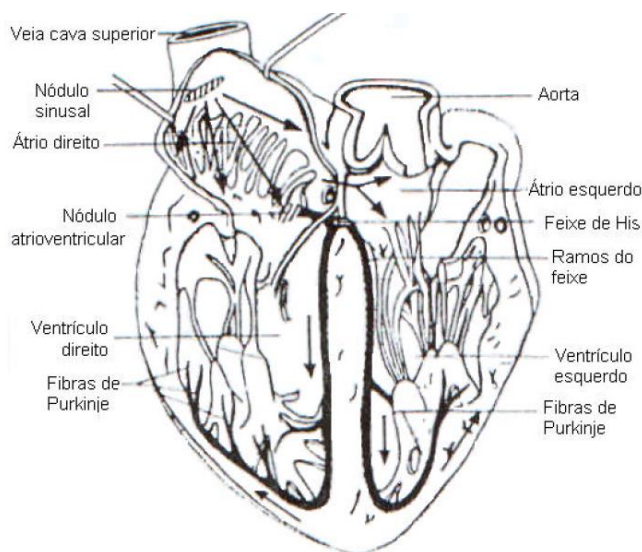


Fonte: *Modificada de (FERREIRA, 2007).*

O músculo cardíaco compõe as câmaras cardíacas, átrios e ventrículos e o sistema especializado de condução do sinal elétrico é composto por: nódulo sinoatrial, responsável pela geração do sinal elétrico, tractos internodais, nó atrioventricular, feixe de Hiss e fibras de Purkinge (CHAVES; MOREIRA, 2001).

O nódulo sinoatrial é controlado pelos sistemas nervoso simpático e parassimpático e desenvolve o ritmo cardíaco (GUTIÉRREZ, 2006). A Figura 2.5 ilustra o sistema de condução cardíaco e a localização das diversas estruturas que o compõem.

Figura 2.5-*Estruturas de condução do potencial de ação do coração.*

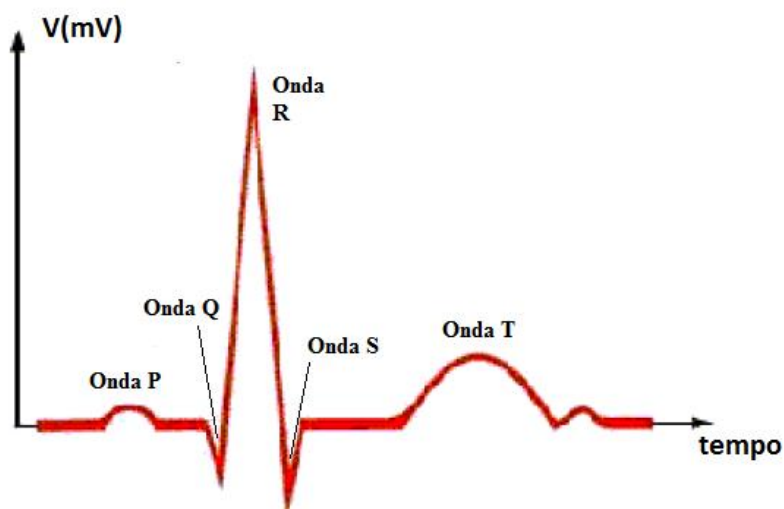


Fonte: *Modificada de (BORN, 2000).*

O gráfico do sinal de ECG corresponde à propagação do potencial de ação. A onda P é resultado da contração atrial, o complexo QRS é resultado da contração ventricular e a onda T representa a repolarização ventricular.

Analogamente aos potenciais de ação das unidades motoras, os potenciais de ação das células do miocárdio possuem baixa amplitude. O sinal de ECG apresenta amplitudes que podem variar de 1 até 5mV e possui uma largura de banda que varia de 0,05 a 250Hz. No entanto, para um monitor cardíaco é utilizada apenas a banda de frequência que possui frequências no intervalo de 0,05 até 100Hz, pois as frequências superiores a 100Hz são geralmente utilizadas para exames de ECG de alta resolução (SORNMO e LAGUNA, 2005; SILVA, 2009). A Figura 2.6 ilustra o gráfico de um sinal de ECG ao longo do tempo e suas ondas características.

Figura 2.6-Gráfico do sinal de ECG ao longo do tempo.

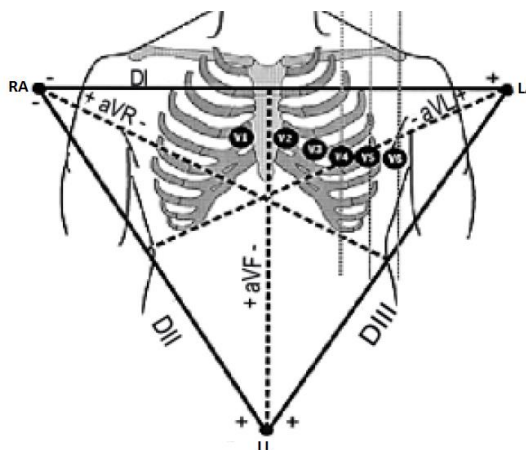


Fonte: *Modificada de (GUTIÉRREZ, 2006).*

2.2.2 O Triângulo de Einthoven

O Triângulo de *Einthoven* é um método que possui a finalidade de estudar as forças eletromotrizes criadas pelo coração e foi proposto pelo pesquisador holandês Einthoven, em 1913. Esse método consiste em substituir essas forças por dipolos que se encontram no centro de um triângulo equilátero em cada instante da atividade elétrica cardíaca (GUTIÉRREZ, 2006). A Figura 2.7 ilustra o Triângulo de Einthoven.

Figura 2.7-Triangulo de Einthoven.



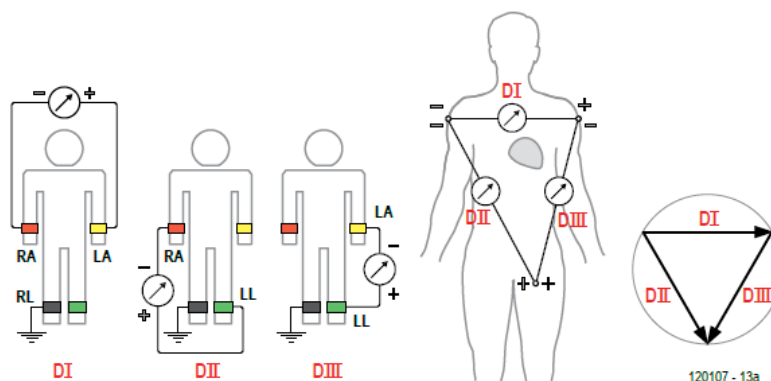
Fonte: *Modificada de (CHAVES; MOREIRA, 2001).*

2.2.3 Derivações do ECG

Uma derivação de ECG é composta por um par de eletrodos disposto na superfície do corpo cujo eixo é obtido através da direção entre os eletrodos positivo e negativo. O padrão do ECG possui doze derivações as quais cada uma oferece uma visão diferente de um mesmo fenômeno físico. Na aquisição de sinais de ECG podem ser utilizadas derivações monopolares (CHAVES; MOREIRA, 2001).

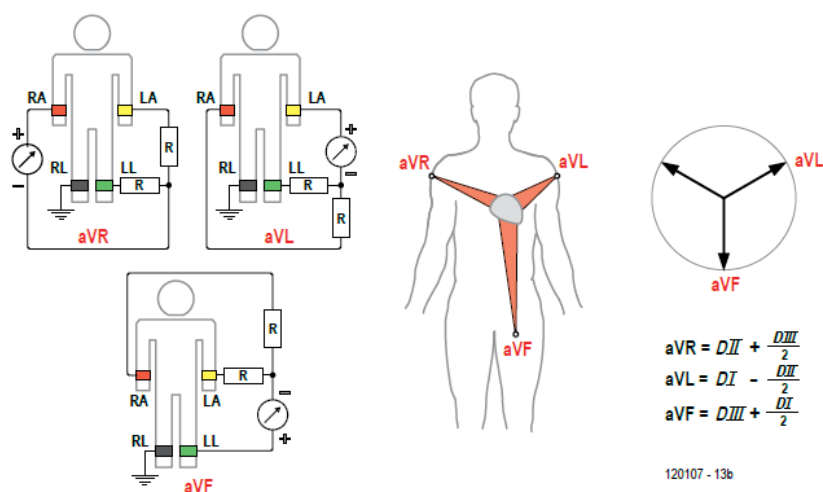
As derivações monopolares tem o objetivo de medir potenciais locais. Cada derivação é obtida através do posicionamento do eletrodo explorador. Por exemplo: a derivação VR é obtida posicionando o eletrodo explorador no braço direito, a derivação VL é obtida posicionando o eletrodo no braço esquerdo e quando o eletrodo está localizado na perna esquerda tem-se a derivação VF. Em monitores cardíacos as derivações aumentadas (aVF, aVR e aVL) são comumente utilizadas. A Figura 2.8 ilustra as derivações padrão DI, DII e DIII e a Figura 2.9 ilustra as derivações aumentadas (CREMMEL; VERMEULEN, 2013).

Figura 2.8- Derivações padrão do ECG.



Fonte: Modificada de (CREMMEL; VERMEULEN, 2013).

Figura 2.9- Derivações aumentadas do ECG.



Fonte: Modificada de (CREMMEL; VERMEULEN, 2013).

A Figura 2.8 contém uma imagem do posicionamento dos eletrodos nos membros e também no tórax para formar as derivações DI, DII e DIII, enquanto que a Figura 2.9 ilustra a obtenção das derivações aumentadas utilizando as derivações padrão.

2.2.4 Eletrodos Utilizados na Aquisição de ECG

Os eletrodos são fundamentais no processo de aquisição do sinal de ECG, uma vez que eles realizam a interface entre o circuito de aquisição e a pele. Eles são importantes porque permitem a aquisição do sinal de forma maximizada reduzindo o ruído e possuem a função de realizar a conversão da corrente iônica em corrente elétrica (CARDOSO, 2010).

Há dois tipos de eletrodos podem ser utilizados para aquisição de sinais de ECG, polarizáveis e não-polarizáveis. Os polarizáveis possuem baixa capacitância e baixa quantidade de carga elétrica na interface pele/eletrodo, enquanto os não-polarizáveis possuem elevada concentração de cargas elétricas na interface pele/eletrodo e também elevada capacitância. Para aquisição de sinais de EMG são utilizados eletrodos metálicos e eletrodos de Prata/Cloreto de Prata, (Ag/AgCl). Os eletrodos metálicos possuem características semelhantes às de um eletrodo polarizável, enquanto que eletrodos de Ag/AgCl possuem características que se aproximam às de um eletrodo não-polarizável (CARDOSO, 2010).

Os eletrodos de Ag/AgCl possuem a vantagem de possuir processo de fabricação mais fácil e barato com relação aos eletrodos metálicos, o que reduz o preço final do utensílio. Por isso, eles são os mais utilizados na aquisição de sinais biológicos.

2.3 INTERFERÊNCIA EM SINAIS BIOLÓGICOS

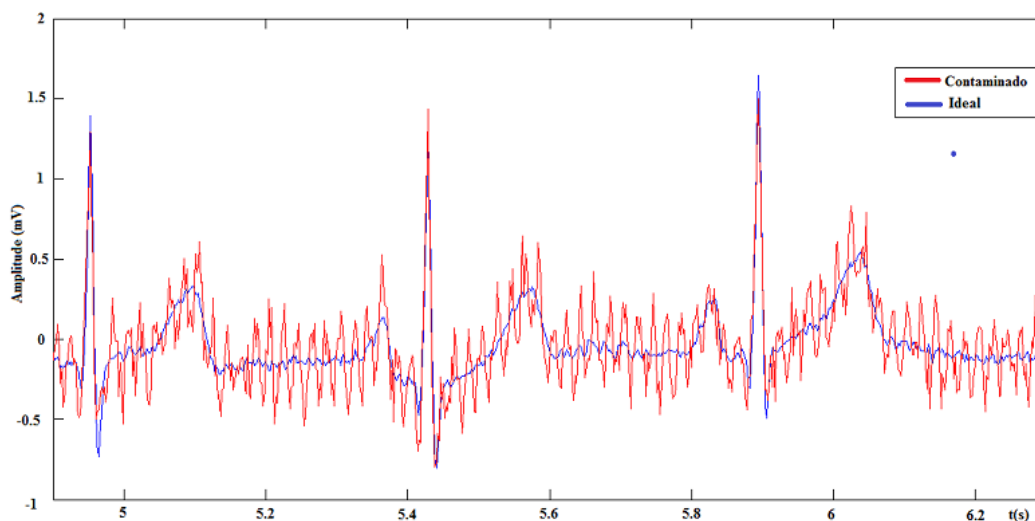
Em um sistema de captação de sinais biológicos que utiliza dois eletrodos exploratórios e um de referência, o sinal de entrada do amplificador de instrumentação (AI) é composto por cinco componentes: o sinal desejado, sinais indesejados, interferência de 60Hz, sinal de interferência originado na interface pele/eletrodo e ruído intrínseco dos componentes eletrônicos (FERREIRA, 2007).

2.3.1 Interferência de 60Hz

O tipo de interferência mais comum em sistemas de aquisição de sinais biológicos é a interferência de 60Hz ou 50 Hz em casos de países onde a rede elétrica opera nessa frequência. Esse tipo de interferência é oriundo da rede de alimentação elétrica e é induzido por meio de acoplamentos entre o comum do circuito eletrônico, ou *ground*, e a rede elétrica que alimenta o equipamento (BORN, 2000).

Além disso, a interferência de 60Hz pode ser inserida ao sinal devido uma diferença de impedância entre os eletrodos, o que resulta em um desbalanceamento nas tensões de modo comum e as converte em tensões diferenciais, sendo assim, amplificadas. Esse fenômeno é nomeado de efeito de divisor de potencial. A Figura 2.10 ilustra um sinal de ECG que sofreu interferência de 60Hz (HUHTA e WEBSTER, 1973).

Figura 2.10- Sinal de ECG com interferência da rede elétrica.

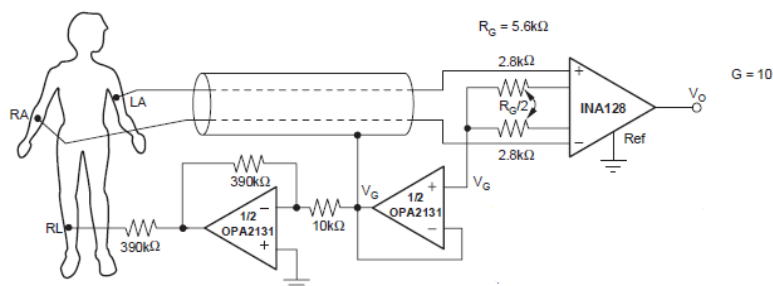


Fonte: Modificada de (BEHAR, 2012).

2.3.2 Circuito de Eletrodo de Referência Ativo

O circuito de eletrodo de referência ativo é uma maneira bem eficaz de reduzir a tensão de modo comum, pois utilizando este circuito é possível obter reduções entre 10dB e 50dB. No entanto, esse circuito pode se tornar instável causando ainda mais ruído ao sinal de saída do amplificador de sinais biológicos (FERREIRA, 2007). A Figura 2.11 ilustra o circuito de eletrodo de referência ativo e de cabo guarda utilizados em conjunto com o amplificador de instrumentação INA128 da *Texas Instruments*.

Figura 2.11- Circuitos de eletrodo de referência ativo e de cabo guarda.

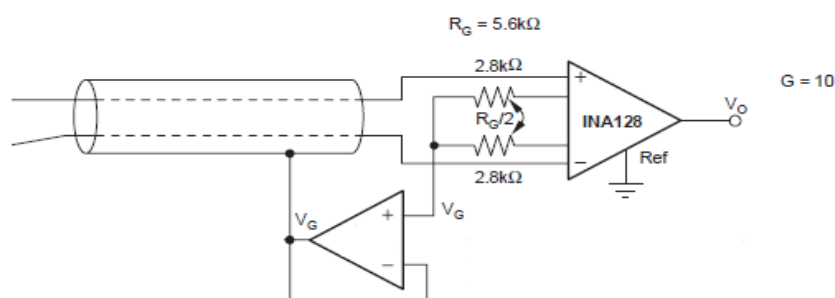


Fonte: Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2005).

2.3.3 Circuito de Cabo Guarda

Como visto anteriormente, a interferência da rede elétrica pode ser induzida ao longo dos cabos que ligam o paciente à entrada do amplificador por meio de capacitâncias parasitas. O circuito de cabo guarda tem o objetivo de reduzir esse acoplamento através do uso de cabos blindados. A blindagem do cabo pode estar ligada à média da diferença de potencial do resistor de ganho (R_G) do amplificador de instrumentação, como ilustrado na Figura 2.12. Além dessa técnica, para reduzir esse tipo de acoplamento pode-se utilizar cabos de tamanho reduzido e trançados (TAVARES, 1997).

Figura 2.12-*Circuito de Cabo-Guarda.*



Fonte: *Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2005).*

2.4 O SISTEMA OPERACIONAL ANDROID™

2.4.1 Introdução

O Android é um sistema operacional baseado no núcleo do Linux e é bastante utilizado em dispositivos móveis. Este sistema operacional possui plataforma de código aberto e é desenvolvido por um conjunto de empresas do setor de fabricação e comercialização de dispositivos móveis e *software* denominado *Open Handset Alliance*, liderada pela Google (BRAHLER, 2010).

O sistema operacional Android está presente em mais de 56% dos *smartphones* vendidos no mundo. Esse fato torna o sistema operacional uma ótima plataforma de investimento no setor de desenvolvimento de aplicativos (GARTNER, 2012).

Dados de uma pesquisa mais recente, feita pela instituição *Katar Worldpanel*, revelaram que as vendas do sistema operacional da Google aumentaram em 31% na primeira metade do ano de 2013 em relação ao mesmo período de 2012 e que 77% dos *smartphones* vendidos em 2013 possuíam o sistema operacional Android (OLHAR DIGITAL, 2013).

As aplicações para Android são desenvolvidas em linguagem de programação Java e utilizam o *Android Software Development Kit* (SDK) e executam a máquina virtual Dalvik. No entanto, o sistema operacional também possui suporte ao desenvolvimento de aplicações nativas em linguagens C e C++. Uma vez que a plataforma Android é baseada no sistema operacional Linux, ela herda várias características intrínsecas desse sistema como: gerenciamento de arquivos, núcleo, servidores de terminais, entre outras listadas na Tabela 2.1 (BRAHLER, 2010).

Tabela 2.1- Características Herdadas do Linux pela Plataforma Android Modificada de (LECHETA, 2013).

| Característica | Descrição |
|---|--|
| Framework de Aplicação | Permite o reuso de componentes. |
| Máquina Virtual Dalvik | Otimizada para dispositivos móveis. |
| Navegador Web Integrado | Baseado na <i>Engine Open Source WebKit</i> . |
| Gráficos Otimizados | Bibliotecas 2D e 3D baseadas na especificação <i>OpenGL ES 1.0</i> . |
| Suporte para Mídias | Suporte a mídias de áudio, vídeo e imagem. |
| Telefonia GSM | Dependente do <i>Hardware</i> . |
| SQLite | Armazenamento de dados para estruturas relacionais. |
| Bluetooth, EDGE, 3Ge Wi-Fi | Dependente do <i>Hardware</i> |
| Poderoso Ambiente de Desenvolvimento | <i>Plugin</i> para IDE Eclipse, Emulador e ferramentas para <i>Debug</i> . |

Fonte: *Acervo do autor.*

2.4.2 Arquitetura do Sistema Operacional Android

O Android é mais do que um sistema operacional, ele é um conjunto de *softwares* organizados em camadas para facilitar o desenvolvimento e a utilização de aplicações nativas (*software stack*) composto por cinco camadas, cuja base é uma modificação do núcleo do Linux versão 2.6, o qual provê diversos serviços como: gerenciamento de memória, segurança, gerenciamento de processos e uma camada de abstração de *hardware* para as outras camadas de *software*. As demais camadas da plataforma Android são: *Libraries and Android Runtime*, *Application Framework* e *Applications* (LECHETA, 2013).

2.4.3 O Núcleo do Linux

O núcleo do Linux foi criado por Linus Torvalds. Linus queria desenvolver um sistema “*Unix-Like*”, o qual pudesse ser executado em processadores Intel 80386. Porém, antes de desenvolver o Linux, Linus estudou o *Minix*, sistema de Andrew Tanenbaum, entretanto, não satisfeito com a arquitetura do sistema desenvolvido por Tanenbaum resolveu criar seu próprio sistema operacional (PASSOS, 2009).

Como visto anteriormente, o Android utiliza o núcleo do Linux para dar suporte e prover serviços às aplicações que são executadas nele. Entretanto, o núcleo foi modificado com o objetivo de atender melhor as necessidades dos dispositivos móveis como: gerenciamento de memória e processos, ou seja, cada aplicação é executada em sua própria *thread* e o núcleo executa esse controle, podendo inclusive parar uma aplicação que esteja consumindo muita memória e reiniciá-la em um momento mais oportuno (LECHETA, 2013, PASSOS, 2009).

2.4.4 A Máquina Virtual Dalvik

Embora as aplicações Android sejam construídas em linguagem de programação Java, o seu sistema operacional não possui uma máquina virtual Java, ao contrário, o Android possui uma máquina virtual Dalvik, a qual não pode ser considerada uma máquina virtual Java, já que ela não interpreta Java *bytecodes*. A máquina virtual Dalvik possui instruções otimizadas para execução em dispositivos móveis (LECHETA, 2013).

A tarefa da máquina virtual é transformar arquivos executados em Java (.class) em arquivos que podem ser interpretados pela máquina virtual Dalvik (.dex). A máquina de Dalvik é desenhada para atuar em dispositivos com pouca memória e executar várias instâncias

de maneira eficiente, além de deixar a cargo do núcleo as tarefas de gerenciamento de processos e gerenciamento memória. Quando um programa é desenvolvido em Java para Android, os arquivos em Java são convertidos para arquivos da máquina virtual Dalvik, (.dex) e então, são compactados em conjunto com os demais arquivos da aplicação em um único arquivo executável, (.apk). Ao utilizar o Eclipse em conjunto com o Android SDK esse processo é automático (LECHETA, 2013).

2.4.5 *Framework* e Aplicações

A camada de *Framework* e Aplicações é a camada que fornece diversos serviços para aplicativos. Ela tem a função de realizar a reutilização do código. Um *framework* é um conjunto de módulos integrados com a finalidade de realizar o aproveitamento do código. Ele fornece ferramentas que aumentam o nível de abstração da linguagem facilitando o desenvolvimento dos aplicativos Android (PASSOS, 2009).

Capítulo 3

3 MÓDULO DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO DE ECG E EMG

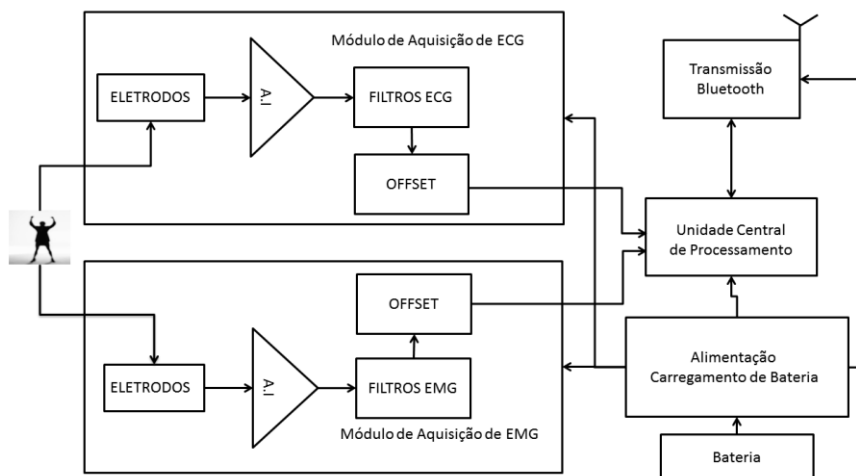
Este capítulo aborda o desenvolvimento do módulo de aquisição dos sinais de ECG e EMG como também o circuito de conversão analógico digital e transmissão desses sinais via Bluetooth para um *smartphone*. Além disso, o capítulo aborda aspectos do desenvolvimento do *layout* da placa de circuito impresso (PCB-*Printed Board Circuit*) e do desenvolvimento do aplicativo responsável por receber os dados de ECG e EMG, exibi-los na tela do telefone celular e salva-los no SDCard do dispositivo.

Uma vez que os sinais de EMG e ECG possuem baixa amplitude - dezenas de *milivolts* - para que um sistema digital consiga exibir na tela e armazenar os dados pertencentes a esses sinais, é necessário que seja realizado o condicionamento deles. O circuito de condicionamento proposto neste trabalho é composto por amplificadores, filtros analógicos e conversor A/D.

Para facilitar o acompanhamento do projeto, o trabalho está dividido em duas partes: *hardware* de aquisição e condicionamento dos sinais de ECG e EMG e desenvolvimento do aplicativo para sistema operacional Android. O *hardware* foi desenvolvido em módulos, de acordo com as funções que cada circuito exerce no projeto. Os módulos que constituem o projeto são: Módulo de aquisição de ECG, Módulo de aquisição de EMG, Unidade Central de Processamento, Circuito de Alimentação e carregamento de bateria e

Módulo de transmissão Bluetooth. A Figura 3.1 representa o diagrama de blocos do *hardware* desenvolvido.

Figura 3.1-Diagrama de blocos do *hardware*.



Fonte: *Acervo do autor.*

As próximas seções deste capítulo referem-se a uma explicação mais detalhada do módulo cujo diagrama de blocos está representado pela Figura 3.1, aplicativo desenvolvido para salvar e ilustrar os dados de ECG e EMG e desenvolvimento dos *Layouts* das placas de circuito impresso.

3.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE ECG

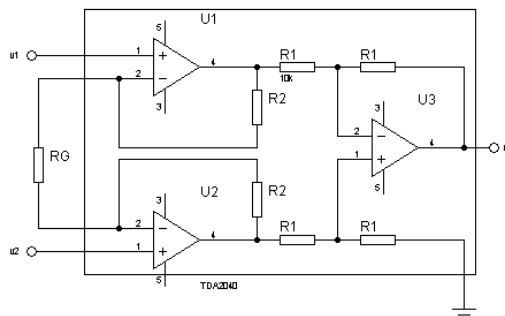
Como ilustrado no diagrama de blocos da Figura 3.1, o módulo de aquisição de ECG desenvolvido neste trabalho foi composto pelos seguintes elementos: Amplificador de Instrumentação, filtros e circuito de *offset*. Nesta seção estão detalhados todos os componentes desse circuito e os cálculos de dimensionamento que foram realizados neste trabalho.

3.1.1 O Amplificador de Instrumentação (AI)

3.1.1.1 Introdução

O amplificador de instrumentação é um circuito integrado construído, na maior parte das vezes, utilizando-se uma topologia de três amplificadores operacionais. Ele possui características que facilitam a aquisição e amplificação de sinais biológicos. Esse amplificador possui dois estágios: um estágio de entrada, formado por dois amplificadores não-inversores, e um estágio de saída formado por um amplificador subtrador (VELLOSO, 2004; FABBRO, 2002). A Figura 3.2 ilustra a topologia do amplificador de instrumentação utilizado no trabalho.

Figura 3.2- *Topologia de um amplificador de instrumentação com três amplificadores operacionais.*



Fonte: *Acervo do autor.*

A topologia com três amplificadores é a mais utilizada comercialmente, pois possui características especiais como: impedância de entrada bastante elevada, resistência de saída reduzida, baixa tensão de *offset* na saída, alta razão de rejeição de modo comum (CMRR) e elevado ganho em malha aberta, em comparação com amplificadores operacionais comuns (FABBRO, 2002).

3.1.1.2 Razão de Rejeição de Modo Comum

A Razão de Rejeição de Modo Comum é uma característica que deve ser levada em consideração na aquisição de sinais biológicos. Ela é definida pela razão do ganho diferencial do amplificador pelo ganho de modo comum, ou seja,

$$CMRR=20 \times \log \left(\frac{A_{vD}}{A_{vC}} \right). \quad (1)$$

Onde, A_{vD} é o ganho de tensão diferencial e A_{vC} é o ganho de tensão de modo comum (JÚNIOR, 2003).

Uma vez que os sinais de interferência de 60Hz são apresentados nas duas entradas do amplificador com amplitudes semelhantes e pouco deslocamento de fase, esses sinais são bastante atenuados pelo amplificador de instrumentação. Para que um amplificador de instrumentação apresente boa atenuação do sinal de 60Hz a sua CMRR deve ser em torno de 80 a 100dB (FERREIRA, 2007; JÚNIOR, 2003).

3.1.1.3 Ganho de Tensão Diferencial

O ganho de tensão diferencial é também um parâmetro bastante importante, porque ele determina a amplificação que será aplicada ao sinal de ECG. Para o circuito da Figura 3.2 a tensão de saída pode ser calculada utilizando o teorema da superposição (JOHNSON; HILBURN; JOHNSON, 1994). Aplicando-se esse teorema nesse circuito obtém-se:

$$v_o = \left(1 + \frac{2 \cdot R_2}{R_G} \right) \cdot (v_2 - v_1). \quad (2)$$

Onde, v_o é a tensão de saída do AI e v_2 e v_1 são respectivamente as tensões nos terminais positivo e negativo do amplificador.

A equação do ganho de tensão é obtida dividindo-se a Equação 2 pelo fator (v_2-v_1) o que resulta em

$$A_v = \left(1 + \frac{2.R_2}{R_G}\right). \quad (1)$$

Onde, A_v é o ganho de tensão do amplificador de instrumentação, R_2 é um resistor interno normalmente determinado pelo fabricante do amplificador e R_G é um resistor externo que é utilizado para determinar o ganho do amplificador, normalmente escolhido pelo projetista.

Com base nos conceitos e requisitos apresentados, o circuito integrado escolhido para o projeto proposto foi o amplificador de instrumentação INA128 da *Texas Instruments* e os motivos dessa escolha são abordados nas próximas seções.

3.1.1.4 O Amplificador INA128

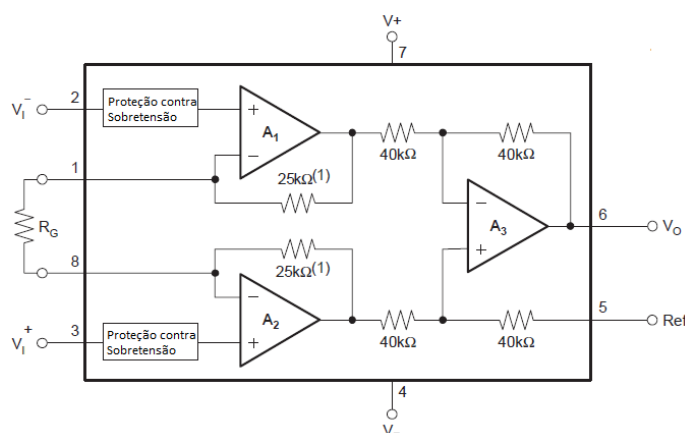
O INA128 é um amplificador de instrumentação integrado em um único *chip*. Ele é pequeno e opera em baixa tensão de alimentação e possui baixo consumo de corrente, requisitos essenciais para ser utilizado em aplicações portáteis (TEXAS INSTRUMENTS, 2005). A Tabela 3.1 lista as principais características desse dispositivo.

Tabela 3.1- Características do INA128.

| Característica | |
|---------------------------------|------------------|
| Tensão de Offset | 50µV. |
| Razão de Rejeição de Modo Comum | 120dB. |
| Tensão Máxima das Entradas | ±40V. |
| Intervalo de Alimentação | ±2.25V até ±18V. |
| Corrente de BIAS | 5ηA. |

Fonte: Baseada em (TEXAS INSTRUMENTS, 2005)

O INA128 é construído em uma topologia que utiliza três amplificadores operacionais, dois na entrada e um na saída. A Figura 3.3 ilustra o diagrama interno desse circuito integrado.

Figura 3.3-Diagrama Interno do INA128.

Fonte: Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2005).

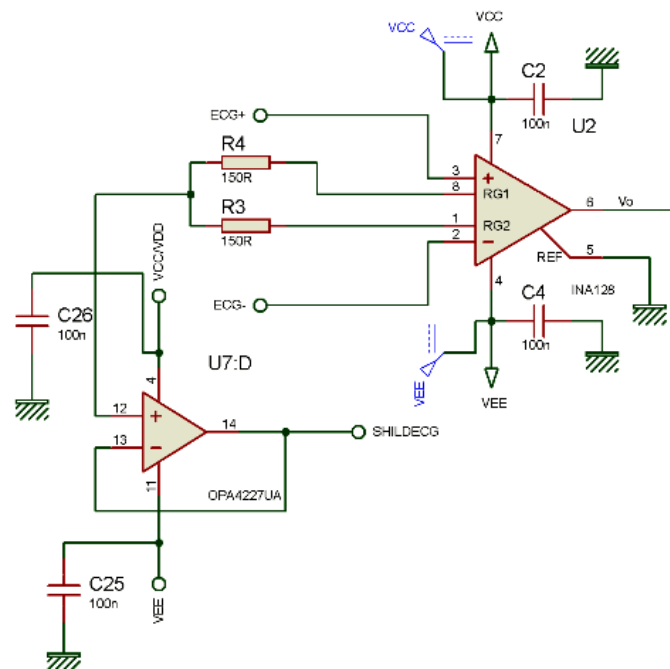
Com base na Equação 3, a expressão do ganho de tensão para o INA128 pode ser facilmente deduzida substituindo-se o valor de R2 por 25KΩ, resultando em

$$A_v = \left(1 + \frac{50K}{R_G}\right). \quad (2)$$

A qual o ganho aplicado ao sinal de ECG é determinado pelo resistor de ganho R_G. No trabalho a resistência foi de 300Ω, o que resulta em um ganho de 167,6.

O circuito desenvolvido no projeto para aquisição de sinais de ECG foi baseado no esquema proposto pelo *datasheet* do circuito integrado INA128. A Figura 3.4 apresenta uma adaptação desse circuito para o amplificador de ECG, o qual também utiliza um circuito de cabo guarda.

Figura 3.4-Esquema do amplificador de ECG utilizado.



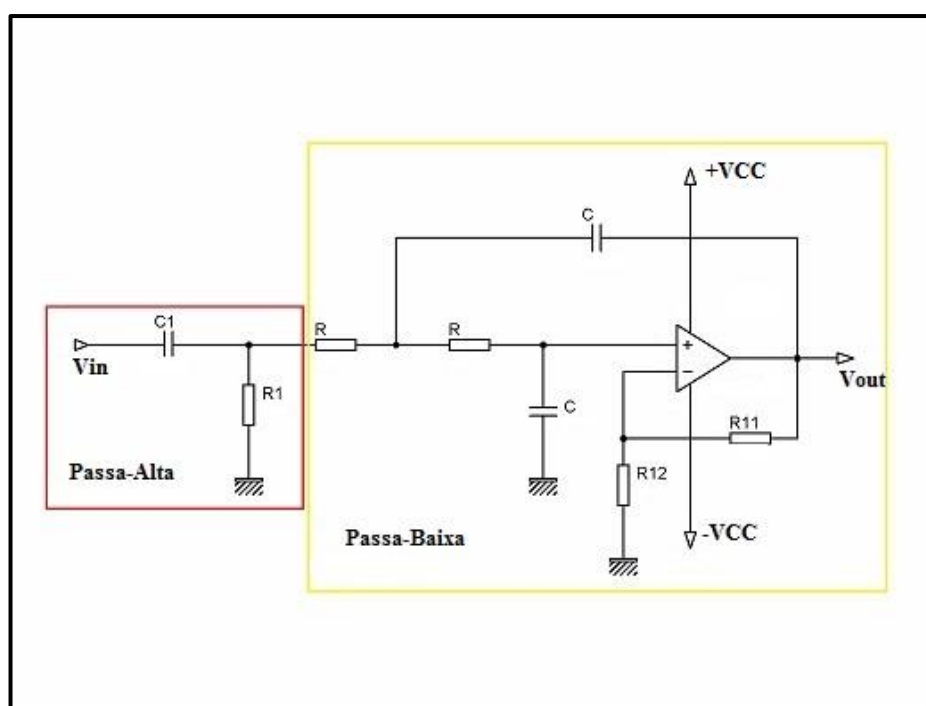
Fonte: *Acervo do autor.*

3.1.2 Filtragem do Sinal de ECG

Os filtros são componentes importantes nos sistemas eletrônicos e são bastante utilizados nos setores de instrumentação industrial, médica e telecomunicações. Esses circuitos possuem a função de impedir a passagem de componentes de frequência indesejadas de sinal e permitir a passagem de componentes desejadas, ou seja, eles atuam como seletores de frequência (MARCHETTI e DUARTE, 2006; JÚNIOR, 2003).

O circuito de filtragem para sinais de ECG utilizado no trabalho foi um filtro passa-banda construído a partir da associação em cascata de dois outros filtros: um passa-alta de primeira ordem e um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de segunda ordem. Esse tipo de filtro foi utilizado pelo fato de possuir a banda de passagem sem ondulações e atenuação do sinal maior que um filtro de primeira ordem, 40dB/Década (SEDRA; SMITH, 2000; JÚNIOR, 2003). A Figura 3.5 ilustra o circuito de filtragem utilizado no projeto.

Figura 3.5- *Circuito do filtro passa-banda.*



Fonte: *Acervo do autor.*

Um filtro de ordem maior não foi utilizado porque quanto maior a ordem do filtro, maior a complexidade e tamanho do circuito. Fato que está fora do escopo do trabalho, uma vez que o objetivo desse trabalho é projetar um circuito pequeno e de baixo consumo de corrente.

3.1.2.1 O Filtro Passa-Alta

A componente contínua do sinal de ECG pode causar a saturação dos amplificadores operacionais e distorcer ou suprimir o sinal de interesse. Por isso, foi projetado um filtro passa-alta com frequência de corte de aproximadamente 0,028Hz, que possui o objetivo de eliminar o efeito causado pela tensão contínua originada na junção pele-eletrodo, atenuar as componentes de interferência causadas pela movimentação do paciente e deixar passar as componentes de baixa frequência que formam a onda P do sinal de ECG (GUTIÉRREZ, 2006).

A frequência de corte do filtro foi calculada através da equação

$$f_c = \frac{1}{2\pi R1C1}. \quad (3)$$

Ao utilizar o valor de 5,6MΩ para a resistência R1 e 1μF para a capacitância C1 obtém-se uma frequência de corte

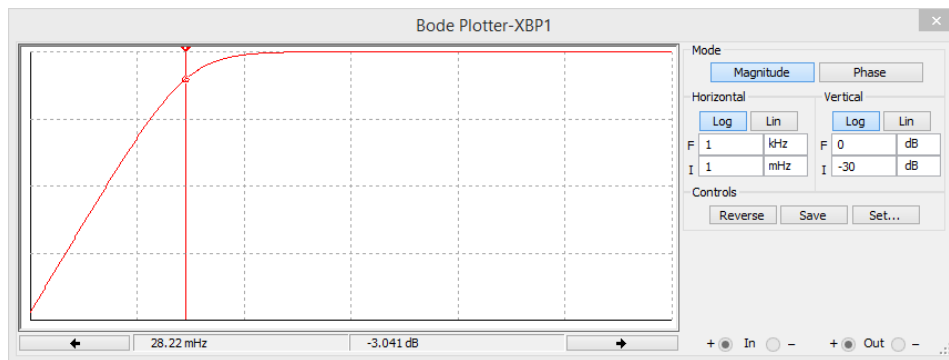
$$f_c = 0,028 \text{ Hz}. \quad (6)$$

O comportamento do filtro em relação à frequência é determinado pela função transferência

$$H(s) = \frac{sR1C1}{1+sR1C1}, \quad (7)$$

a qual representa a Transformada de Laplace do filtro passa-alta da Figura 3.5 (SEDRA; SMITH, 2000). A Figura 3.6 ilustra o gráfico simulado da magnitude da função transferência do filtro passa-alta. A simulação foi realizada no programa *Multisim* da *National Instruments*.

Figura 3.6- Magnitude da resposta em frequência do filtro passa-alta.



Fonte: Acervo do autor.

O ponto destacado na Figura 3.6 corresponde à frequência de corte do filtro.

3.1.2.2 Filtro Passa-Baixa

O filtro passa-baixa tem a função de eliminar componentes de alta frequência, ou seja, acima da banda do sinal desejado. Como o sinal de ECG que se deseja observar apresenta uma banda de frequência de 0,05Hz até 100Hz, o filtro projetado foi um filtro ativo de segunda ordem e do tipo *Butterworth*. A frequência de corte para o filtro *Butterworth* é calculada utilizando-se a Equação 5, no entanto, como o filtro é de ordem dois a função transferência apresenta a forma

$$H(s) = \frac{G}{1 + (3-G)RCs + (RC)^2 s^2}, \quad (8)$$

na qual G é o ganho do amplificador não-inversor.

Substituindo-se os valores de R e C na Equação 5 por $15K\Omega$ e $100\mu F$ respectivamente, obtém-se uma frequência de corte, f_c , de aproximadamente 106,1Hz. A Figura 3.7 ilustra o gráfico do módulo

da resposta em frequência do filtro passa-baixa desenvolvido para o projeto, cujo ponto destacado em vermelho indica a frequência de corte do filtro.

Figura 3.7- *Magnitude da função transferência do filtro passa-baixa.*



Fonte: *Acervo do autor.*

Uma vez que foi utilizado um filtro ativo, um circuito integrado (CI) amplificador operacional (Amp.Op) teve que ser utilizado no trabalho, o qual possui a função de amplificar as frequências da banda de passagem do filtro. O CI utilizado para esta tarefa foi o OPA4227 da *Burr-Brown*. A topologia de circuito utilizada para amplificar o sinal foi a não-inversora, pois ela é necessária para construção de um filtro ativo do tipo *Butterworth* (SEDRA e SMITH, 2000; JÚNIOR, 2003). O ganho do sinal para essa topologia é dado por

$$G = 1 + \frac{R11}{R12}. \quad (9)$$

Substituindo-se as resistências R11 e R12 por 560Ω e $1K\Omega$ respectivamente, obtém-se $G = 1,560$. Logo a função transferência resultará na expressão

$$H(s) = \frac{1,560}{1+1,44RCs+(RC)^2s^2}, \quad (10)$$

a qual pode ser comparada a expressão da função transferência do filtro *Butterworth*,

$$H(s) = \frac{1}{1+sRC\sqrt{2}+(RC)^2s^2}. \quad (11)$$

O CI OPA4227 foi escolhido porque apresenta características essenciais ao projeto, tais como:

- Razão de Rejeição de Modo Comum de 138dB;
- Corrente de BIAS de $10\eta\text{A}$;
- Alimentação simétrica: $\pm 2,5$ até $\pm 18\text{V}$;
- Ruído abaixo de $3\eta\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ (TEXAS INSTRUMENTS, 2005).

Esse Amp.Op combina uma extensa largura de banda e baixo ruído, com alta precisão para obter o melhor desempenho de operação em corrente alternada e corrente contínua. Além disso, o OPA4227 tem uma corrente de BIAS muito baixa, o que o torna ideal para aplicações em dispositivos portáteis, pois ele consegue amplificar sinais sem a necessidade de elevado consumo de corrente (TEXAS INSTRUMENTS, 2005).

3.1.2.3 Filtro Passa-Banda

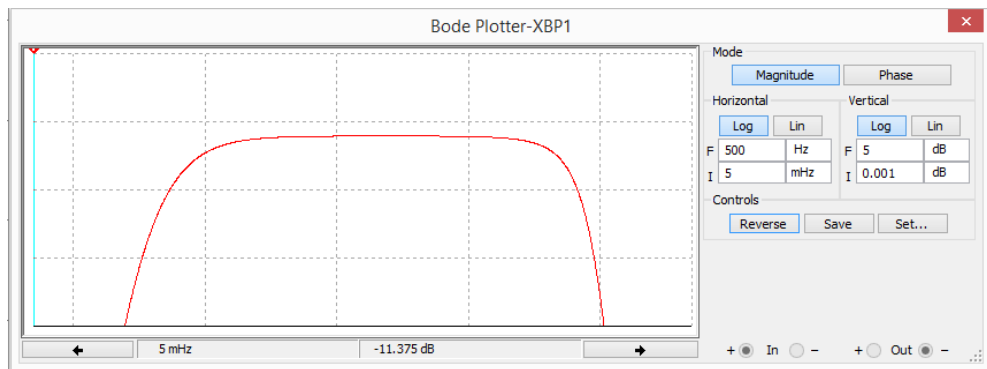
O filtro passa banda deixa passar sinais cujas frequências estejam dentro de um intervalo específico, compreendido entre uma frequência de corte inferior (f_{ci}) e uma frequência de corte superior (f_{cs}). O filtro passa-banda do projeto foi construído a partir da associação em cascata dos filtros descritos anteriormente, ou seja, o filtro passa-alta em cascata com o filtro passa-baixa. A sua função

transferência pode ser obtida através da multiplicação das Equações 7 e 10 resultando em

$$H(s) = \frac{1,560sRC}{(1+1,44RCs+(RC)^2s^2).(1+sR_1C_1)} \quad (12)$$

A Figura 3.8 ilustra o gráfico da magnitude da função transferência do filtro passa-banda resultante.

Figura 3.8-Função transferência do filtro passa-banda.



Fonte: Acervo do autor.

3.1.3 Circuito de Offset

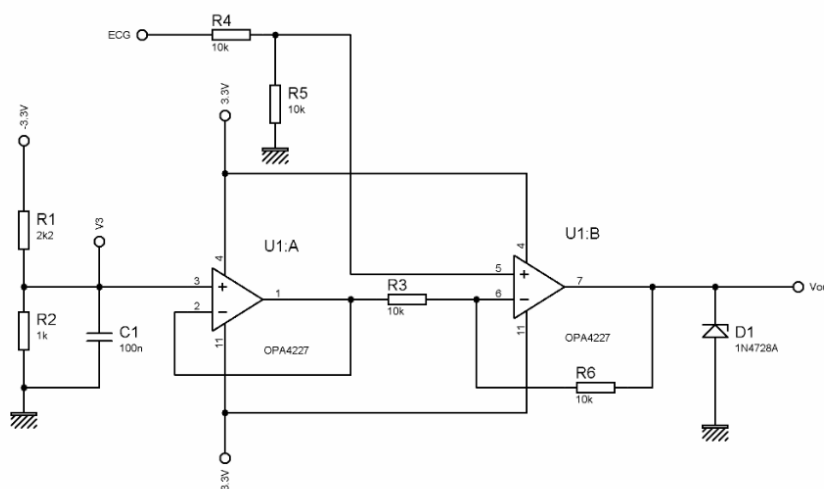
Já que níveis de tensão inferiores a 0V podem danificar o conversor A/D do microcontrolador (MCU) MSP430G2553, o qual opera em níveis de tensão de entrada entre 0 e 3,3V. Foi utilizado um circuito de *offset* que possui a função de adicionar um nível de tensão contínua ao sinal de ECG, uma vez que o ECG pode apresentar valores de amplitude positivos e negativos.

O conversor A/D do microcontrolador pode ser utilizado porque possui boa resolução, 10 bits, além de facilitar o projeto da placa de circuito impresso economizando espaço e reduzindo custos, assim, eliminando a necessidade de utilizar um circuito integrado adicional

para realizar uma tarefa disponível em um periférico já existente no microcontrolador.

O circuito é formado por um divisor de tensão resistivo, um amplificador seguidor de tensão e um amplificador subtrator e está ilustrado na Figura 3.9.

Figura 3.9-*Circuito de offset.*



Fonte: *Acervo do autor.*

O circuito divisor de tensão resistivo tem a função de gerar uma tensão contínua para ser somada ao sinal de ECG. A tensão de saída para esse circuito pode ser deduzida através da Lei das Malhas de Kirchoff (JOHNSON; HILBURN; JOHNSON, 1994). A Equação obtida para a tensão de saída é

$$V_3 = \frac{-3,3 \times R_2}{R_2 + R_1} \quad (13)$$

Substituindo R_1 por $2,2\text{K}\Omega$ e R_2 por $1\text{K}\Omega$ na Equação 13 obtém-se como resultado $V_3 \approx -1,03\text{V}$. Ainda no circuito foi utilizado um Amp.Op em configuração seguidor de tensão. Nessa configuração o Amp. Op. possui ganho unitário.

O circuito subtrador é uma topologia de Amp.Op que realiza a subtração dos sinais das entradas positiva e negativa do Amp.Op. Através desse circuito uma tensão negativa de -1,03V pode ser convertida em uma tensão positiva e adicionada ao sinal de ECG. A tensão de saída desta topologia pode ser facilmente deduzida utilizando-se o Teorema da Superposição (JOHNSON; HILBURN; JOHNSON, 1994). A expressão resultante da análise do circuito é

$$v_{out} = ECG \times \frac{(R3+R6) \times R5}{(R4+R5) \times R3} - \left(-1,03 \times \frac{R6}{R3} \right). \quad (14)$$

Utilizando $R3=R4=R5=R6=10K\Omega$, a Equação 14 resulta em.

$$v_{out} = (ECG+1,03), \quad (15)$$

na qual *ECG* representa a tensão de saída do circuito de aquisição e filtragem do sinal de ECG apresentado neste trabalho e v_{out} é o sinal de saída do circuito.

Para garantir a proteção do microcontrolador, foi adicionado um diodo Zener de 3,3V, ilustrado como D1 no circuito da Figura 3.9, à saída do circuito para que fosse ligado à entrada do conversor A/D, pois mesmo com a adição de uma tensão contínua ao ECG, há a possibilidade da saída conter valores negativos devido a artefatos inseridos pela movimentação do paciente durante a aquisição do sinal ou por falha no OPA4227.

3.2 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE EMG

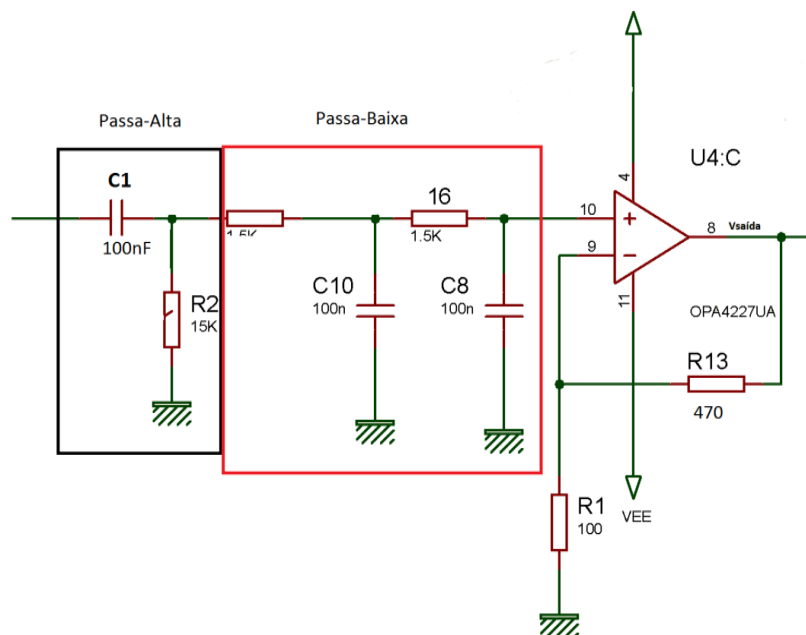
O módulo de aquisição de sinais de EMG é similar ao módulo de aquisição de sinais de ECG. Como o estágio de amplificação e circuito de *offset* são iguais ao circuito de aquisição do sinal de ECG, nesta seção são abordados apenas os filtros para aquisição do sinal de EMG.

3.2.1 Filtragem do Sinal de EMG

Como visto anteriormente, o sinal de EMG possui uma banda de frequências abaixo de 500Hz (MARCHETTI e DUARTE, 2006; SORNMO e LAGUNA, 2005). Portanto, o sistema projetado possui um filtro passa-banda de topologia semelhante ao visto na seção 3.1.2 deste trabalho, porém com frequências de corte superior e inferior diferentes.

O filtro também foi construído a partir da associação em cascata de dois filtros; um filtro passa-alta de primeira ordem e um filtro passa-baixa de segunda ordem do tipo *Butterworth*. A Figura 3.10 ilustra o circuito do filtro utilizado no projeto. Embora um filtro passa-alta de segunda ordem tenha uma resposta em frequência mais eficaz que um filtro de primeira ordem, a utilização de um filtro de segunda ordem implicaria na utilização de um CI a mais no projeto e conseqüentemente elevação dos custos de produção e elevação do consumo de bateria do circuito.

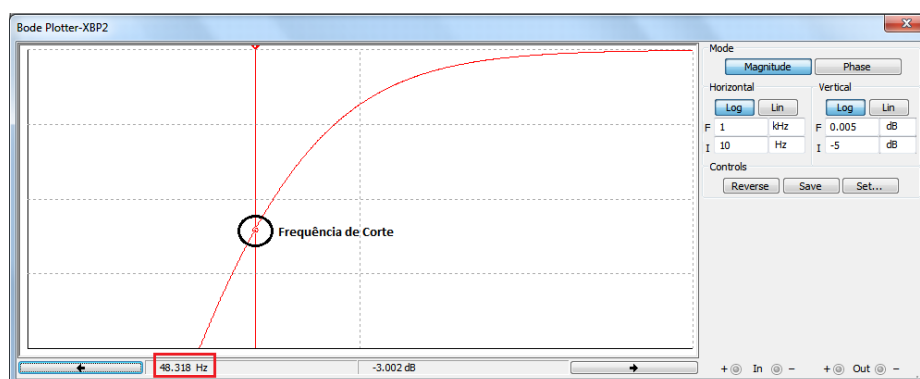
Figura 3.10- Circuito do filtro utilizado para aquisição de EMG.



Fonte: Acervo do autor

Embora o espectro de frequência do sinal de EMG abranja frequências de 20 a 500Hz (MARCHETTI; DUARTE, 2006), a frequência escolhida para o filtro passa-alta foi de aproximadamente 48,23Hz, já que a maior potencia do sinal de EMG está compreendida entre as frequências de 50 a 150Hz (ANDRADE, 2006). A função transferência do filtro passa-banda utilizado tem a mesma forma da Equação 12, uma vez que a estrutura dos filtros é igual, apenas diferenciando-se as frequências de corte superior e inferior. O gráfico da função transferência do filtro passa-alta, cujo ponto destacado indica a frequência de corte, está ilustrado na Figura 3.11.

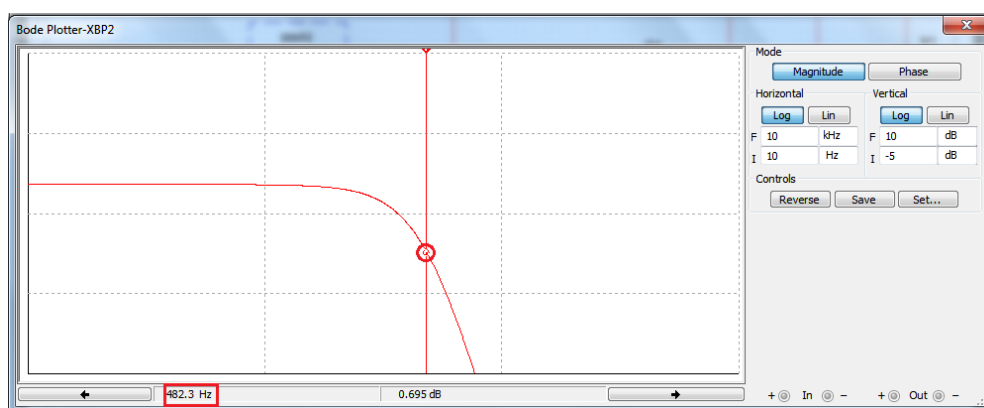
Figura 3.11-Gráfico da função transferência do filtro passa-alta para aquisição de EMG.



Fonte: Acervo do autor.

O filtro passa-baixa utilizado no projeto tem frequência de corte de aproximadamente 482,3Hz, sua função transferência tem a mesma forma da Equação 10 e seu gráfico está ilustrado na Figura 3.12. Analogamente à Figura 3.11, o ponto destacado indica a frequência de corte do filtro.

Figura 3.12-Gráfico da função transferência EMG.



Fonte: Acervo do autor.

Assim, um filtro passa-banda foi projetado a partir da associação em cascata dos dois filtros anteriores, portanto o filtro projetado possui uma banda de passagem entre 48,23 e 482,3Hz.

3.3 MÓDULO DE ALIMENTAÇÃO E CARREGAMENTO DE BATERIA

O circuito de alimentação é bastante importante para aplicações móveis, pois ele deve fornecer uma tensão regulada e sem ondulações pelo máximo de tempo possível. Os componentes desse circuito devem possuir características como: fornecimento de tensão regulada a partir de uma fonte de alimentação comum ou bateria, apresentar baixa queda de tensão e baixo consumo de corrente, uma vez que o dispositivo é alimentado por uma bateria de íons de lítio do celular Samsung, modelo GT-E1085, a qual possui tensão nominal de 3,7V e 4,1V, quando totalmente carregada.

Este módulo foi projetado tendo como base três circuitos integrados; o CI MAX889R, o MAX8892 e o MAX1551, todos do fabricante *Maxim Integrated*. O MAX8892 é um regulador de tensão linear, o MAX889R é um conversor DC-DC inversor, o qual recebe uma tensão positiva em sua entrada e a converte em tensão negativa na saída, e o MAX1551 é um carregador de bateria. A utilização desses três componentes em conjunto permite que o equipamento funcione alimentado por apenas uma bateria de celular, ou seja, o módulo opera com uma tensão de 3,7V e consome uma corrente de aproximadamente 80mA.

3.3.1 Circuito do MAX8892

O MAX8892 é um regulador linear que apresenta uma queda de tensão entre os terminais de entrada e saída de 120mV quando estiver operando em plena carga, ou seja, alimentando uma carga de 150mA em sua saída. A baixa queda de tensão entre os terminais de entrada e saída é importante, uma vez que a tensão de saída da bateria de celular e a tensão mínima de alimentação dos componentes ativos do

circuito possuem valores bem próximos. Logo, a utilização de um regulador que tenha uma baixa queda de tensão eleva o tempo de operação do sistema (MAXIM, 2011).

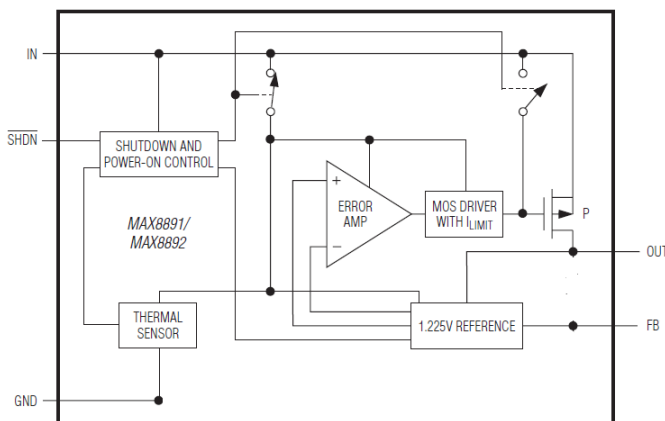
O MAX8892 possui tensões de operação entre 2 e 6V e consegue fornecer uma corrente contínua de até 150mA, além de nível de tensão de saída configurável. O que demonstra a versatilidade do circuito integrado, fato determinante para a escolha deste CI.

O projeto requer a utilização de um regulador de tensão, pois necessita de uma tensão de alimentação estável, já que a tensão da maioria das baterias comercialmente vendidas pode atingir tensão de saída de até 4,1V, quando totalmente carregadas, o que pode danificar alguns componentes do circuito projetado neste trabalho.

Esse regulador, quando não está em operação, possui um consumo de corrente que pode chegar até 1 μ A. Ele necessita de poucos componentes externos, apenas capacitores e resistores, para que possa funcionar corretamente, dessa maneira é possível economizar espaço no projeto da placa de circuito impresso (PCB) (MAXIM, 2011).

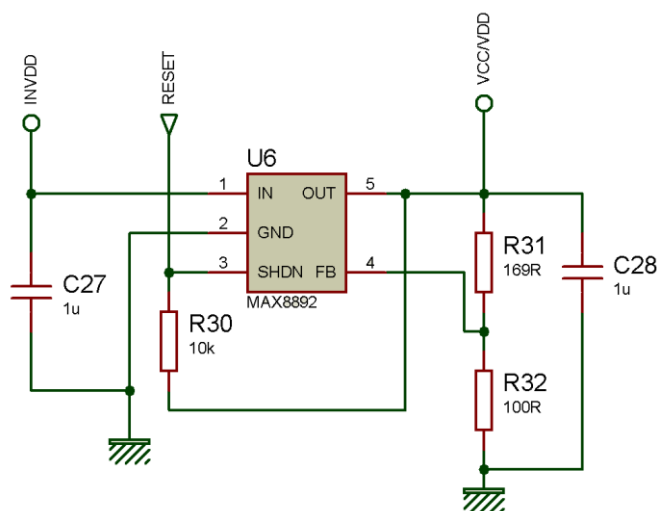
Essas características aliadas ao tamanho reduzido de seu encapsulamento tornam este CI adequado para o projeto. A Figura 3.13 ilustra a arquitetura interna do MAX8892 e a Figura 3.14 ilustra o esquema do circuito utilizado no projeto.

Figura 3.13-Arquitetura interna do MAX8892.



Fonte: Modificada de (MAXIM, 2011).

Figura 3.14-Circuito de aplicação do MAX8892.



Fonte: Acervo do autor.

O Max8892 possui tensão de saída ajustável entre os valores de 1,5 e 4,5V, ou seja, a tensão de saída é dependente de uma relação entre os resistores R31 e R32, ilustrados na Figura 3.14 e pode ser calculada pela Equação.

$$V_{CC}/V_{DD} = V_{Ref} \times \left(1 + \frac{R31}{R32}\right), \quad (16)$$

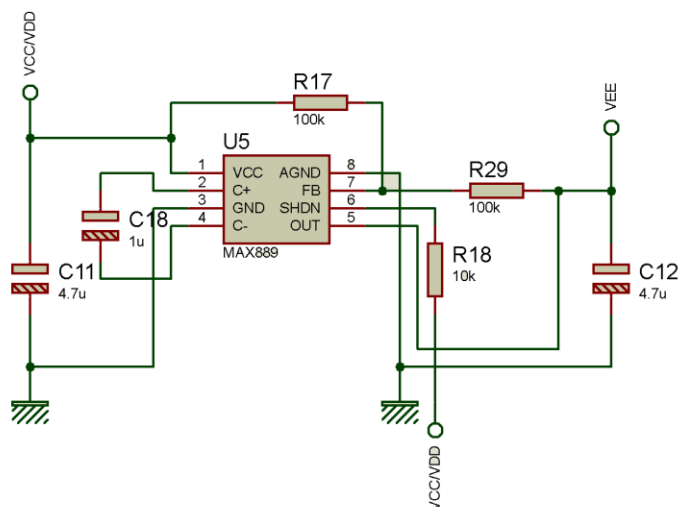
na qual, V_{Ref} é a tensão de referência interna do MAX8892 e possui valor igual a 1,225V. Os valores utilizados para os resistores R31 e R32 foram de 169 Ω e 100 Ω respectivamente, assim, obtém-se como resultado uma tensão de saída (V_{CC}/V_{DD}) de aproximadamente 3,29V, apropriada para alimentar os componentes ativos do projeto (MAXIM,2011).

3.3.2 Circuito Regulador MAX889R

O CI MAX889R é um conversor DC-DC inversor que fornece uma corrente de até 200mA em sua saída com uma tensão negativa regulada a partir de uma tensão de entrada positiva. Este CI opera com tensões de entrada que podem variar de 2,7 a 5,5V e possui encapsulamento SOIC8 (MAXIM, 2000). O MAX889R foi utilizado no projeto com a função de gerar a tensão de alimentação negativa para os circuitos integrados INA128 e OPA4227, os quais operam com tensão de alimentação simétrica.

O MAX889R precisa de poucos componentes externos para operar, apenas resistores e capacitores, e a tensão de saída do mesmo é determinada através da relação entre dois resistores externos. A Figura 3.15 ilustra o circuito utilizado neste trabalho.

Figura 3.15- Circuito do MAX889 utilizado no projeto.



Fonte: Acervo do autor.

A tensão de saída do circuito, V_{EE} , é determinada pela relação entre os resistores R17 e R29 do circuito da Figura 3.15 e é dada pela Equação

$$V_{EE} = -V_{CC}/V_{DD} \times \left(\frac{R17}{R29} \right), \quad (17)$$

onde, V_{CC}/V_{DD} é a tensão de entrada do circuito e V_{EE} é a tensão de saída do circuito. Utilizando-se $R17=R29=100K\Omega$ e $V_{CC}/V_{DD} = 3,3V$ obtém-se uma tensão de saída, $V_{EE} = -3,3V$.

3.3.3 Circuito Carregador de Bateria MAX1551

O circuito integrado utilizado para exercer a função de carregador de bateria foi o MAX1551 da *Maxim Integrated*. Esse CI possui a função de carregar baterias de uma célula de íons de Lítio (Li^+) sem a necessidade da utilização de componentes adicionais ao circuito (MAXIM INTEGRATED, 2003).

O MAX1551 opera com tensão de entrada de até 7V em corrente contínua e apresenta diversos recursos integrados ao *chip*, tais como:

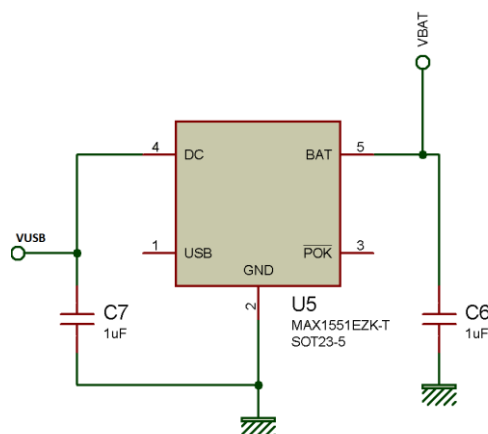
sistema de limitação térmica, duas entradas de tensão para realizar o carregamento da bateria por meio de fontes diferentes, pino indicador de carga finalizada e corrente de pré-carga (MAXIM INTEGRATED, 2003). Os itens abaixo são uma descrição mais elaborada das funções desse CI.

- Sistema de Limitação térmica: o sistema de limitação térmica possui a função de reduzir a corrente de alimentação da bateria gradualmente quando a temperatura do *chip* atingir um valor superior a 110°C, ou seja, quando a temperatura do dispositivo atingir 110°C a corrente de carga irá começar a reduzir 17mA a cada grau de elevação da temperatura (MAXIM INTEGRATED, 2003).
- Corrente de Pré-carga: a corrente de pré-carga é utilizada para carregar baterias que foram totalmente descarregadas. Esta função alimenta a bateria com uma corrente contínua de 40mA por um determinado período. Este recurso aumenta o tempo de vida útil da bateria e também previne que a mesma sofra superaquecimento e estrague (MAXIM INTEGRATED, 2003).
- O chip também possui duas fontes de entrada, as quais são utilizadas para carregar a bateria via porta USB de um computador ou a partir de uma fonte de alimentação comum, como um carregador genérico de bateria de celular (MAXIM INTEGRATED, 2003).

Apenas a entrada DC foi utilizada no circuito do projeto, pois esta entrada possui capacidade de fornecer uma corrente de 280mA à bateria, enquanto que a entrada USB do CI possui capacidade de fornecer apenas 100mA. Isso permite que o usuário realize o carregamento do equipamento através da entrada USB de um

computador ou também através de uma fonte de alimentação. O pino de indicação de carga não foi utilizado, uma vez que um circuito que utiliza um MOSFET como chave corta a alimentação do equipamento inteiro quando o cabo USB de carregamento é conectado ao equipamento. Isto é feito para que o usuário não utilize o dispositivo enquanto o mesmo esteja conectado à energia elétrica, uma vez que ao utilizar o dispositivo conectado à energia elétrica as chances de risco de choque elétrico aumentam e também os sinais de ECG e EMG tornam-se susceptíveis à interferência de 60Hz. A Figura 3.16 ilustra o circuito de carregamento de bateria utilizado no projeto.

Figura 3.16-*Circuito de carregamento da bateria do equipamento.*



Fonte: *Acervo do autor.*

Na Figura 3.16, V_{USB} é a entrada do MAX1551, a qual é conectada a um carregador de bateria comum ou conectado a entrada USB de um computador. A saída do circuito integrado, V_{BAT} , é conectada ao terminal positivo da bateria que alimenta o equipamento.

3.4 UNIDADE CENTRAL DE PROCESSAMENTO

A unidade central de processamento do sistema tem a função de realizar a interface do produto com o mundo externo, realizar a conversão A/D dos sinais de ECG e EMG, configurar o módulo *Bluetooth*, e realizar a comunicação com o *smartphone*.

Para realizar essas tarefas, o dispositivo utilizado no projeto foi o microcontrolador MSP430G2553 da *Texas Instruments*. A família de microcontroladores MSP430 possui como principal característica um bom desempenho aliado a um consumo baixo de potência, o que os tornam opções adequadas em projetos de tecnologia portátil, já que baixo consumo é um requisito essencial para este tipo de aplicação.

A seguir, são abordados os temas relacionados à unidade central de processamento do projeto, tais como: características gerais do microcontrolador MSP430G2553, periféricos do MSP430G2553 que foram utilizados no projeto, comunicação entre módulo de aquisição de sinais e aplicação e *firmware* desenvolvido para o projeto.

3.4.1 Características Gerais da Família de Microcontroladores MSP430

A família de microcontroladores MSP430G possui microcontroladores de 16 *bits* com características singulares, tais como:

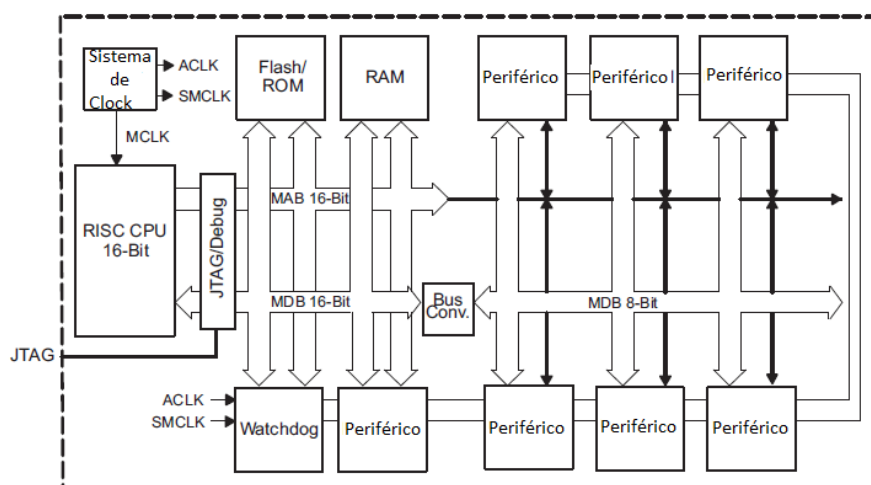
- Sistema completo de periféricos inseridos no *chip* como: Display de Cristal Líquido (LCD), memória ROM e RAM, temporizadores, interface de comunicação serial assíncrona, conversores A/D e *timers*.

- Consumo de potência extremamente baixo, $4,2\eta\text{W}$.
- Arquitetura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) com 27 instruções implementadas.
- Não necessita de cristal de *clock* externo para funcionar.
- Sistema de interrupção vetorizado (BIERL, 2000).

Além disso, a família MSP430G oferece um sistema de *clock* flexível e interconecta os diversos elementos internos usando a arquitetura de von-Neumann (BIERL, 2000). A Figura 3.17 ilustra a arquitetura do MSP430G2553. Na Figura 3.17, é possível observar os diversos elementos internos dessa família de microcontroladores como: periféricos, conversor de barramento, sistema de *clock*, interface de *debug* JTAG, *Watchdog*, memórias RAM, ROM e Flash como também o núcleo de instruções do microcontrolador.

Todos os elementos do MSP430G compartilham o mesmo barramento de 16 *bits*, no entanto periféricos que realizam comunicações de 8 *bits* utilizam um conversor de barramento. Logo, esta tarefa é transparente ao usuário, uma vez que ela é realizada pelo *hardware* do microcontrolador (BIERL, 2000).

Figura 3.17-Arquitetura MSP430G2553.



Fonte: Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

3.4.1.1 Sistema de Clock do MSP430G2553

Os microcontroladores MSP430G possuem um sistema de *clock* projetado para aplicações de baixo consumo, pois os dispositivos dessa família apresentam um sistema de *clock* auxiliar de baixa frequência, *Auxiliary Clock System* (ACLK). O ACLK utiliza um cristal externo para aplicações que necessitem de uma fonte de *clock* extra. O ACLK mantém um relógio em tempo real para despertar a CPU em caso de um evento específico como uma interrupção (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

Além do ACLK, o MSP430 também possui um sistema de *clock* principal destinado ao processamento das tarefas comuns do microcontrolador. Esse sistema pode utilizar um cristal ressonador externo ou ainda ser derivado do sistema de *clock* interno do próprio dispositivo (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

3.4.2 Periféricos do MSP430G2553 utilizados no Projeto

A utilização de um MCU em um projeto de sistemas embarcados é bastante importante, pois este dispositivo permite integrar várias funções em um único *chip*. Estas funções são, na maior parte das vezes, desempenhadas por periféricos e controladas através da unidade central de processamento.

Os periféricos utilizados nesse projeto foram; conversor A/D, *timerA* e interface de comunicação serial ou *Universal Synchronous and Assynchronous Receiver Transmitter* (USART). O conversor A/D foi utilizado para converter os sinais de ECG e EMG, o *TimerA* foi utilizado para geração dos tempos de espera do sistema, enquanto que a USART foi utilizada para comunicação com o módulo *Bluetooth*.

3.4.2.1 O Conversor A/D do MSP430G2553

O conversor A/D da família MSP430 é um conversor de 10 *bits* de resolução. Este periférico possui ferramentas tais como: controlador de amostragem, gerador interno de referência e um controlador de transferência de dados, o qual possui a função de transferir os dados convertidos para qualquer endereço da memória sem que haja intervenção direta do núcleo da CPU economizando, dessa forma, tempo de instrução (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

Esse periférico apresenta as seguintes características:

- Frequência de amostragem de até 200×10^3 amostras por segundo.
- Resolução de 10 *bits*.
- Oito entradas analógicas multiplexadas para conversão de diversos canais A/D.
- Três modos de operação do conversor: canal único, único canal repetidamente ou sequência de canais.
- Fonte de *clock* para conversão selecionável.
- Referência do conversor ajustável, através do gerador interno de referência (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

O processo de conversão A/D corresponde em representar uma tensão analógica em termos de um valor digital. Este processo é realizado em duas etapas: amostragem e quantização. O processo de quantização de um conversor é o processo de representação de um valor de um sinal analógico em termos digitais através de uma escala. O processo de quantização depende de dois fatores: a resolução do conversor A/D e do fundo de escala, ou seja, as tensões de referência máxima e mínima de entrada do conversor. Quanto maior a resolução do amplificador melhor será representada a tensão que será convertida em termos digitais (TOCCI; S.WIDMER, 1998).

Já o processo de amostragem, é o processo de leitura do valor instantâneo do sinal analógico. Para sinais analógicos e variáveis no tempo a frequência de amostragem é um parâmetro importante a ser considerado, uma vez que o período de amostragem influencia diretamente na reconstrução do sinal. Segundo o Teorema de Nyquist e Shannon para que um sinal possa ser reconstruído a frequência de amostragem deve ser igual ou superior ao dobro da frequência máxima do sinal lido. Logo, para tornar o *firmware* mais simples, a frequência de amostragem utilizada foi de 2KHz para amostragem dos sinais de ECG e EMG.

O conversor do MSP430G2553 permite que sejam utilizadas tensões de referência externas. Essas tensões servem como fundo de escala para o processo de quantização do conversor. Esse periférico utiliza dois valores de tensão como limites de escala, um valor inferior (V_{inf}) e um valor superior (V_{sup}) e o resultado da conversão (R) é obtido através da Equação

$$R = 1023 \times \frac{V_{entrada} - V_{inf}}{V_{sup} - V_{inf}}, \quad (18)$$

na qual, $V_{entrada}$ é o valor da tensão no instante em que ocorre a amostragem do sinal. Para o projeto V_{inf} foi considerado como sendo a tensão comum, ou seja, o GND do circuito e para V_{sup} foi utilizada a tensão de alimentação do *chip*, 3,3V.

Considerando-se um valor $V_{entrada} = 1V$, $V_{inf} = 0V$ e $V_{sup} = 3,3V$ e substituindo esses valores na equação 18 têm-se o resultado de R dado pela expressão

$$R = 1023 \times \frac{1-0}{3,3-0} \rightarrow \quad (18)$$

$$R = 310. \quad (19)$$

O conversor A/D do MSP430G2553 possui oito canais de entrada multiplexados que podem ser utilizados de maneira individual, ou seja, cada canal pode ser utilizado como uma entrada analógica para o conversor A/D ou para outro periférico de acordo com a necessidade do projeto e arquitetura do microcontrolador (TEXAS INSTRUMENTS, 2012). Para este trabalho foram utilizados dois canais de conversão, um canal responsável pela conversão do sinal de ECG e outro canal responsável pela conversão do sinal de EMG.

3.4.2.2 O Timer A

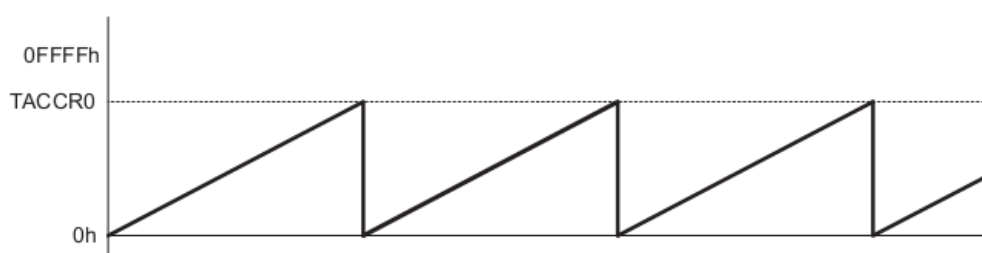
O MSP430G2553 possui dois *Timers*, os quais possuem as funções de *Capture and Compare*, contador e ainda podem ser utilizados como geradores de PWM (*Pulse Width Modulation*). Quando atuando na função *Capture e Compare* o *Timer* realiza a medida de um pulso na entrada do microcontrolador fazendo contagens em uma frequência escolhida pelo programador, enquanto o pino de entrada estiver em um determinado nível de tensão, alto ou baixo, também determinado pelo programador. Quando utilizado como contador, o *Timer* realiza contagens em uma frequência que é submúltiplo da frequência do oscilador e quando atua como PWM o *timer* é utilizado para gerar a frequência fundamental de uma onda quadrada modulada em largura de pulsos em um pino de saída do microcontrolador (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

O *Timer A* do MSP430G2553 possui as seguintes características de operação:

- Contador assíncrono de 16 *bits* com quatro modos de operação.
- Fonte de *clock* selecionável via *software*.
- Interrupção vetorizada.
- Saída PWM configurável (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

Os modos de operação do *Timer A*, quando operando como um contador síncrono, são: modo rampa de subida, modo contínuo, rampa de subida e descida e comparador. O modo utilizado no projeto foi o modo de operação rampa de subida, o qual o *timer* conta de zero até um valor específico, programado via *software*, e após atingir esse valor, o *timer* gera uma interrupção e reinicia a contagem do zero. Esse modo foi utilizado para gerar a frequência de amostragem e o tempo de espera entre um pacote e outro no processo de configuração do módulo *Bluetooth* (TEXAS INSTRUMENTS, 2012). A Figura 3.18 ilustra o funcionamento do modo de subida do *Timer A*.

Figura 3.18- *Modo de operação do tipo subida do Timer A.*



Fonte: *Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).*

Como indicado na Figura 3.18 o *Timer A* conta até o valor armazenado no registrador TACCR0, o qual é um registrador de 16 *bits* e pode armazenar um valor binário entre 0 e 65535. O tempo de contagem é determinado pela Expressão

$$t_{\text{contagem}} = \frac{\text{TACCR0}}{f_{\text{oscilador}}}, \quad (20)$$

onde, t_{contagem} é o tempo de estouro do timer, TACCR0 é o valor limite de contagem do timer para que haja uma interrupção e $f_{\text{oscilador}}$ é a frequência do oscilador utilizado.

Uma vez que o filtro utilizado para aquisição de ECG possui frequência de corte superior de aproximadamente 106,1Hz e o filtro utilizado para aquisição de EMG possui frequência de corte superior de aproximadamente 482,3Hz, segundo o teorema da amostragem de Nyquist e Shannon, a frequência mínima de amostragem de um sinal analógico para que o mesmo seja reconstruído deve ser o dobro da maior frequência que esse sinal possui, ou seja, 212Hz para o sinal de ECG e 964,6Hz e para o sinal de EMG. Logo, o tempo mínimo de contagem do Timer A deve ser aproximadamente 4,7ms para o ECG e aproximadamente 1ms para o EMG.

Na prática, foi utilizada uma frequência de amostragem de 2KHz para os dois sinais, o que dá um período de estouro do timer de 500 μ s. Utilizando a Equação 20 e substituindo os valores de $t_{contagem} = 500\mu s$, $f_{oscilador} = 1MHz$, obtêm-se o valor $TACCR0 = 500$, como indicado pela expressão

$$500 \times 10^{-6} = \frac{TACCR0}{1 \times 10^6} \therefore \quad (21)$$

$$TACCR0 = 500 \times 10^{-6} \times 1 \times 10^6 \therefore \quad (22)$$

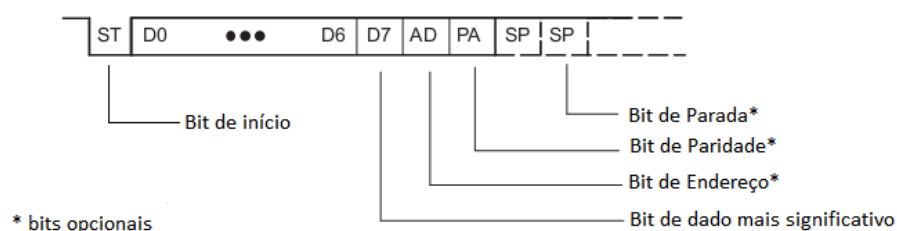
$$TACCR0 = 500. \quad (23)$$

Analogamente, para configurar o Timer para aguardar o *timeout* no processo de configuração do módulo *Bluetooth*, foi utilizado o mesmo procedimento, apenas com a diferença no tempo de estouro, o qual foi utilizado 10ms, pois é o tempo de envio de aproximadamente 20 *bytes* através da UART a uma taxa de 19200bps. A taxa de 19200bps foi escolhida porque é a taxa padrão configurada de fábrica do módulo Bluetooth utilizado, logo o registrador TACCR0 foi carregado com o valor de 10000.

3.4.2.3 A UART

A UART (*Universal Asynchronous Receiver/Trasmitter*) do MSP430G2553 permite que ele possa se comunicar com outros dispositivos através de dois pinos, RXD e TXD. Este periférico transmite *bits* de maneira serial e assíncrona a uma determinada taxa de transferência, *baud rate* (TEXAS INSTRUMENTS, 2012). A Figura 3.19 ilustra o formato do *byte* de dados da UART do MSP420G2553.

Figura 3.19-Formato do byte da UART do MSP430G2553.



Fonte: Modificada de (TEXAS INSTRUMENTS, 2012).

A UART foi utilizada neste projeto com o objetivo de realizar a configuração do módulo *Bluetooth* e transmitir o resultado da conversão A/D dos sinais de ECG e EMG do módulo de aquisição de sinais biológicos. A comunicação entre módulo e aplicação é realizada de forma bem simples. A aplicação envia uma requisição ao módulo de aquisição de sinais biológicos que interpreta o dado recebido, identifica o tipo de canal que deve ser realizado o processo de conversão A/D, ECG ou EMG, e então envia os dados através de *streaming* para o *smartphone* ou outro dispositivo Android que o usuário deseja utilizar para visualizar o sinal biológico.

O *baud rate* utilizado para transferência de dados de ECG e EMG foi de 19200bps, embora essa taxa de transferência seja uma taxa baixa, ela é suficiente para transmitir dados de ECG e EMG, já que a mesma é aproximadamente 18 vezes maior que a frequência de corte utilizada para o sinal de ECG e 4 vezes maior que a frequência de

corrente utilizada para o sinal de EMG. O pacote de requisição é formado por apenas um *byte* e pacote que contém os dados de ECG ou EMG é formado por um *byte*, o qual consiste no resultado do processo de conversão A/D. Logo, o usuário pode optar por visualizar sinal de ECG ou EMG na tela de seu aparelho.

3.4.3 O Firmware

O *firmware* deste trabalho foi desenvolvido em linguagem de programação C. Para desenvolver o programa do microcontrolador foi utilizada a interface de desenvolvimento *Code Composer Studio 5-* (CCS-5). Essa interface serve tanto para escrita e edição do programa como também ferramenta de gravação e *debug*.

O Sistema de *clock* do MSP430 é constituído por duas fontes de *clock*; a principal, SMCLK, e a auxiliar, ACLK. Apenas o sistema de *clock* principal foi utilizado neste trabalho e a fonte utilizada para esse sistema foi um cristal interno que o microcontrolador possui. Para configurar o oscilador interno são utilizados dois registradores: o DCOCTL e o BCSCTL1. O oscilador interno possui frequência de trabalho ajustável entre 1 e 16MHz. A frequência de operação utilizada foi de 1MHz por motivos de praticidade no cálculo do tempo de *timeout*, além da aplicação não necessitar de uma velocidade de trabalho muito elevada.

O MSP430 possui pinos de entrada e saída configuráveis, portanto um pino pode funcionar como entrada ou saída TTL dependendo do *software*. O registrador responsável por essa tarefa é o PxDIR, onde x representa a porta a ser configurada. Para configurar a porta como uma entrada digital é necessário mover o número binário “0” para esse registrador e para configurar a porta como saída digital é necessário mover o número binário “1” para esse registrador.

Após as configurações básicas, o MSP430 precisa realizar a tarefa de configurar o módulo *Bluetooth*, já que ele vem configurado com parâmetros de fábrica diferentes dos utilizados no trabalho. O primeiro parâmetro a ser configurado é a taxa de comunicação do módulo *Bluetooth*. Para isso, a UART do MCU foi configurada a uma taxa de comunicação inicial de 9600bps, taxa de fábrica do módulo *Bluetooth*, e então um comando AT é enviado ao módulo para que ele mude a taxa de comunicação para 19200bps. Em seguida, a serial do MSP430 é reconfigurada para trabalhar a 19200bps e um tempo de 10ms é aguardado para que o próximo comando seja enviado.

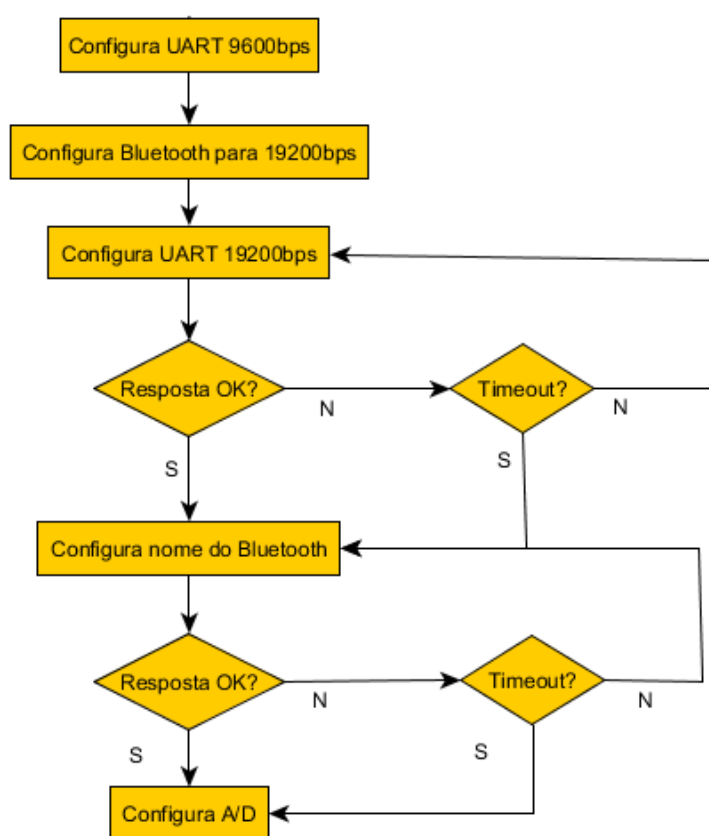
Uma vez que houve a necessidade de troca da velocidade da serial do MSP430, uma função foi criada para facilitar o processo de troca de velocidade da serial do microcontrolador. Ao passar alguns parâmetros para essa função a UART do MSP430 pode ser reconfigurada facilmente.

Para enviar os códigos AT ao módulo *Bluetooth*, uma função para enviar os dados também foi criada com o objetivo de facilitar o processo de envio dos *bytes* pela serial do microcontrolador.

Uma vez configurado o *baud rate* do módulo *Bluetooth*, o próximo comando a ser enviado é a mudança do nome do dispositivo que o usuário visualiza quando executa o comando de pesquisa de dispositivos *Bluetooth* visíveis. Ele vem de fábrica com o nome “*linvor*” e foi mudado para “EMG/ECG”. Mais uma vez o MCU aguarda 10ms antes de seguir para a próxima rotina. Todo este procedimento tem a função de facilitar a manutenção do equipamento em caso de defeito no módulo *Bluetooth*. Pois, em caso de defeito o técnico precisa apenas realizar a troca do CI.

No processo de configuração do módulo *Bluetooth*, o microcontrolador aguarda um tempo de 10ms ou uma resposta de “OK” do módulo *Bluetooth* para realizar a próxima tarefa de configuração do módulo *Bluetooth*. A Figura 3.20 ilustra o fluxograma deste processo.

Figura 3.20-*Fluxograma do Processo de Configuração do Módulo EGBT-046S.*



Fonte: *Acervo do autor.*

A próxima tarefa do *firmware* é configurar o conversor A/D, o qual possui dois registradores de controle: ADC10CTL0 e ADC10CTL1. Através desses registradores é possível configurar o modo de operação do conversor A/D, a frequência de *clock* de

conversão, o canal de conversão e habilitar ou desabilitar a conversão A/D.

A tarefa mais importante do *firmware* corresponde à tarefa de gerenciamento da comunicação entre o aplicativo Android e o módulo de aquisição de sinais biológicos. Após realizar todas as configurações o MCU permanece em estado de aguardo de solicitação de comunicação, ou seja, ele aguarda até que uma solicitação de ECG ou EMG seja recebida para que o processo de conversão A/D e envio dos dados seja iniciado. Nesta etapa o valor amostrado, cuja resolução é de 10 *bits*, é convertido em um valor de 8 *bits* para ser enviado via serial.

A conversão de um valor de 10 *bits* em 8 *bits* é feita através da operação de deslocamento binário, ou seja, o valor convertido recebe um deslocamento de dois *bits* para à direita e então é armazenado em na memória RAM. A Figura 3.21 ilustra o procedimento de conversão de um valor de 10 *bits* em um valor de 8 *bits*.

Figura 3.21-Deslocamento de 2 bits à direita.

| | | | | | | | | | | Descartado |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|------------|
| D9 | D8 | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | D1 | D0 | |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1000D |

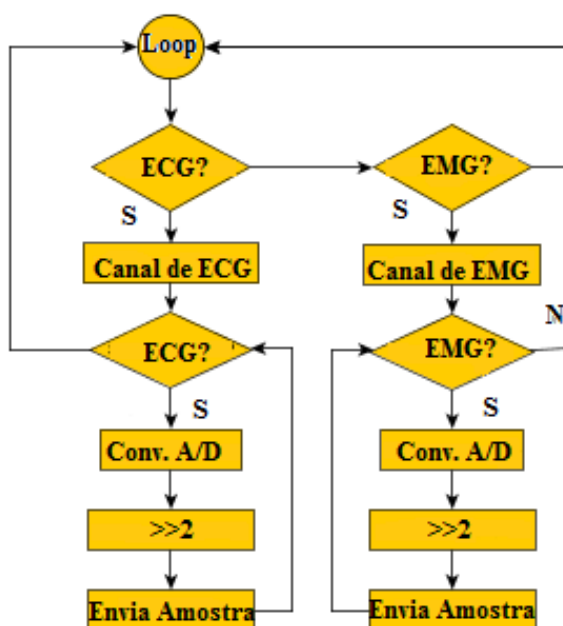
| Descartado | | D9 | D8 | D7 | D6 | D5 | D4 | D3 | D2 | |
|------------|--|----|----|----|----|----|----|----|----|--------|
| | | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 250D |

Fonte: Acervo do autor.

A seleção entre os canais de ECG e EMG foi feita através da configuração do conversor A/D do MSP430G2553 e a conversão do sinal foi realizada por uma função desenvolvida em linguagem C para

esta tarefa. A Figura 3.22 ilustra o fluxograma das rotinas de envio, conversão e deslocamento de *bits*.

Figura 3.22-*Fluxograma do processo de conversão e envio dos sinais de ECG e EMG.*



Fonte: *Acervo do autor.*

3.5 MÓDULO DE COMUNICAÇÃO BLUETOOTH

O transceptor *Bluetooth* utilizado no projeto foi o EGBT-046S. O módulo possui diversas funções previamente configuradas para facilitar sua utilização e pode ser configurado por meio de comandos AT, além disso, o módulo já vem configurado como “escravo” e precisa apenas de configurações básicas por parte do desenvolvedor, como: alteração do nome *Bluetooth*, senha de segurança e taxa de comunicação (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012). A Figura 3.23 ilustra o módulo *Bluetooth* EGBT-046S.

Figura 3.23- *Módulo EGBT-046S.*



Fonte: *Modificada de (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012).*

A Tabela 3.2 ilustra as características elétricas do módulo EGBT-046S.

Tabela 3.2 – *Características elétricas do módulo EGBT-046S.*

| Característica | Valor |
|---------------------------|----------------|
| Tensão de alimentação | 3,1 a 4,1V |
| Consumo | Máximo de 40mA |
| Sensibilidade do receptor | -80dbm |
| Potência de saída | -4 a 6dbm |

Fonte: *Acervo do autor.*

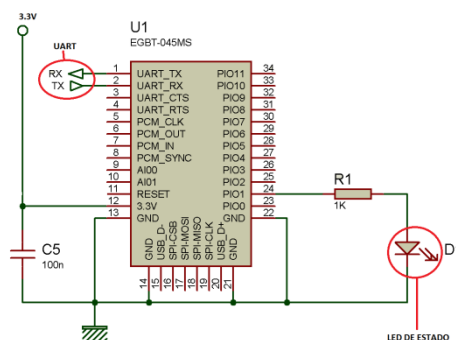
As características de consumo, tensão de operação e suas dimensões reduzidas, 27mm x 13mm, foram determinantes para a escolha do EGBT-046S, já que essas características permitem a utilização do módulo sem a utilização de componentes adicionais reduzindo a complexidade de implementação e o tamanho do circuito, uma vez que não há necessidade de componentes que realizem conversão de nível de tensão, pois o módulo *Bluetooth* possui a mesma faixa de operação do MSP430G2553.

O módulo *Bluetooth* vem pré-configurado com nome de dispositivo “livor” e chave de autenticação “1234”, além disso, o perfil SPP (*Serial Port Profile*), perfil utilizado para comunicação serial já vem configurado sem haver necessidade de ser utilizada qualquer configuração extra, ou seja, o módulo já vem pronto para ser utilizado em uma conexão *Bluetooth* (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012).

3.5.1 Circuito do Módulo Bluetooth Utilizado no Projeto

O circuito proposto no projeto foi bastante simples e utiliza os recursos necessários apenas ao funcionamento básico do módulo. No circuito, são utilizados apenas os canais de envio e recepção de dados e um LED (*Light-Emitting Diode*) que é utilizado com a função de informar o estado da conexão *Bluetooth*. Caso o LED esteja aceso indica existência de conexão com um dispositivo pareado em caso do LED piscando significa ausência de conexão. A Figura 3.24 ilustra o circuito do módulo *Bluetooth* utilizado no projeto.

Figura 3.24-*Circuito do módulo Bluetooth utilizado no projeto.*



Fonte: *Acervo do autor.*

3.5.2 Configurações do Módulo EGBT-046S

Para realizar a configuração dos parâmetros, o módulo necessita receber comandos “AT” através de sua interface UART. Para entrar em modo de configuração, é necessário que o módulo receba o comando “AT” via comunicação serial, após receber esse comando o módulo irá responder com a *string* “OK” e então os comandos de configuração podem ser enviados um a um até que o módulo *Bluetooth* esteja totalmente configurado e pronto para desempenhar a sua função desejada. Para cada comando recebido o módulo envia uma resposta pré-definida e salva os parâmetros em sua memória *Flash*, assim, quando a energia do módulo for desligada ele não perderá as informações anteriormente configuradas (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012).

O comando utilizado para modificar a taxa de comunicação do módulo é “AT+BAUD<p>”, onde <p> é um parâmetro que indica a taxa de comunicação, que pode variar de 1200 até 1382400bps. Assim que recebe o comando o módulo assume a sua taxa de comunicação nova e então envia uma resposta do tipo “OKBAUD”, onde BAUD é o valor da nova taxa de comunicação. A Tabela 3.3 ilustra a lista de parâmetros para o comando “AT+BAUD<p>” (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012).

Tabela 3.3 - *Parâmetros utilizados para configuração do baud rate.*

| <p> | Baud Rate (bps) |
|-----|-----------------|
| 1 | 1200 |
| 2 | 2400 |
| 3 | 4800 |
| 4 | 9600 |
| 5 | 19200 |
| 6 | 38400 |
| 7 | 57600 |
| 8 | 115200 |
| 9 | 230400 |
| A | 460800 |
| B | 921600 |
| C | 1382400 |

Fonte: *acervo do autor, baseado em (E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL, 2012).*

Logo, para configurar a taxa de comunicação do módulo *Bluetooth* para 19200bps, o comando utilizado foi “AT+BAUD5” e a resposta recebida para este comando foi “OK19200”.

Para realizar a configuração do nome do módulo, o comando utilizado foi o “AT+NAME<name>”, no qual <name> é o nome de dispositivo *Bluetooth*. O nome de dispositivo *Bluetooth* é utilizado para identificar o dispositivo quando outro dispositivo procura dispositivos disponíveis para comunicação. A resposta deste comando é dada no formato “OK<name>”. Ou seja, para configurar o nome do módulo EGBT-046S para ECG/EMG o comando AT enviado foi “AT+NAMEECG/EMG” e a resposta para esse comando é dada pela sequência “OKECG/EMG”.

Uma vez que todas as respostas a um comando AT dado ao módulo são do formato de uma *string* que é iniciada sempre com “OK”, não há a necessidade de realizar o teste da resposta inteira, então, foram testados apenas os dois primeiros *bytes* da resposta do módulo. Assim, reduzindo o tempo de verificação e a complexidade de processamento do pacote de resposta.

3.6 LAYOUT DA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

O *layout* da placa de circuito impresso (*Printed Circuit Board*)-PCB- do projeto foi desenvolvido no *software* de prototipagem de circuitos eletrônicos Proteus. O Proteus contém duas interfaces de desenvolvimento o Ares e o Isis. O Isis é o programa responsável por; desenhar o esquema elétrico, gerar a lista de conexões e também definir o tipo de encapsulamento dos componentes utilizados no projeto.

Já o programa Ares é responsável pelo desenho e renderização da placa de circuito impresso. No Ares são determinados parâmetros de projeto como: formato da placa, posição que os componentes irão ocupar nela, legendas de conexão, número de camadas da placa e o processo de elaboração de rota das trilhas, de forma que atenda aos critérios de tamanho, formato e imunidade à interferência eletromagnética.

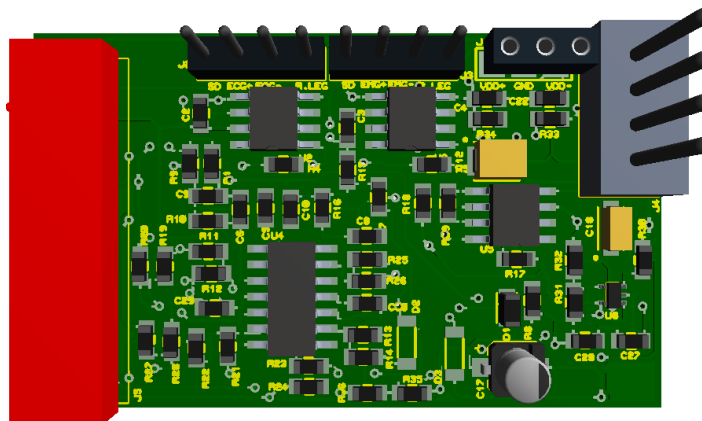
3.6.1 Os Layouts

Com o objetivo de economizar espaço na placa, reduzir interferência eletromagnética e tornar o produto escalável, o equipamento proposto neste trabalho foi projetado para ser constituído por duas placas interconectadas por um barramento. Uma

placa contém o circuito responsável pela aquisição dos sinais biológicos de ECG e EMG e outra placa possui o circuito responsável pela comunicação *Bluetooth*, já que esta possui componentes de maior frequência de operação, os quais podem gerar interferência no circuito de aquisição e condicionamento dos sinais de ECG e EMG através de indução eletromagnética.

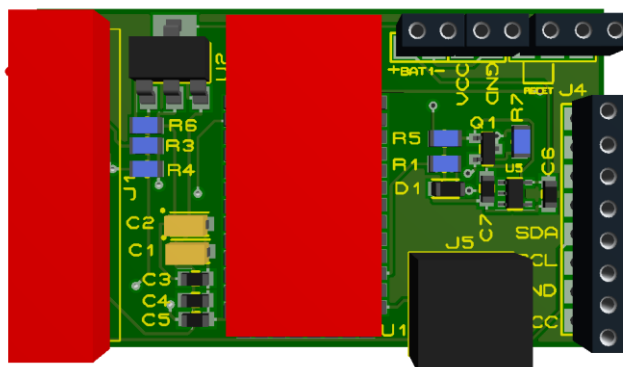
Ambas as placas foram desenvolvidas em dupla camada com o objetivo de reduzir o tamanho do equipamento, ocupando uma área de 5cm x 3cm. Além disso, foram utilizados planos de terra e capacitores de desacoplamento entre os pinos VCC e GND dos *chips* com o objetivo de eliminar *loops* de terra e acoplamentos eletromagnéticos. As Figuras 3.25 e 3.26 ilustram as imagens geradas pelo Ares em 3D da placa de aquisição de sinais de ECG e EMG e da placa de comunicação *wireless*.

Figura 3.25-Projeção 3D da placa de aquisição dos sinais de ECG e EMG.



Fonte: *Acervo do autor.*

Figura 3.26- *Projeção 3D da placa de alimentação e transmissão wireless.*



Fonte: *Acervo do autor.*

3.7 DESENVOLVIMENTO DA APLICAÇÃO ECG/EMG

A aplicação ECG/EMG foi desenvolvida com o objetivo de receber os dados do módulo de aquisição e transmissão, exibir esses dados na tela do dispositivo e também armazenar no cartão de memória do dispositivo. As próximas seções deste trabalho são sobre o desenvolvimento desta aplicação.

3.7.1 O Ambiente de Desenvolvimento Android

Para desenvolver um aplicativo em Android é necessário um ambiente de desenvolvimento Java com as APIs e *frameworks* necessários para o desenvolvimento de aplicações para dispositivos Android. As interfaces de desenvolvimento (IDE) mais utilizadas por desenvolvedores de *software* em linguagem de programação Java são: o Netbeans, o Eclipse e o Android Studio. Para desenvolver o aplicativo foi utilizado o IDE Eclipse, pois este já contém um pacote de instalação acompanhado das APIs necessárias para o desenvolvimento de aplicações Android, o que reduz

significativamente a complexidade do processo de configuração do ambiente de trabalho.

Além disso, o Eclipse possui um simulador de dispositivo Android que permite testes básicos de funcionamento do aplicativo, como por exemplo; testes de funcionamento do *layout* do sistema. No entanto, para testes de funcionamento de aplicativos que exijam a atuação física do dispositivo, ou seja, *hardware*, como: câmera e transceptores Wi-Fi e Bluetooth o simulador não funciona corretamente.

Para testar e realizar o *Debug* do aplicativo que utiliza *hardware* específico do próprio dispositivo o Eclipse possui um mecanismo de comunicação USB que permite executar o aplicativo desenvolvido diretamente no dispositivo em que será executado o programa, o que também facilita o tempo de ajustes de *layout* e falhas na programação, facilitando os testes e reduzindo o tempo de desenvolvimento do código.

3.7.2 Características do Aplicativo ECG/EMG

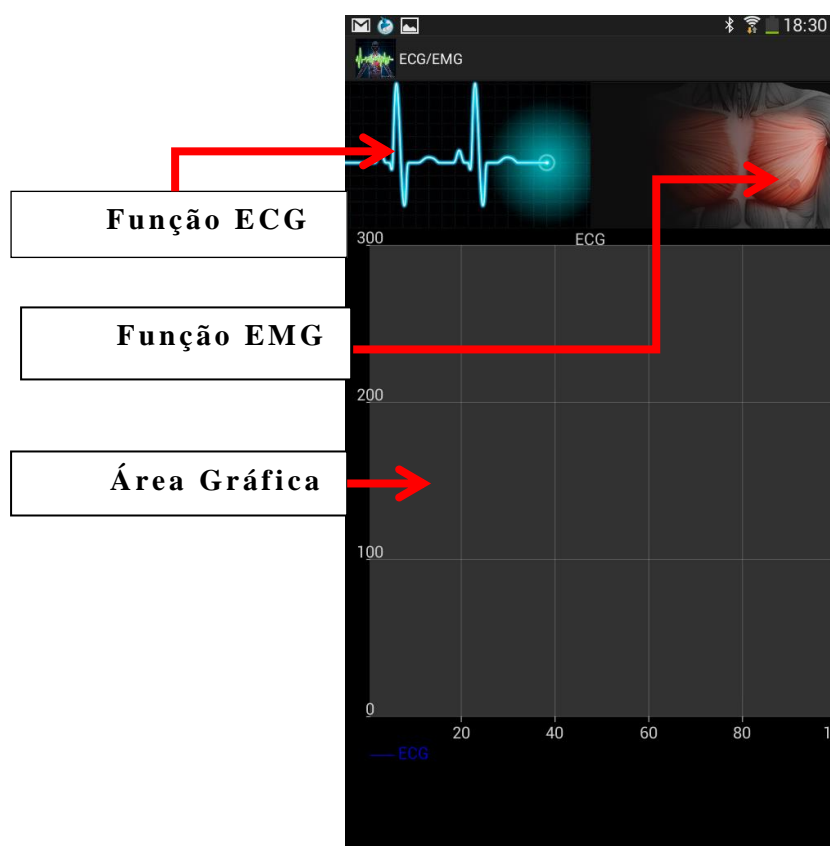
A aplicação foi desenvolvida utilizando a interface de desenvolvimento Eclipse em conjunto com o Android SDK e foi desenvolvida utilizando como base a API 18 do Android, *Jelly Bean*, essa API foi utilizada porque permite acesso ao *hardware* do dispositivo de comunicação *Bluetooth*.

O aplicativo desenvolvido possui uma interface simples e de fácil utilização pelos usuários. Este aplicativo pode ser instalado no dispositivo por meio do *download* do arquivo de extensão “.apk”. Após a execução desse arquivo, a aplicação será instalada no dispositivo e estará pronta para ser utilizada, sem que haja nenhuma configuração adicional a ser realizada no telefone.

A aplicação apresenta apenas duas funções: monitoramento de EMG e monitoramento de ECG, as quais são selecionadas pelo usuário. Ao escolher a função desejada, caso o módulo de aquisição e transmissão esteja em operação, o sinal escolhido será exibido na tela do dispositivo móvel em tempo real para que o usuário possa acompanhar o respectivo sinal.

Além da exibição dos dados na tela do dispositivo, o aplicativo cria um diretório no cartão de memória do telefone e armazena os dados de ECG e EMG coletados durante a comunicação. Esta função é interessante uma vez que esses dados podem ser acessados posteriormente para a realização de análises mais aprofundadas dos sinais. A Figura 3.27 ilustra a tela principal do aplicativo desenvolvida no projeto.

Figura 3.27- Tela inicial da aplicação.



Fonte: Acervo do autor.

3.7.2.1 A Comunicação Bluetooth

Antes que qualquer comunicação *Bluetooth* seja realizada, é necessário que o *software* realize alguns procedimentos de configuração tais como: criar a permissão necessária para acessar o dispositivo de *hardware* do aparelho, verificar se existe um dispositivo *Bluetooth* no aparelho, verificar se o módulo do aparelho está desativado e listar os dispositivos pareados. Para realizar essas tarefas foram utilizados os métodos da classe *BluetoothAdapter* disponível na API do Java.

Para acessar o dispositivo *Bluetooth* do aparelho Android, é necessário que as permissões de acesso ao dispositivo sejam declaradas no arquivo *AndroidManifest* (LECHETA, 2013).

A comunicação *Bluetooth* entre a aplicação e o módulo de aquisição e transmissão foi realizada através da criação de um *socket*, que transmite e recebe dados através do transceptor *Bluetooth* existente no telefone. Para o recebimento dos dados foi criado um *buffer* com a finalidade de armazenar 100 *bytes* e exibi-los na tela do dispositivo à medida que são recebidos. Para evitar que o *buffer* de 100 *bytes* fosse totalmente preenchido e ocorresse perda de informação dos sinais, um mecanismo de lista circular foi desenvolvido no *software*.

Uma vez que os dados de ECG e EMG são transferidos via *streaming*, uma *thread* de recepção foi criada para gerenciar a comunicação. Para receber os dados, uma *inputstream*, da classe *java.io.inputstream*, foi criada e então a comunicação pode ser estabelecida. A solicitação dos dados foi feita através de uma *outputstream*, da classe *java.io.outputstream*, a qual envia um *byte* para o módulo de aquisição de ECG e EMG.

3.7.2.2 Exibição dos dados

A exibição dos dados de ECG e EMG na tela do dispositivo foi realizada utilizando a classe *achartengine*, para isso foi adicionado ao projeto o arquivo de biblioteca “*achartengine-1.1.0.jar*”, o qual possui as classes e métodos necessários para realizar a plotagem dos sinais de ECG e EMG.

Sabendo-se que um dado é recebido a cada $520\mu\text{s}$, a exibição na tela de todos esses dados acarretaria no sobrecarregamento do sistema e travamento da aplicação, logo um artifício teve que ser utilizado no *software*. A velocidade de incremento do eixo do tempo foi reduzida, dessa forma, as velocidades de exibição e recebimento de dados ficaram diferentes, ou seja, no processo de exibição alguns dados são descartados. No entanto, para suprir esta desvantagem os dados recebidos são salvos em um arquivo criado no cartão de memória do aparelho.

3.7.2.3 Armazenamento dos dados no SDcard

Para realizar o armazenamento dos dados em um arquivo do tipo texto no cartão de memória foram utilizados os métodos das classes “*java.io.File*” e “*java.io.FileOutputStream*”. Analogamente aos métodos da classe *BluetoothAdapter* esses métodos também precisam de permissão de acesso ao dispositivo de *hardware*” (LECHETA, 2013).

A gravação dos dados de ECG e EMG é realizada no SDcard do dispositivo automaticamente em uma pasta criada no momento em que a aplicação é executada. A pasta com os dados de ECG e EMG possui o nome “DadosAplicação”. Nesta pasta os dados de ECG e EMG são gravados em um arquivo nomeado automaticamente pela aplicação. Os arquivos são nomeados no seguinte formato: “dd-mm-yyyy_ECG”,

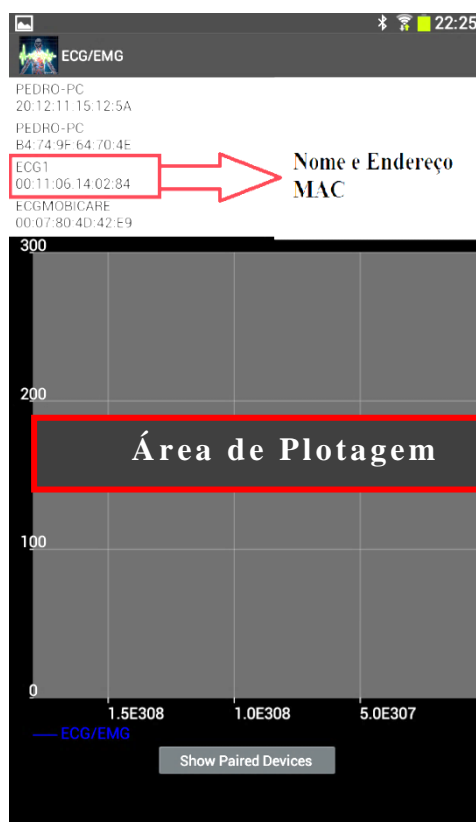
para os dados de ECG e “dd-mm-yyyy_EMG” para os dados de EMG, onde dd-mm-yyyy corresponde a data contida no calendário do dispositivo.

Para que seja realizado mais de um exame por dia é necessário que a pasta seja renomeada manualmente. Logo dessa maneira muitas aquisições podem ser realizadas em um único dia.

3.7.3 Funcionalidades do Aplicativo

O aplicativo possui duas telas; a tela de início é uma tela que permite ao usuário observar os dispositivos *Bluetooth* pareados e escolher com qual dispositivo o telefone irá se conectar e trocar informações. O módulo de aquisição de ECG e EMG pode ser reconhecido através do nome do dispositivo *Bluetooth* e endereço MAC-(*Media Access Control*), os quais são exibidos na tela do telefone como ilustrado na Figura 3.28, a qual ilustra a tela de início do aplicativo. O nome e endereço MAC destacados representam um dispositivo *Bluetooth* previamente pareado.

Figura 3.28- *Aplicativo informando a lista de dispositivos pareados.*



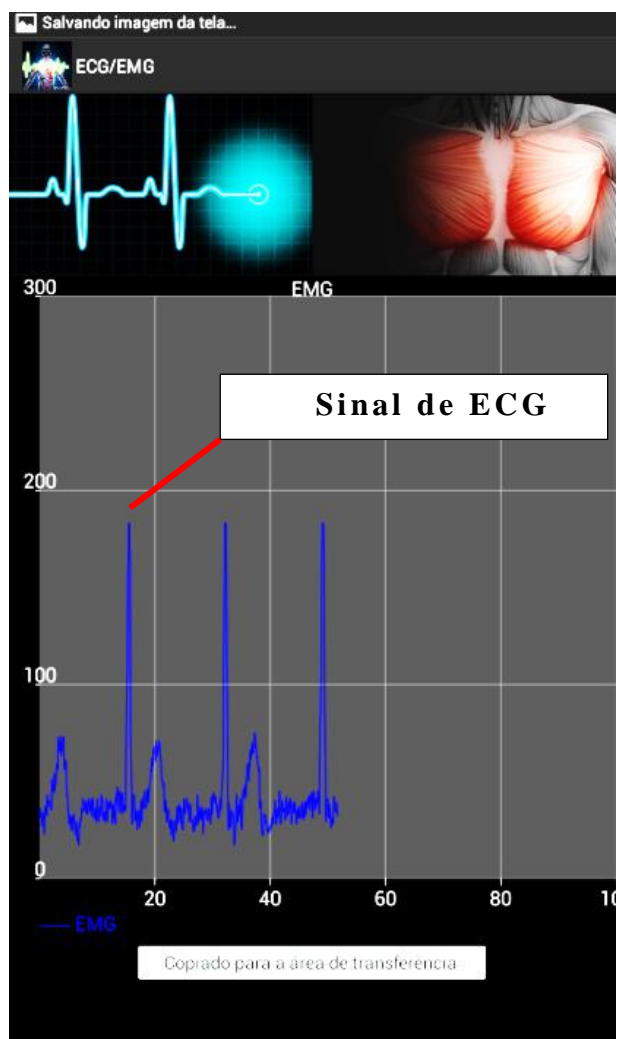
Fonte: *Acervo do autor.*

Uma vez escolhido o dispositivo, a aplicação irá mudar para a tela que determina a escolha do tipo de sinal que será salvo e exibido na tela do aparelho. A escolha é realizada por meio de botões ilustrativos, a fim de tornar a interface do aplicativo mais ergonômica e intuitiva para o usuário.

3.7.3.1 A Função ECG

A função para visualização de sinais de ECG pode ser acionada pressionando-se o botão representado pela imagem do ECG, assim que este botão for pressionado o aparelho de telefone envia uma solicitação ao equipamento informando que dados de ECG devem ser enviados. O equipamento então interpreta esta solicitação e inicia o envio dos dados resultantes da conversão A/D do canal de ECG. A Figura 3.29 ilustra a tela do aplicativo contendo dados de ECG.

Figura 3.29-Sinal de ECG ilustrado pelo aplicativo na tela de um tablet.

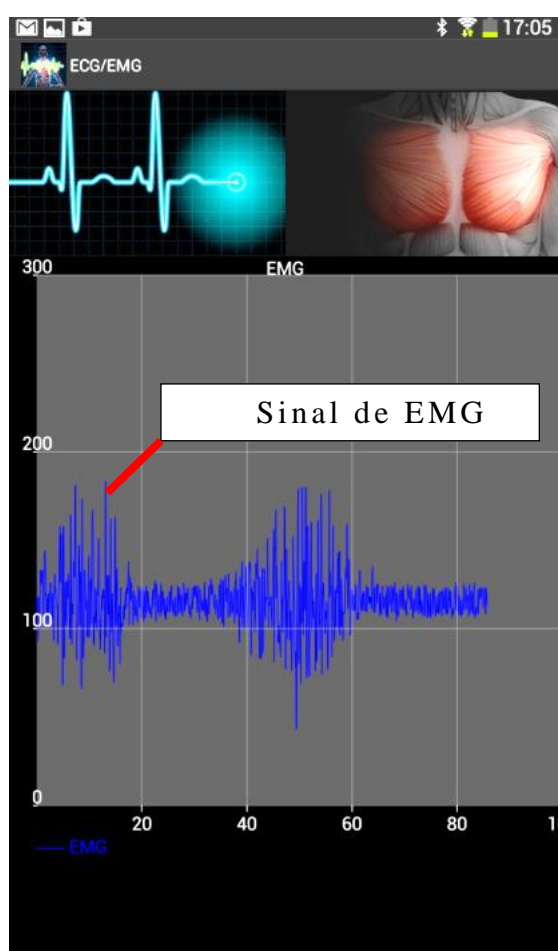


Fonte: Acervo do autor.

3.7.3.2 A Função EMG

A função para visualização de sinais de EMG pode ser acionada pressionando-se o botão representado pela imagem representativa dos músculos, imagem localizada à direita da imagem de ECG, assim que este botão for pressionado o aparelho de telefone envia uma solicitação ao módulo de aquisição de sinais informando que dados de EMG devem ser enviados. O módulo, então, interpreta esta solicitação e inicia o envio dos dados resultantes da conversão A\D do canal de EMG. A Figura 3.30 ilustra a tela do aplicativo contendo dados de EMG.

Figura 3.30-*Imagem do sinal de EMG exibido pelo aplicativo na tela de um tablet.*



Fonte: *Acervo do autor.*

É possível ainda, alternar o tipo de sinal a ser exibido durante a execução do programa sem que haja a necessidade de parar o aplicativo e refazer a comunicação *Bluetooth*, bastando apenas clicar no botão responsável pela função desejada. Quando o botão *back* do dispositivo é acionado, é feita uma requisição de parada de envio e conversão é realizada ao módulo de aquisição de sinais de ECG e EMG, para que o consumo do mesmo seja reduzido e assim, prolongar o tempo de uso da bateria.

Capítulo 4

4 RESULTADOS

Neste capítulo são abordados os resultados obtidos durante o desenvolvimento deste trabalho. Os resultados estão representados através dos gráficos das formas de onda dos sinais de ECG e EMG capturados por um osciloscópio digital, imagens dos sinais na tela de do *tablet* utilizado para executar o aplicativo de aquisição de sinais, imagens da placa de circuito impresso fabricada e do protótipo montado, além de uma tabela ilustrando o consumo de corrente total do equipamento.

4.1 MONTAGEM DO PROTÓTIPO

Os componentes utilizados no protótipo são componentes SMD- (*Surface Mounted Device*). Os componentes SMD têm por característica apresentar tamanho reduzido com relação aos componentes THT- (*Through Hole Technology*), no entanto o grau de complexidade da montagem aumenta consideravelmente, uma vez que para realizar a soldagem desses componentes é necessário utilizar ferramentas especiais de montagem como: estação de solda equipada com soprador e pasta de solda.

Além de ocupar um espaço menor no projeto do *layout* da PCB, utilizar componentes SMD permite automatizar o processo de fabricação do produto, pois os componentes SMD podem ser montados por mecanismos de *pick and place*, facilitando o processo de fabricação em larga escala.

Uma vez que a produção inicial comportou apenas algumas unidades, os primeiros protótipos foram montados manualmente. A desvantagem de utilizar esse método de montagem é a velocidade reduzida com relação ao método *pick and place*, já que a montagem manual é dependente da expertise do soldador. As Figuras 4.1 e 4.2 ilustram a placa do módulo de aquisição de ECG e EMG desenvolvido e a placa do módulo de alimentação e transmissão montadas.

Figura 4.1- *Módulo de aquisição de sinais de ECG e EMG.*



Fonte: *Acervo do autor.*

Figura 4.2-Placa do módulo de comunicação e alimentação.



Fonte: Acervo do autor.

4.2 CONSUMO DE CORRENTE DO PROTÓTIPO

O consumo do protótipo pode ser estimado a partir da soma das correntes de todos os componentes do módulo. O consumo dos componentes ativos está descrito na Tabela 4.1.

Tabela 4.1-Descrição do consumo total do protótipo.

| Componente | Consumo em (mA) | Quantidade | Consumo Total (mA) |
|--------------------------------------|-----------------|------------|--------------------|
| INA128 | 1,5 | 2 | 3 |
| OPA4277 | 26,4 | 2 | 52,8 |
| MSP430G2553 | 0,4 | 1 | 0,4 |
| MAX1551 | 1,75 | 1 | 1,75 |
| MAX889R | 3,3 | 1 | 3,3 |
| MAX8892 | 0,04 | 1 | 0,04 |
| EGBT046S | 30 | 1 | 30 |
| LED | 1 | 1 | 1 |
| Corrente Total do Módulo (mA) | | | 92,29 |

Fonte: Acervo do autor.

A Tabela 4.1 ilustra o consumo total do módulo. Os valores utilizados para o cálculo do consumo de corrente foram os valores máximos dos componentes, obtidos nos *datasheets* dos respectivos fabricantes. O resultado teórico obtido foi de 92,29mA, no entanto, o consumo do protótipo medido por um amperímetro digital do fabricante Minipa foi de 60mA. Essa diferença é explicada pelo fato de os valores de consumo de corrente informados no *datasheet* de alguns componentes foram referentes a um valor de alimentação maior do que o valor utilizado para alimentação do protótipo, que foi de 3,3V.

4.3 SINAIS DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE ECG

A aquisição dos sinais de ECG foi realizada utilizando-se o próprio autor do trabalho como exemplar de testes. Foram realizados diversos testes com o objetivo de verificar a repetibilidade e estabilidade do *hardware*.

Os eletrodos utilizados para aquisição do sinal de ECG foram eletrodos de Ag/AgCl do fabricante MEDITRACE e foram posicionados no tórax do autor em forma de um triângulo, o Triângulo de Eithoven. A derivação utilizada para captação do sinal de ECG foi a DI, o eletrodo positivo foi posicionado no lado esquerdo, o negativo posicionado no lado direito e o eletrodo de referência foi posicionado no centro como ilustra a Figura 4.3.

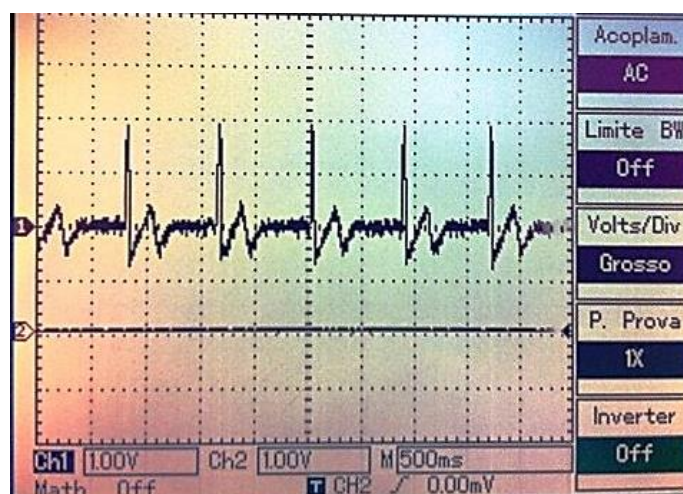
Figura 4.3-*Posicionamento dos eletrodos para aquisição de ECG.*



Fonte: *Acervo do autor.*

O sinal de ECG foi verificado através de um osciloscópio digital Minipa modelo MO-2025. Este osciloscópio possui uma resposta em frequência de 25MHz, uma frequência de amostragem de 25Ms/s, características adequadas para observação em tempo real dos sinais de ECG e EMG, uma vez que a frequência de amostragem excede em 50000 vezes a banda de frequência do sinal de EMG e 250000 vezes a banda de frequência do sinal de ECG. O sinal de ECG foi monitorado na saída do circuito de aquisição e condicionamento, ou seja, na entrada do conversor A/D do microcontrolador MSP430G2553 e está ilustrado na Figura 4.4.

Figura 4.4- Sinal de ECG obtido na saída do circuito de aquisição e condicionamento.



Fonte: Acervo do autor.

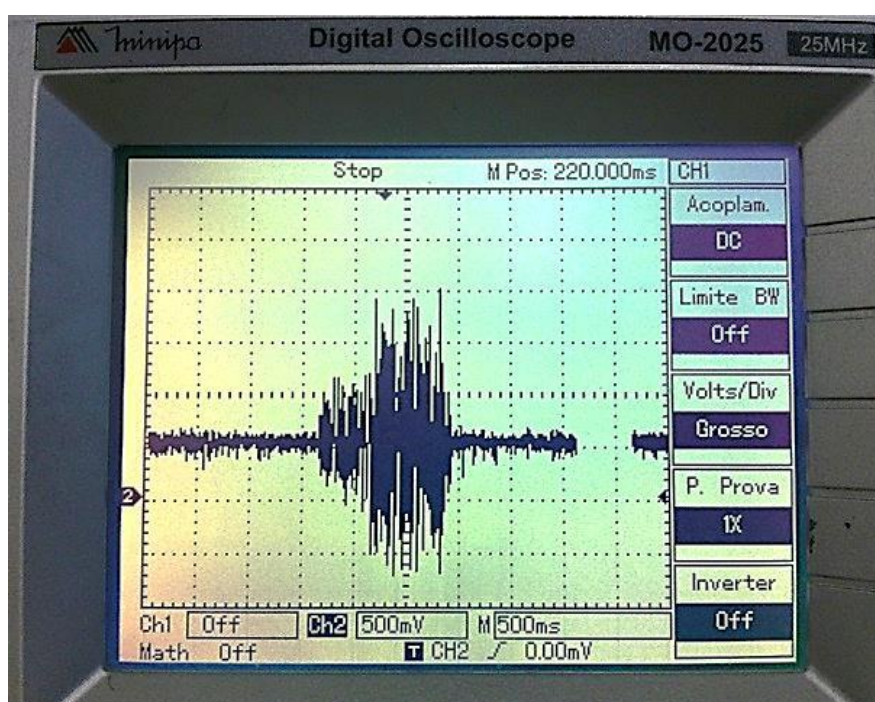
É possível observar claramente o formato de onda característico de um ECG, principalmente o complexo QRS e a onda T. O sinal apresentou uma amplitude de aproximadamente 2,5V, dentro do limite do microcontrolador que é de 0 a 3,3V de pico. Além disso, pode-se observar ainda no sinal um ruído de baixa amplitude, mas que não influencia no processamento do sinal pelo aplicativo, ou seja, não apresentando influência em aplicações que possuem a finalidade de medição da frequência cardíaca e classificação do sinal de ECG através do intervalo RR. Uma vez que a classificação das arritmias cardíacas pode ser feita através da análise da variação do intervalo RR do sinal de ECG (TOMPKINS; WEBSTER, 1981).

4.4 SINAIS DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE EMG

Analogamente aos sinais de ECG, a aquisição do sinal de EMG foi observada no mesmo osciloscópio e na saída do circuito de aquisição e condicionamento do sinal de EMG, ou seja, na entrada do conversor A/D do microcontrolador. Os eletrodos utilizados para

realizar a aquisição do sinal foram eletrodos de superfície do tipo Ag/AgCl do fabricante MEDITRACE, os mesmos utilizados para aquisição do sinal de ECG. A Figura 4.5 ilustra o formato do sinal de EMG. É possível ver claramente o sinal de Eletromiografia com amplitude de aproximadamente 2,0V, nível DC de 500mV e ruído de base de aproximadamente 100mV de amplitude.

Figura 4.5- Imagem da aquisição do sinal de EMG obtida por osciloscópio digital.



Fonte: Acervo do autor.

A medição do sinal de EMG foi realizada no corpo do músculo bíceps do braço direito. O eletrodo positivo foi posicionado na porção proximal ao ombro, o eletrodo negativo mais abaixo separado do eletrodo positivo por uma distância de 2,5cm e o eletrodo negativo foi posicionado no ombro direito, assim como recomendado pela norma SENIAM. A Figura 4.6 ilustra o posicionamento dos eletrodos.

Figura 4.6-*Posicionamento dos eletrodos para aquisição do sinal de EMG.*



Fonte: *Acervo do autor.*

4.5 O APLICATIVO DE APRESENTAÇÃO DOS SINAIS NO SMARTPHONE

O aplicativo em Android tem a função de realizar a interface gráfica entre o usuário e o módulo de aquisição e transmissão dos sinais de ECG e EMG. Quando instalado no *smartphone* o aplicativo irá apresentar um ícone no menu principal do dispositivo Android como ilustrado na Figura 4.7.

Figura 4.7- Imagem do ícone do aplicativo no menu do dispositivo.



Fonte: Acervo do autor.

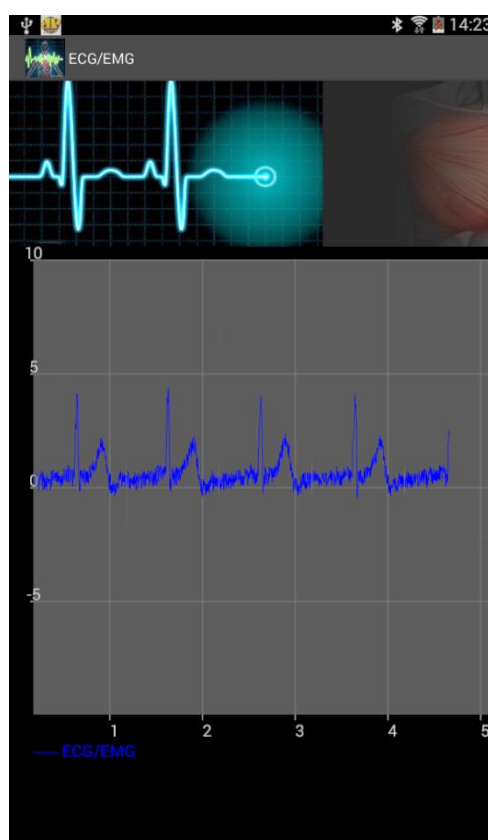
4.5.1 Análise Comparativa dos Sinais do Aplicativo

Nesta seção é feita uma análise dos sinais de ECG e EMG exibidos pela aplicação com o objetivo de verificar se a plotagem dos sinais condiz com a literatura. Para obtenção dos sinais no aplicativo foi utilizado o *tablet* Samsung Galaxy Tab 3 que possui como principais características: 8Gb de memória interna de armazenamento, tela de 7 polegadas, processador Dual Core de 1,2GHz e sistema operacional Android 4.2. Essas características foram determinantes para a escolha deste modelo como dispositivo de testes e *debug*.

4.5.1.1 Plotagem dos Sinais de ECG

Para realizar a plotagem dos sinais de ECG foi utilizado o *tablet* mencionado anteriormente. O resultado desse experimento está ilustrado pela Figura 4.8, a qual ilustra um sinal de ECG de amplitude aproximada de 4 mV. O valor de *offset* está sendo subtraído no cálculo da amplitude do sinal real.

Figura 4.8- Sinal de ECG plotado na tela do dispositivo Android.



Fonte: Acervo do autor.

Esses valores são obtidos pelas operações de conversão A/D e deslocamento de *bits* realizadas pelo MSP430. O valor convertido é um valor que varia de 0 a 1023 e o deslocamento de dois *bits* à direita faz a mudança de escala de 0 a 1023 para 0 a 255. Essa conversão é equivalente a dividir o valor amostrado por 4. O valor da escala na Figura 4.8 é dado em mV e é obtido utilizando a seguinte expressão

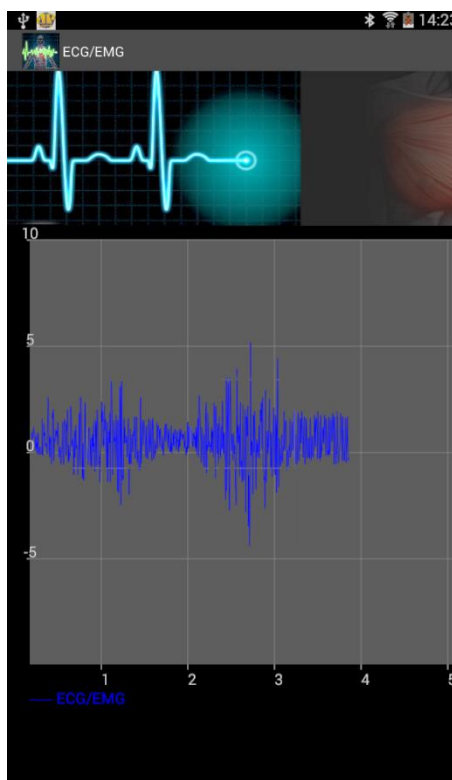
$$V_{in} = \frac{3,3 \times 4 \times R}{1023 \times 1,56 \times 167,6}, \quad (27)$$

onde, V_{in} é o sinal biológico e R é o resultado da conversão A/D.

4.5.1.2 Plotagem dos Sinais de EMG

O procedimento para verificação dos sinais de EMG é análogo ao utilizado para verificar os sinais de ECG. Os sinais observados foram os sinais do bíceps direito. A Figura 4.9 ilustra o sinal de EMG plotado na tela do dispositivo após duas contrações consecutivas.

Figura 4.9-Sinal de EMG plotado na tela do dispositivo Android.



Fonte: *Acervo do autor.*

Realizando-se um procedimento análogo ao sinal de ECG pode-se observar que o sinal de EMG analógico tem uma amplitude de aproximadamente 5mV. O ruído observado nos dois sinais foi captado devido a utilização de uma fonte de alimentação sem aterramento durante o procedimento de coleta das amostras.

Capítulo 5

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Como principal contribuição deste trabalho, tem-se o desenvolvimento de um protótipo para um possível produto inovador no mercado de *fitness* brasileiro capaz de realizar a aquisição dos sinais biológicos de EMG e ECG e enviá-los a um aparelho celular ou *tablet* que utilize o sistema operacional AndroidTM para captar dados de ECG e EMG através de comunicação sem fio utilizando o protocolo de comunicação *Bluetooth*.

Além disso, o protótipo apresenta características altamente desejáveis para o trabalho com dispositivos móveis, como:

- I. Arquitetura escalável, ou seja, ele foi fabricado para poder ser integrado a outras tecnologias de transmissão sem fio como: Wi-Fi e Zigbee.
- II. Possibilidade de comunicação I2C, podendo comunicar-se com outros protótipos para realizar a correlação do sinal de EMG de diferentes músculos durante a realização de uma atividade física.
- III. Consumo reduzido, podendo ser utilizado por 8 horas consecutivas.
- IV. Funcionamento com uma única bateria de celular e carregamento através de um carregador comum ou através da porta USB de um computador.
- V. Capacidade de transmissão sem fio dos dados a uma distância de até 20 metros.

Como contribuição científica, o trabalho resultou na publicação de um artigo, apresentado no XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica-CBEB-2014 com o título de SISTEMA DE ELETROCARDIOGRAMA PARA PLATAFORMA ANDROIDTM.

O protótipo também irá servir como objeto de estudo e testes para outros alunos do grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco desenvolverem novas pesquisas tendo como base o protótipo produzido neste trabalho. Atualmente, existem duas dissertações de mestrado no programa de fisioterapia e uma no programa de Engenharia Elétrica da UFPE, um projeto de pesquisa aprovado pelo CNPQ que deverão utilizar essa mesma plataforma de aquisição de sinais.

Outra contribuição foi o desenvolvimento do aplicativo para utilização do módulo e integração com uma tecnologia de *software* para dispositivos móveis que vem dominando o mercado nos últimos anos. O aplicativo desenvolvido apresentou boa qualidade e praticidade de utilização devido a sua interface simples e intuitiva.

Os testes realizados no módulo e no aplicativo foram feitos no próprio autor, sem a existência de voluntários, e consistiram em testes a curta distância, máximo de 10 metros e tiveram como principal objetivo validar o funcionamento do equipamento e também da aplicação desenvolvida. Para um protótipo final, testes mais conclusivos deverão ser realizados para comprovar a confiabilidade e a estabilidade do equipamento.

Por fim, o protótipo desenvolvido rendeu excelentes resultados, pois o *hardware* funcionou de maneira eficiente realizando a aquisição dos sinais de ECG e EMG, provou-se ser replicável de maneira comercial e o *software* desenvolvido mostrou-se possuir

interface simples de utilização, o que proporciona conforto ao usuário durante a realização de atividades físicas.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho abre uma gama de aplicações e outros trabalhos. Já que a fabricação de um dispositivo leve e de baixo consumo possibilita a sua utilização como dispositivo vestível, *Wearable Technology*, através de sua utilização em conjunto com uma cinta de tecido condutor que irá realizar o papel dos eletrodos, além de outras aplicações em *software* como monitores portáteis de atividade muscular para serem utilizados em academias com o objetivo de estudar a evolução muscular dos alunos e atletas.

Com base nisso merecem destaque os seguintes trabalhos futuros:

- I. Fabricação de uma cinta de tecido condutor para o dispositivo ser utilizado como tecnologia vestível.
- II. Desenvolvimento de um aplicativo que faça o processamento digital dos dados de ECG e EMG no sistema operacional Android, como também o armazenamento desses dados em uma base com o histórico de acompanhamento.
- III. Utilização de outro protocolo de comunicação sem fio como Wi-Fi para permitir integração com outros dispositivos móveis além de *smartphones*.
- IV. Utilizar o dispositivo para integrar uma rede de sensores para monitoramento de equilíbrio de pacientes com deficiência motora.
- V. Desenvolver um jogo em Android que tenha o objetivo de utilizar os dados de ECG ou EMG para ser utilizado em

terapias que utilizem jogos como estímulo e até em treinamento virtual de musculação ou corrida.

- VI. Criar um *Web Server* e disponibilizar os dados contidos no *smartphone* para que possam ser analisados por profissionais, sem que haja a necessidade de deslocamento do usuário até o estabelecimento de trabalho do profissional, ou seja, diagnóstico em casa.

REFERÊNCIAS

ALBRECHT, B. L. **Controle de uma Cadeira de Rodas Motorizada Através de Eletromiografia em uma Plataforma Embarcada**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2010. p. 135.

ANDRADE, A. D. O. **Metodologia para Classificação de Sinais de EMG no Controle de Membros Artificiais**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2006. p. 105.

ANDRADE, M. M. D. **Análise Tempo-Frequência de Sinais Eletromiográficos para Análise de Fadiga Muscular em Cicloergômetro**. Universidade de Brasília. Brasília, 2006. p. 103.

BEHAR, J. ECG and Wiener filter. **Joachim Behar**, 2012. Disponível em: <http://joachim.behar.perso.neuf.fr/Joachim/ECG_tuto_2.php>. Acesso em: 21 Junho 2014.

BIERL, L. MSP430 Family Mixed-Signal Microcontroller Application Reports. **Texas Instruments**, 2000. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa024/slaa024.pdf>>. Acesso em: 20 Maio 2014.

BORN, R. S. **Filtros Adaptativos Aplicados a Sinais Biomédicos**. Universidade Federal de Pelotas. Pelotas, p. 51. 2000.

BRAHLER, S. **Analysis of the Android Architecture**. Karlsruher Institut für Technologie. [S.l.], 2010. p. 43.

CARDOSO, A. S. V. **Instrumentação e Metodologia de Medição de Biopotenciais**. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2010. p. 124.

CASSILLAS, C. **Heart Rate Monitor and Electrocardiograph Fundamentals**. Freescale Semiconductor. Guadalajara, p. 21. 2010.

CHAVES, P. C.; MOREIRA, A. L. **Eletrocardiografia**. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto. Porto, 2001. p. 26.

CREMMEL, M.; VERMEULEN, R. Elektorcardioscope. **Elektor**, v. 39, n. 440, Agosto 2013.

CREPALDE, M. A. **Modelagem e Análise de Sistemas de Transporte de Íons em Membranas Celulares Usando verificação de Modelo**. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2011, p. 165.

E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL. EGBT-046S/EGBT045MS Bluetooth Module. **E-Gizmo**, 2012. Disponível em: <<https://docs.google.com/file/d/0BxdLxD6HidSkRaRTVuNERrQjg/edit>>. Acesso em: 1 Maio 2014.

ELETROMIOGRAFIA. **Saúde e Medicina**, 2014. Disponível em: <<http://www.saudemedicina.com/eletromiografia-emg/>>. Acesso em: 21 Junho 2014.

FABBRO, P. A. D. **Projeto de um Amplificador de Instrumentação CMOS integrado**. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2002. p. 100.

FERREIRA, E. L. C. **Análise da Interferência de Ruídos e Artefatos no Processo de Aquisição e Processamento Digital de um Sinal Biológico**. Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos, 2007. p. 126.

FORTI, F. **Análise do Sinal Eletromiográfico em Diferentes Posicionamentos, Tipos de Eletrodos, Ângulos Articulares e Intensidades de Contração**. Universidade Metodista de Piracicaba. Piracicaba, 2005. p. 134.

G1. Tecnologia e Games. **G1**, 2014. Disponível em: <<http://g1.globo.com/tecnologia/noticia/2014/01/mercado-de-smartphones-vende-mais-de-1-bilhao-de-aparelhos-em-2013.html>>. Acesso em: 27 Julho 2014.

GARTNER. Gartner Says Worldwide Sales of Mobile Phones Declined 2 Percent in First Quarter of 2012; Previous Year-over-Year Decline Occurred in Second Quarter of 2009. **Gartner**, 2012. Disponível em: <<http://www.gartner.com/newsroom/id/2017015>>. Acesso em: 2 Fevereiro 2014.

GUTIÉRREZ, E. M. **Telemetria: Aplicação de Rede de Sensores Biomédicos Sem Fio**. Universidade de Brasília. Brasília, 2006. p. 126.

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

HUHTA, J. C.; WEBSTER, J. G. 60Hz Interference in Electrocardiogram. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 1973.p. 91-101.

JOHNSON, D. E.; HILBURN, J. L.; JOHNSON, J. R. **Fundamentos de Análise de Circuitos Elétricos**. 1^a. ed. Rio de Janeiro: Prentice-Hall, 1994.

JÚNIOR, A. P. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório**. 6^a. ed. Porto Alegre: Bookman, 2003.

K. L. DA SILVA, A. N. S. F. V. R. D. S. **DESENVOLVIMENTO DE UM MONITOR CARDÍACO PORTÁTIL COM CONEXÃO WI-FI PARA TRANSMISSÃO VIA INTERNET. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica-CBEB**, Uberlândia-MG, 2014. 4.

LECHETA, R. R. **Google Android: aprenda a criar aplicações para dispositivos móveis com o Android SDK**. 3^a. ed. São Paulo: Novatec, 2013.

LOPES, P. G. et al. **O efeito da terapia de biofeedback por eletromiografia de superfície na flexão de joelho da marcha hemiparética**. Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2003, p. 7.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**, São Paulo, 2006. p. 28.

MAXIM. Maxim High Frequency, Regulated, 200mA, Inverting Charge Pump. **Maxim**, 2000. Disponível em: <<http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX889.pdf>>. Acesso em: 8 Maio 2014.

MAXIM. **MAX8891/MAX8892: High PSRR, low dropout, 150mA Linear Regulators**. Maxim Integrated. San Jose. 2011.

MAXIM INTEGRATED. SOT23 Dual-Input USB/DC Adapter 1-Cell Li+ Battery Chargers. **Maxim Integrated**, 2003. Disponível em: <<http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX1551-MAX1555.pdf>>. Acesso em: 3 Maio 2014.

NEUROBASE. Eletromiografia. **Neurobase**, 2014. Disponível em: <<http://www.neurobase.com.br/>>. Acesso em: 23 Junho 2014.

NEUROCIÊNCIA do Comportamento I. **Psicologia**, 2014. Disponível em: <<http://freudexplica-psicologia.blogspot.com.br/p/neurociencia-do-comportamento-1.html>>. Acesso em: 20 Junho 2014.

OLHAR DIGITAL. Android está em 77% dos smartphones comprados no Brasil. **Olhar Digital**, 2013. Disponível em: <<http://olhardigital.uol.com.br/pro/noticia/39349/39349>>. Acesso em: 17 Maio 2014.

OLIVEIRA, I.; BALBINOT, A. ELETROCARDIOGRAMA PORTÁTIL ATRAVÉS DE APLICATIVO PARA SISTEMA OPERACIONAL ANDROID. **XXIV-Congresso Nacional de Engenharia Biomédica**, Uberlândia-MG, outubro 2014. 4.

OLIVEIRA, M.; RAMOS, C. Redução de Ruído de 60Hz em Medidas de ECG Utilizando FPGA. **CONNEPI**, Belém, 2009. p. 10.

PALODETO, V. **Sistema Computacional para o Processamento, a Análise e a Classificação do Sinal Eletrocardiográfico de Neonatos e Adultos**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2006. p. 107.

PASSOS, T. D. S. **Android, arquitetura e desenvolvimento**. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Poços de Caldas, 2009. p. 61.

RABELLO, R. R. Android: um novo paradigma de desenvolvimento móvel. **Cesar**. Disponível em: <http://www.cesar.org.br/site/files/file/WM18_Android.pdf>. Acesso em: 3 Janeiro 2014.

RAMINHOS, J. P. B. D. V. *Aquisição de Sinais Fisiológicos*, Lisboa , 2009. p. 93.

RAMOS, R. Personal Training Online, 4 Fevereiro 2013. Disponível em: <<http://musculacaoonline.com.br/musculacao-para-iniciantes-o-guia-completo/>>. Acesso em: 1 Julho 2014.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microelectronics Circuits**. 4^a. ed. São Paulo: Pearson Makron Book, 2000.

SILVA, G. A. C. **Projeto de um ECG de Alta Resolução com 12 Canais e Interface USB Utilizando Microcontrolador ARM**. Universidade de Brasília. Brasília, 2009. p. 102.

SORNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing**: in a cardiac and neurological applications. San Diego: Elsevier, 2005.

TAVARES, M. C. **Monitor de Atividade Cerebral Baseado em Microcontrolador**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 1997.

TEXAS INSTRUMENTS. High Precision, Low Noise Operational Amplifiers. **Texas Instruments**, 2005. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2227.pdf>>. Acesso em: 21 Junho 2014.

TEXAS INSTRUMENTS. Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. **Texas Instruments**, 2005. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/sbos051b/sbos051b.pdf>>. Acesso em: 21 Junho 2014.

TEXAS INSTRUMENTS. MSP430x2xx Family User's Guide. **Texas Instruments**, 2012. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ug/slau144j/slau144j.pdf>>. Acesso em: 2 Março 2014.

THALMICLABS. Myo. **Thalmiclabs**, 2013. Disponível em: <<https://www.thalmic.com/en/myo/>>. Acesso em: 20 Julho 2014.

TICIANELLI, E. A.; GONZALEZ, E. R. **Eletroquímica-Princípios e Aplicações**. 2ª. ed. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 2005. p. 220.

TOCCI, R. J.; S.WIDMER, N. **Sistemas Digitais: princípios e aplicações**. 7ª. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 1998.

TOMPKINS, W. J.; WEBSTER, J. G. **Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation**. New Jersey: Prentice-Hall, 1981.

TRANSPORTE Ativo. **Biofísica**, 2012. Disponível em: <http://ead.uninove.br/ead/dps/biof02/a02_pop04_biof02.htm>. Acesso em: 20 Junho 2014.

VELLOSO, R. P. **Protótipo de um Eletromiógrafo Digital**. Universidade Regional de Blumenau. Blumenau, 2004. p. 38.

VOLPATO, E. C. **Processamento Digital de Eletrocardiograma: Estudo e Implementação de um Detector de Arritmias Cardíacas**. Universidade Federal de Santa Maria. Santa Maria, 2005. p. 73.

ZANETTI, R. **Desenvolvimento de um Sistema Embarcado Para Aquisição de Sinais Biomédicos**. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2013. p. 94.