

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MARCELO CAVAGNOLLI

**Sistema para Monitoramento de Bradicardias,
Taquicardias e Quedas de Indivíduos via
Mensagens de Celular**

Porto Alegre

2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MARCELO CAVAGNOLLI

**Sistema para Monitoramento de Bradicardias,
Taquicardias e Quedas de Indivíduos via Mensagens de
Celular**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2019

CIP - Catalogação na Publicação

Cavagnolli, Marcelo
Sistema para Monitoramento de Bradicardias,
Taquicardias e Quedas de Indivíduos via Mensagens de
Celular / Marcelo Cavagnolli. -- 2019.
123 f.
Orientador: Alexandre Balbinot.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de
Engenharia, Curso de Engenharia Elétrica, Porto
Alegre, BR-RS, 2019.

1. Taquicardia. 2. Bradicardia. 3. Quedas. I.
Balbinot, Alexandre, orient. II. Título.

MARCELO CAVAGNOLLI

**Sistema para Monitoramento de Bradicardias,
Taquicardias e Quedas de Indivíduos via Mensagens de
Celular**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica.

Prof. Dr. Alexandre Balbinot
Orientador - UFRGS

Aprovado em 04 de julho de 2019.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Anderson Maciel
UFRGS

Prof. M.E. Juliano Machado
IFSUL

Agradecimentos

À minha família, em especial à minha mãe Cléa e meu pai Antonio por toda dedicação a mim e aos meus irmãos.

À minha esposa Jerusa pelo apoio incondicional e compreensão nos momentos em que estive ausente.

À minha sogra Maria por toda disponibilidade em ajudar ao longo destes anos.

Ao Prof. Dr. Alexandre Balbinot que se dispôs a me orientar e apresentar novos caminhos em minha formação.

*"Remember to look up at the stars
and not down at your feet."*

Stephen Hawking

Resumo

Melhores condições de saúde e a queda da taxa de fecundidade na população mundial requerem a atenção quanto ao envelhecimento populacional crescente. Sendo assim, estudos de tecnologias assistivas se tornam cada vez mais importantes na vida atual. Pensando nisso, tomou-se como proposta deste trabalho, a implementação de um sistema capaz de detectar e monitorar arritmias cardíacas de taquicardia e bradicardia e possíveis quedas de indivíduos, enviando mensagens SMS quando ocorrer um destes eventos através do módulo de GSM SIM800L, fabricado pela SIMCom®. Desta forma, primeiramente implementou-se um eletrocardiógrafo de uma derivação e um detector de batimentos cardíacos. Utilizou-se um simulador multiparamétrico de paciente Lionheart 2, fabricado pela Bio-Tek Instruments, para validar o sistema proposto para ECG e foram realizados testes com voluntários. Este sistema apresentou erro absoluto de 1 BPM para testes com o simulador e erro absoluto de 3 BPM com voluntários. O sinal de ECG amostrado, por sua vez, apresentou coeficiente de correlação de Pearson maior que 0,90, indicando uma correlação forte entre os sinais de saída e a referência. Contudo, este sistema deve ser utilizado unicamente como um instrumento auxiliar na detecção de arritmias e indicar uma possível situação de emergência e não como um sistema de diagnóstico clínico preciso. Foi implementado, também, um sistema detector de quedas, utilizando-se o sensor inercial MPU-9250, fabricado pela InvenSense®, posicionado na região da cintura de voluntários como um sistema adicional ao sistema de ECG. Com o estudo de 54 execuções de movimentos padronizados concluiu-se que o modelo pode detectar quedas em 98,14% dos casos previstos.

Palavras-chave: Eletrocardiografia, Arritmias Cardíacas, Detecção de Quedas, Mensagens de Celular.

Abstract

Improved health conditions and declining fertility rates in the world population require attention to increasing population aging. As such, assistive technology studies become increasingly important in today's life. With this in mind, a proposal was made to implement a system capable of detecting and monitoring cardiac arrhythmias of tachycardia and bradycardia and possible falls of individuals, sending SMS messages when one of these events occurs through the GSM module SIM800L, manufactured by SIMCom ®. In this way, a lead electrocardiograph and a heart rate detector were first implemented. A multiparametric patient simulator, Lionheart 2, manufactured by Bio-Tek Instruments, was used to validate the proposed ECG system and tests were performed with volunteers. This system presented absolute error of 1 BPM for tests with the simulator and absolute error of 3 BPM with volunteers. The sampled ECG signal presented a Pearson correlation coefficient higher than 0.90, indicating a strong correlation between the output signals and the reference. However, this system should only be used as an aid in the detection of arrhythmias and indicate a possible emergency situation and not as a precise clinical diagnosis system. A fall detector system was also implemented, using the MPU-9250 inertial sensor, manufactured by InvenSense ®, positioned in the waist region of volunteers as an additional system to the ECG system. With the study of 54 executions of standardized movements it was concluded that the model can detect falls in 98.14% of the predicted cases.

Keywords: Electrocardiography, Cardiac Arrhythmias, Detection of Falls, Celphone Messages.

Lista de Figuras

Figura 1 – Esboço simplificado comparando o funcionamento de uma célula a uma pequena bateria.	19
Figura 2 – Ilustração das regiões do coração humano com células cardíacas responsáveis pela atividade elétrica.	20
Figura 3 – Ilustração das vias de condução elétrica do coração humano.	21
Figura 4 – Processo de contração das células miocárdicas: (a) célula miocárdica em repouso e (b) célula miocárdica contraída.	22
Figura 5 – Ciclo cardíaco humano e a geração do ECG.	23
Figura 6 – Superposição dos potenciais de ação à medida que o estímulo alcança os diferentes grupos musculares do coração humano.	24
Figura 7 – Corte lateral de um eletrodo de superfície de Ag/AgCl.	25
Figura 8 – Triângulo de Einthoven. RA - <i>Right Arm</i> (Braço esquerdo), LA - <i>Left Arm</i> (Braço direito) e LL - <i>Left Leg</i> (Perna esquerda).	25
Figura 9 – Posicionamento dos eletrodos adotado para este trabalho.	26
Figura 10 – Formatos típicos de sinais de ECG em função do tipo de derivação.	27
Figura 11 – Arritmias de origem sinusal: (a) taquicardia sinusal de aproximadamente 120 BPM e (b) bradicardia sinusal de aproximadamente 40 BPM.	28
Figura 12 – Assistolia detectada entre o quarto e quinto batimento.	29
Figura 13 – Representação do funcionamento do equilíbrio humano.	29
Figura 14 – Representação do labirinto membranoso humano.	30
Figura 15 – Córtex somatossensorial primário dividido nas regiões de processamento das diversas partes do corpo humano.	32
Figura 16 – Típico sistema massa-mola respresentando o modelo básico de funcionamento de um acelerômetro.	33
Figura 17 – Modelo físico de um acelerômetro de capacitância variável.	34
Figura 18 – Modelo físico de um giroscópio MEMS de capacitância variável.	35
Figura 19 – Modelo físico de um magnetômetro de efeito Hall: (a) sem a presença de campo magnético não existe diferença de potencial nas laterais da placa de Silício e (b) quando o campo magnético atravessa perpendicularmente a placa de silício, surge uma diferença de potencial nas suas laterais.	36
Figura 20 – Mudanças na aceleração durante uma queda acidental.	36
Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema proposto neste trabalho.	38
Figura 22 – Diagrama de blocos do circuito de ECG.	39
Figura 23 – Diagrama esquemático do circuito da primeira etapa de amplificação e circuito do DRL.	40

Figura 24 – Diagrama esquemático do filtro passa-altas de 0,05 Hz calculado para o circuito de ECG.	41
Figura 25 – Diagrama de Bode do filtro passa-altas de 0,05 Hz calculado para o circuito de ECG.	41
Figura 26 – Diagrama esquemático do filtro <i>notch</i> de 60 Hz calculado para o circuito de ECG.	42
Figura 27 – Resposta em frequência do filtro <i>notch</i> 60 Hz calculado para o circuito de ECG.	43
Figura 28 – Diagrama esquemático do filtro passa-baixas de 40 Hz calculado para o circuito de ECG.	43
Figura 29 – Resposta em frequência do filtro passa-baixas de 40 Hz calculado para o circuito de ECG.	44
Figura 30 – Diagrama esquemático de circuito amplificador com ganho de 143 e circuito de <i>offset</i>	44
Figura 31 – Cadeia de medidas proposta para o circuito de ECG.	45
Figura 32 – Foto do simulador multiparâmetros Lionheart 2 utilizado neste trabalho.	46
Figura 33 – Fluxograma simplificado do detector de BPM implementado.	48
Figura 34 – Exemplo de um intervalo entre pontos R (IEP) do complexo QRS.	49
Figura 35 – Fluxograma dos acionamentos desencadeados por arritmias.	50
Figura 36 – Diagrama com a localização dos pontos de teste para o sinal de ECG.	50
Figura 37 – Ilustração dos intervalos escolhidos para a análise da morfologia do sinal de ECG.	51
Figura 38 – Sensor inercial IMU MPU-9250 de fabricação da InvenSense®.	52
Figura 39 – Montagem do sensor inercial no inclinômetro.	53
Figura 40 – Cadeia de medidas proposta para o experimento de calibração do acelerômetro como um inclinômetro.	54
Figura 41 – Diagrama esquemático para coleta de dados do sensor inercial.	54
Figura 42 – Posicionamento do sensor inercial no indivíduo.	56
Figura 43 – Movimentos executados pelos voluntários e posicionamento do sensor inercial: A) Posicionamento do sensor inercial; B) e C) Queda frontal; D) Queda lateral direita; E) Queda frontal de joelhos e F) Movimento de sentar e levantar.	57
Figura 44 – Face inferior da placa principal implementada: Circuito de ECG.	58
Figura 45 – Face superior da placa principal implementada.	58
Figura 46 – <i>Display</i> OLED de 0,96 polegadas utilizado no sistema.	59
Figura 47 – Placa com display, teclado e cartão SD: A) Vista inferior; B) Vista superior e C) Detalhe do conector do cartão SD.	60
Figura 48 – Diagrama de blocos ilustrando as conexões dos microcontroladores do sistema.	61

Figura 49 – Posicionamento do dispositivo em um voluntário.	62
Figura 50 – Módulo de telefonia celular SIM800L.	63
Figura 51 – Cadeia de medidas experimental do circuito de ECG.	65
Figura 52 – Aquisição do sinal de ECG de 30 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	66
Figura 53 – Aquisição do sinal de ECG de 40 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	66
Figura 54 – Aquisição do sinal de ECG de 60 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	67
Figura 55 – Aquisição do sinal de ECG de 90 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	67
Figura 56 – Aquisição do sinal de ECG de 100 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	68
Figura 57 – Aquisição do sinal de ECG de 120 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	68
Figura 58 – Aquisição do sinal de ECG de 180 BPM gerado pelo simulador multi- parâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	69

Figura 59 – Sinal de ECG de 30 BPM normalizado e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	69
Figura 60 – Sinal de ECG de 60 BPM normalizado e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	70
Figura 61 – Sinal de ECG de 90 BPM normalizado e reconstruído através do <i>software</i> Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.	70
Figura 62 – Sinais obtidos do Voluntário 1, sendo (a) Sinal de ECG e (b)Resposta do detector de BPM implementado.	72
Figura 63 – Sinais obtidos do Voluntário 2, sendo (a) Sinal de ECG e (b)Resposta do detector de BPM implementado.	72
Figura 64 – Sinais obtidos do Voluntário 3, sendo (a) Sinal de ECG e (b)Resposta do detector de BPM implementado.	73
Figura 65 – Sinais obtidos do Voluntário 4, sendo (a) Sinal de ECG e (b)Resposta do detector de BPM implementado.	73
Figura 66 – Função de transferência experimental da calibração do eixo x do acelerômetro.	75
Figura 67 – Função de transferência experimental da calibração dos eixos x, y e z do acelerômetro.	75
Figura 68 – Resposta experimental do acelerômetro a uma queda acidental frontal executada pelo voluntário 1.	76
Figura 69 – Resposta do acelerômetro a uma queda acidental lateral direita obtida experimentalmente (voluntário 1).	77
Figura 70 – Resposta do acelerômetro a uma queda acidental lateral esquerda obtida experimentalmente (voluntário 1).	78
Figura 71 – Resposta do acelerômetro a uma queda acidental frontal de joelhos obtida experimentalmente (voluntário 1).	79
Figura 72 – Resposta do acelerômetro ao movimento de sentar-se e levantar-se de uma cadeira obtida experimentalmente (voluntário 1).	80
Figura 73 – Resposta do acelerômetro ao movimento caminhada obtida experimentalmente (voluntário 1).	80
Figura 74 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais executadas pelo voluntário 2.	81

Figura 75 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais executadas pelo voluntário 3.	81
Figura 76 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado direito executadas pelo voluntário 2.	82
Figura 77 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado direito executadas pelo voluntário 3.	82
Figura 78 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado esquerdo executadas pelo voluntário 2.	83
Figura 79 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado esquerdo executadas pelo voluntário 3.	83
Figura 80 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais de joelhos executadas pelo voluntário 2.	84
Figura 81 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais de joelhos executadas pelo voluntário 3.	84
Figura 82 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de sentar e levantar executadas pelo voluntário 2.	85
Figura 83 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de sentar e levantar executadas pelo voluntário 3.	85
Figura 84 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de caminhada executadas pelo voluntário 2.	86
Figura 85 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de caminhada executadas pelo voluntário 3.	86

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Combinação de parâmetros de ECG selecionados para aquisição de BPM.	47
Tabela 2 – Dados dos voluntários selecionados para a validação do detector de quedas.	55
Tabela 3 – Projeto de experimentos para validação de quedas.	55
Tabela 4 – Validação do sistema de medição dos BPM (comparação dos dados de referência do simulador com os determinados pelo sistema proposto). .	64
Tabela 5 – Coeficientes de Correlação de Pearson dos valores de saída em relação ao sinal de entrada do sistema.	71
Tabela 6 – Dados dos voluntários selecionados para o experimento.	71
Tabela 7 – Resultados de BPM obtidos de voluntários.	74
Tabela 8 – Projeto de experimentos para validação de quedas.	76
Tabela 9 – Resultados obtidos experimentalmente.	87

Lista de Abreviaturas e Siglas

BPM	Batimentos Por Minuto
ECG	Eletrocardiograma
EKG	<i>Elektrokardiogramm</i>
IAM	Infarto Agudo do Miocárdio
IEP	Intervalo Entre Picos
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
SMS	<i>Short Message Service</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1	O Eletrocardiograma (ECG): uma abordagem simplificada	19
2.1.1	Posicionamento dos Eletrodos e Resultados Típicos do ECG	22
2.1.2	Arritmias Cardíacas	27
2.2	Introdução à Caracterização da Postura e Equilíbrio	29
2.3	Pequena introdução aos Sensores Inerciais	32
2.3.1	O Acelerômetro	32
2.3.2	O Giroscópio e o Magnetômetro	34
2.4	Caracterização dos Movimentos na Queda	36
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	38
3.1	Projeto do Eletrocardiógrafo	39
3.2	Procedimento de Calibração do Eletrocardiógrafo e Detector de Arritmias	46
3.3	O Sensor Inercial MPU-9250	52
3.3.1	Calibração do Acelerômetro	53
3.4	Hardware e Demais Componentes do Circuito	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
4.1	Resultados da Validação da Detecção do BPM	64
4.2	Validação da Morfologia do Sinal de ECG	65
4.3	Validação do ECG com Voluntários	71
4.4	Resultados do Procedimento de Calibração do Sistema de Acelerometria	74
4.5	Resultados da Detecção de Quedas	76
5	CONCLUSÕES	88
6	PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	89
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90

ANEXOS	93
ANEXO A – FILTRO PASSA-ALTAS.	94
ANEXO B – FILTRO NOTCH.	98
ANEXO C – FILTRO PASSA-BAIXAS.	102
ANEXO D – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO SISTEMA IMPLI- MENTADO.	105
ANEXO E – <i>FIRMWARE</i> UTILIZADO NO MICROCONTROLA- DOR 1	106
ANEXO F – <i>FIRMWARE</i> UTILIZADO NO MICROCONTROLA- DOR 2	111

1 Introdução

A melhoria da qualidade de vida e o decréscimo da taxa de fecundidade da população mundial trazem à tona novas preocupações quanto ao envelhecimento populacional. Segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS, 2015), a maioria da população mundial pode viver mais que 60 anos atualmente. É possível afirmar que uma em cada nove pessoas no mundo são idosas e espera-se que em 2050 esta proporção aumente de uma para cada cinco, ou seja, aproximadamente 2 bilhões de pessoas (UNPFA, 2012). No Brasil estima-se que em 2050 existirão aproximadamente 64 milhões de pessoas na terceira idade (IBGE, 2018).

Portanto, este crescimento populacional da parcela idosa exige maior atenção com a saúde pública e a economia de um país devido ao aumento da demanda por tratamentos, internações e pelo moroso tempo de recuperação requerido. Dentre as adversidades que impactam na qualidade de vida das pessoas neste contexto, podem-se destacar as quedas, que geralmente trazem consequências físicas, funcionais e psicossociais. Como eventos físicos ocasionados pelas quedas incluem-se fraturas, comumente de fêmur, rádio e clavícula, lesões teciduais, neurológicas e problemas respiratórios. Por exemplo, a hospitalização, a limitação de mobilidade e a alteração do estilo de vida são classificados como consequências funcionais e trazem consigo distúrbios psicológicos como o medo de voltar a cair, a sensação de impotência e o desgaste emocional (ANTUNES; CORREA, 2010).

Além das quedas dos idosos e suas consequências é importante ressaltar que com o avanço dos anos, o corpo humano passa naturalmente por mudanças no metabolismo, saúde mental, sistema imunológico e várias outras alterações que reduzem o potencial do indivíduo. Os tecidos perdem elasticidade e os órgãos têm seu funcionamento alterado. O idoso tem maior suscetibilidade a doenças cardiovasculares, problemas mentais, maior incidência de câncer, deficiências no sistema locomotor, entre outros. Com relação ao sistema cardiovascular, pode-se citar inúmeras alterações decorridas do envelhecimento, tais como, a diminuição da elasticidade das artérias e da distensibilidade do coração, aterosclerose e anormalidades na condução do estímulo elétrico, podendo assim causar arritmias e problemas de pressão (ZASLAVSKY; GUS, 2002). Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2001) as doenças cardiovasculares são e continuarão sendo a maior causa de mortalidade em idosos e representarão 46,4% de todas as mortes em 2020.

As chances de sobrevivência de um paciente que sofre um acidente cardiovascular aumentam quando o atendimento é imediato e o problema é identificado rapidamente. Sabe-se que na maioria dos casos as mortes por infarto do miocárdio (IAM) ocorrem nas primeiras horas após o início dos sintomas (PIEGAS *et al.*, 2015). As pessoas que são

tratadas na primeira hora tem probabilidade significativamente menor de mortalidade e morbidade (MELO *et al.*, 2006). Sendo assim, é imprescindível o reconhecimento imediato dos sintomas do paciente por pessoas próximas para que o sistema de saúde seja acionado o mais breve possível.

Portanto, esta proposta apresenta uma solução de baixo custo para monitoramento dos idosos, onde é importante salientar o aumento desta população e, portanto, a probabilidade do número de idosos morar sozinho e ter maior autonomia. Este tipo de sistema permite que a família possa acompanhar situações do dia a dia respeitando a privacidade desta correspondente população. Sendo assim, propõe-se o desenvolvimento de um sistema capaz de identificar arritmias cardíacas (bradicardia e taquicardia) e quedas em indivíduos, com o intuito de comunicar a uma pessoa próxima sobre o evento através de mensagens de celular (SMS) para que esta possa tomar providências. O sistema também prevê a geração de um banco de dados com o histórico dos eventos para análise posterior de um profissional da área da saúde.

Os assuntos deste trabalho são divididos e apresentados através de capítulos. No Capítulo 2, são apresentados conceitos básicos de eletrocardiografia, necessários para a compreensão dos sinais elétricos gerados pelo coração humano. Também neste capítulo, introduz-se o estudo da caracterização da postura e equilíbrio de indivíduos, assim como, os sensores que normalmente são empregados. A metodologia utilizada para a elaboração do sistema, aquisição e processamento dos sinais de eletrocardiograma e dos sensores inerciais, bem como, o *hardware* e os *softwares* envolvidos são tratados no Capítulo 3. A apresentação dos resultados obtidos através da metodologia proposta pode ser verificada no Capítulo 4. Com base nos resultados, discute-se a eficiência do sistema em monitorar arritmias cardíacas e quedas de indivíduos. As conclusões e considerações finais são apresentadas no Capítulo 5. Por fim, sugestões propostas para a melhoria deste trabalho em estudos futuros podem ser verificadas no Capítulo 6.

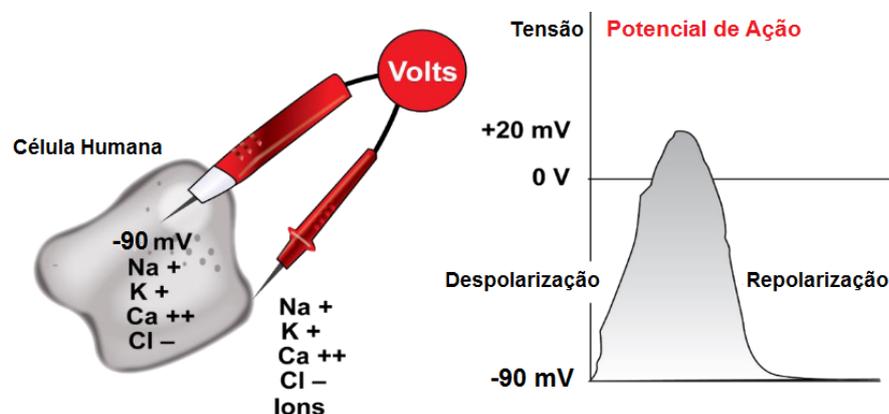
2 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo são apresentados os princípios de formação e captação de um eletrocardiograma, bem como suas principais características. São abordados também fatores que influenciam no equilíbrio humano e alguns dos sensores que podem ser utilizados para monitorar uma possível perda de equilíbrio ou queda.

2.1 O Eletrocardiograma (ECG): uma abordagem simplificada

O eletrocardiograma (ECG) é o registro do sinal do eletrocardiógrafo que pode fornecer diversas características sobre o músculo cardíaco e seu funcionamento, sendo largamente utilizado em análises clínicas. Com a análise do sinal de ECG é possível identificar um iminente infarto do miocárdio, arritmias que podem ser fatais, anormalidades na condução elétrica do coração ou simplesmente avaliar as condições de um paciente que deseja iniciar uma rotina de exercícios (THALER, 2013). Também conhecido como *Elektrokardiogramm* (EKG) em sua nomenclatura alemã, o ECG consiste na obtenção gráfica dos potenciais bioelétricos em função do tempo, gerados pelo corpo humano durante a atividade cardíaca (JEMILEHIN; ADU, 2016). Isso é possível porque as células do corpo humano funcionam eletricamente como baterias, com diferentes concentrações de íons de Potássio (K^+) e de Sódio (Na^+), dentro e fora de suas membranas, respectivamente. Assim, aparecem pequenas diferenças de potencial, chamadas de biopotenciais (KESTO, 2013). A Figura 1 ilustra a comparação de uma célula viva com uma pequena bateria durante a despolarização e a repolarização.

Figura 1 – Esboço simplificado comparando o funcionamento de uma célula a uma pequena bateria.

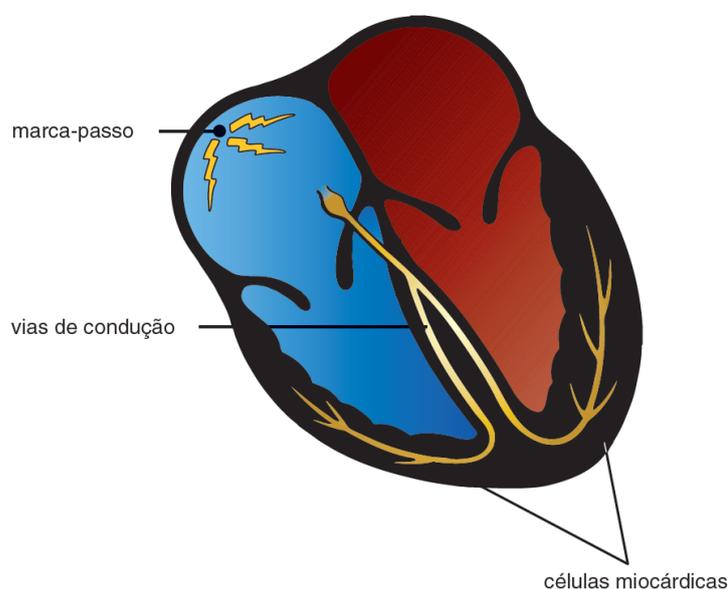


Fonte: Adaptado de Kesto (2013).

Observa-se que no período anterior à despolarização tem-se o estágio de repouso do potencial da membrana celular, ou seja, é o período onde o potencial de ação ainda não foi ativado. Neste momento a membrana está polarizada, pois o potencial negativo de -90 milivolts está presente. No estágio seguinte, a despolarização, a membrana celular torna-se imediatamente permeável para íons de Sódio, carregados positivamente. Estes atravessam a membrana através de difusão e fazem com que o potencial cresça rapidamente na direção positiva e se torne neutro. Em alguns tipos de fibra muscular esta carga positiva atravessa a linha da neutralidade, causando um *overshoot* positivo. Em milésimos de segundo os canais de Sódio começam a se fechar e os canais de Potássio abrem rapidamente. Este é o estágio de repolarização, onde o potencial da membrana retorna ao seu valor de repouso (HALL; GUYTON, 2006). O processo de despolarização e repolarização dos biopotenciais do músculo cardíaco pode ser detectado através de eletrodos fixados em pontos específicos na superfície do corpo humano, formando o eletrocardiograma.

As células do coração responsáveis pela sua atividade elétrica se dividem basicamente em três grupos: as células de marca-passo, as células de condução elétrica e as células miocárdicas, distribuídas conforme a Figura 2.

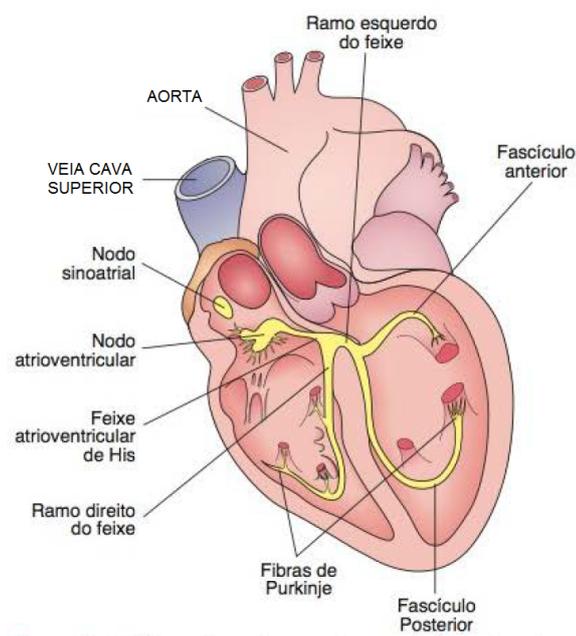
Figura 2 – Ilustração das regiões do coração humano com células cardíacas responsáveis pela atividade elétrica.



Fonte: Adaptado livremente de Thaler (2013).

As células de marca-passo são capazes de realizar o processo de despolarização e repolarização de forma contínua, além de propagar o efeito para as demais células, não parando o ciclo no estágio de repouso. Este grupo de células é responsável pelo ciclo cardíaco de contração e relaxamento. Medindo de 5 a 10 microns (μm), estão localizadas na parte ascendente do átrio direito, formando o nó sinoatrial (SA), conhecido também por nó sinusal. As demais células do coração também tem a capacidade de se comportar como células marca-passo, mas isso normalmente só ocorre se o grupo dominante do nó sinoatrial falhar. O grupo de células de condução elétrica é composto por células finas e longas, responsáveis por transportar corrente elétrica de forma rápida para regiões distantes do coração. O sistema de *Purkije* é composto pelas fibras de condução ventricular. Nos átrios tem-se as fibras do topo do septo intra-atrial, região conhecida como feixe de *Bachman*, responsáveis pela rápida ativação do átrio esquerdo à partir do direito (THALER, 2013). As regiões citadas podem ser observadas na Figura 3.

Figura 3 – Ilustração das vias de condução elétrica do coração humano.

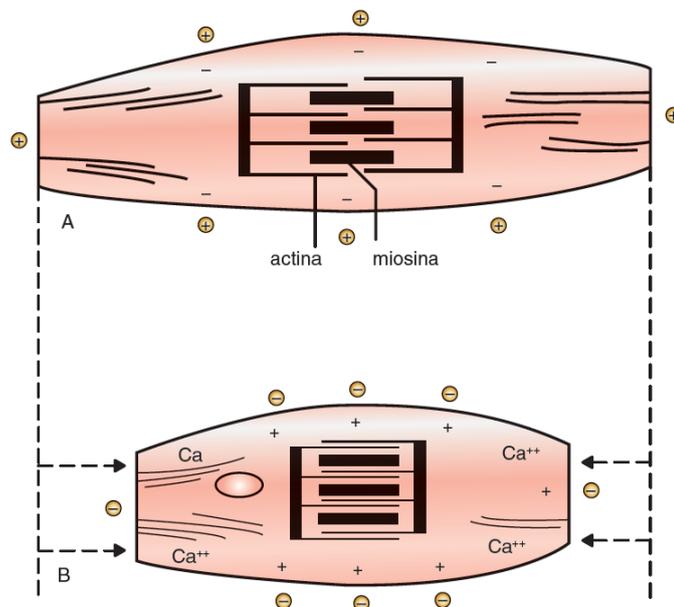


Fonte: Adaptado livremente de Junqueira *et al.* (2000).

Por fim, as células miocárdicas são as que constituem a maior parte do tecido cardíaco. Realizam o trabalho de contração e relaxamento do músculo, bombeando o sangue para todo o corpo. Medem de 50 a 100 microns (μm) de comprimento e contém grande quantidade das proteínas Miosina e Actina, responsáveis pela contração muscular. Esta contração acontece conforme mostrado na Figura 4. Neste processo, o Cálcio tem papel fundamental de mediador entre as proteínas. Com a despolarização ele é liberado,

fazendo com que as proteínas contráteis Miosina e Actina interajam e a célula passa a se contrair (THALER, 2013).

Figura 4 – Processo de contração das células miocárdicas: (a) célula miocárdica em repouso e (b) célula miocárdica contraída.



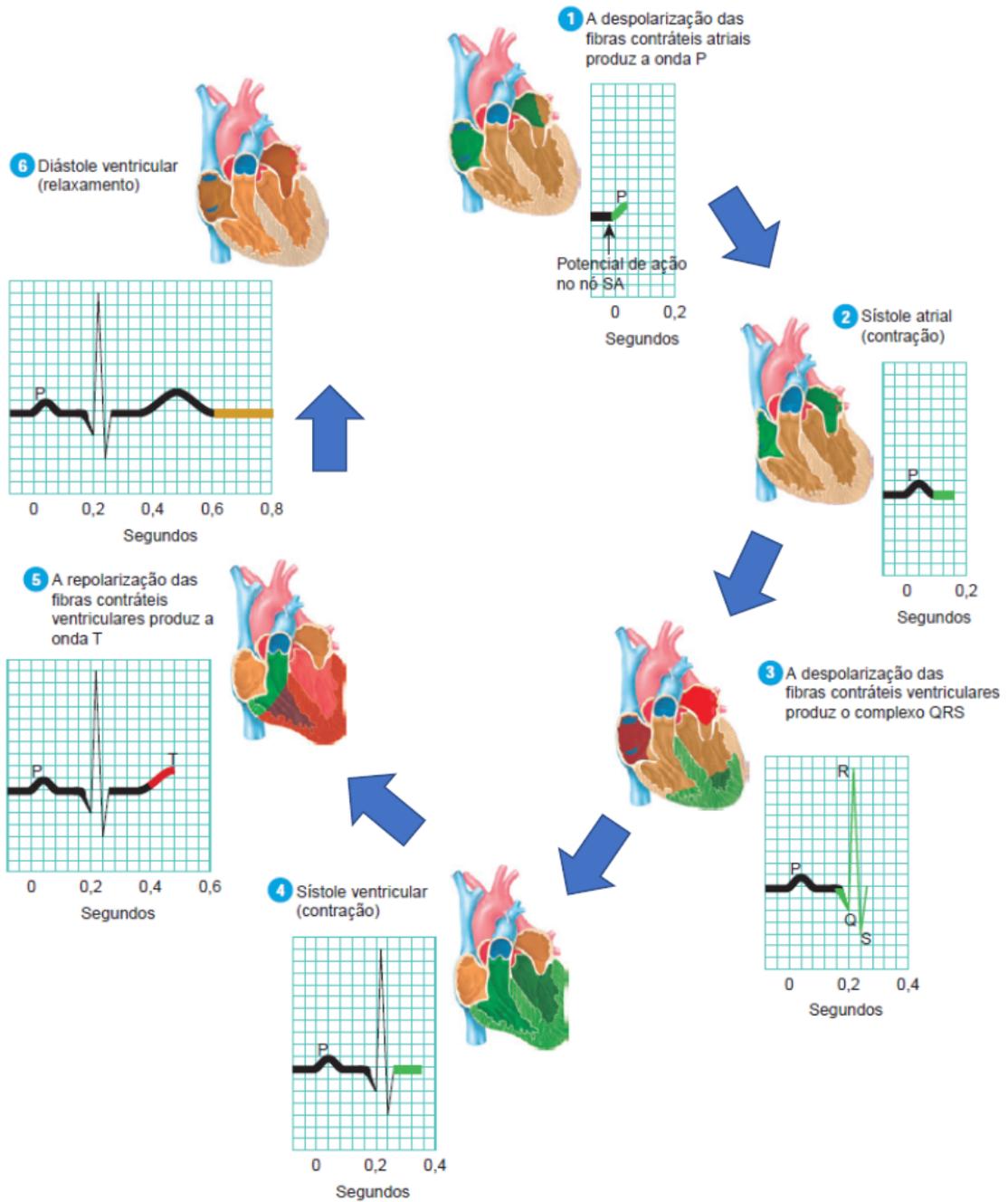
Fonte: Adaptado livremente de Thaler (2013).

Na Seção 2.1.1 é possível compreender a contribuição de cada parte do coração para a formação do sinal de registro do eletrocardiograma e quais as suas formas típicas, assim como, entender como devem ser posicionados os eletrodos de superfície para a correta obtenção dos sinais cardíacos.

2.1.1 Posicionamento dos Eletrodos e Resultados Típicos do ECG

O resultado obtido de um eletrocardiograma corresponde à superposição da ação muscular de várias regiões do coração durante a sístole e a diástole. A sístole representa o período de contração do músculo cardíaco e a diástole o seu relaxamento. Assim, o que se observa com mais clareza no ECG típico são basicamente três ondas. A onda P, gerada a partir da despolarização atrial e que se propaga no nó sinoatrial (SA), a segunda, chamada complexo QRS, representa a despolarização rápida do ventrículo ao passo que o potencial se distribui pelas fibras ventriculares e em seguida tem-se a onda T que indica a repolarização ventricular que ocorre logo que o músculo começa a relaxar. O ciclo descrito é representado na Figura 5 (TORTORA; GRABOWSKI, 2010).

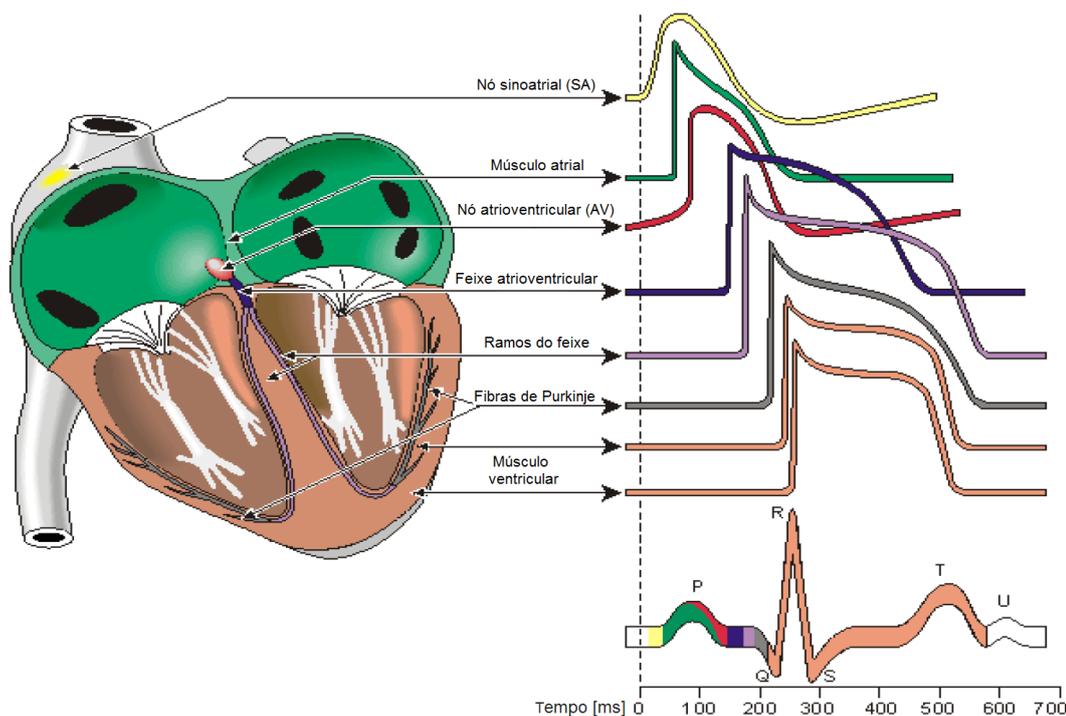
Figura 5 – Ciclo cardíaco humano e a geração do ECG.



Fonte: Adaptado de Tortora & Grabowski (2010).

A representação do sinal cardíaco pode ser observada também como a superposição dos potenciais de ação distribuídos pelos diversos grupos musculares do coração em função do tempo, como pode ser verificado na Figura 6.

Figura 6 – Superposição dos potenciais de ação à medida que o estímulo alcança os diferentes grupos musculares do coração humano.

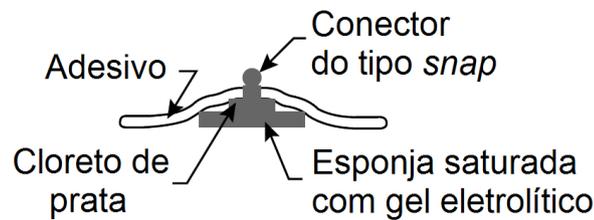


Fonte: Adaptado de Kesto (2013).

A amplitude desses sinais quando gerados no coração é de aproximadamente 100 mV. Parte deste potencial é dissipado através dos tecidos internos do nosso corpo e a parte que pode ser captada na superfície da pele chega a amplitudes de aproximadamente 1 mV (STREET, 2012). Para obtenção do eletrocardiograma impresso em papel ou em uma tela é necessário amplificar essa tensão elétrica captada pelos eletrodos de superfície e realizar o tratamento adequado do sinal. Essa é a função do eletrocardiógrafo e sua implementação é mostrada no Capítulo 3.

Os eletrodos de superfície utilizados para captação dos sinais de ECG são desenvolvidos para obterem o melhor acoplamento elétrico possível com o corpo humano. Para isso, os modelos mais utilizados atualmente são fabricados normalmente em Cloreto de Prata - Prata (Ag/AgCl), tendo seu terminal de conexão do tipo *snap* folheado a Prata e a interface com a pele do indivíduo se dá através de uma camada de gel (ou adesivo) com solução eletrolítica. A Figura 7, apenas para exemplificar, apresenta o corte lateral de um eletrodo de superfície deste tipo.

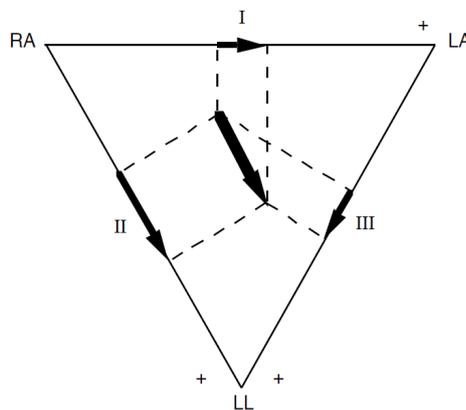
Figura 7 – Corte lateral de um eletrodo de superfície de Ag/AgCl.



Fonte: Adaptado de Bronzino (2006).

O correto posicionamento dos eletrodos é de fundamental importância para a geração e interpretação do eletrocardiograma. Para isso, existem algumas convenções, como por exemplo, o triângulo de Einthoven. Willem Einthoven visualizou que os eletrodos poderiam ser posicionados um em cada ombro e outro em um ponto localizado na parte inferior do abdômen, dispensando o método de aquisição antigo, onde os membros eram mergulhados em recipientes com soluções de água com sal. Isso foi possível porque Einthoven constatou que não há um fluxo significativo de corrente para os membros. Assim, desenhou um triângulo equilátero utilizando como vértices um ponto na parte inferior do abdômen e os ombros e constatou que se o vetor que representa o espalhamento da excitação cardíaca é conhecido, então a sua projeção nos lados do triângulo é proporcional ao potencial medido entre os ombros. Esta representação ficou conhecida como triângulo de Einthoven e é mostrada na Figura 8 (TOMPKINS, 2000).

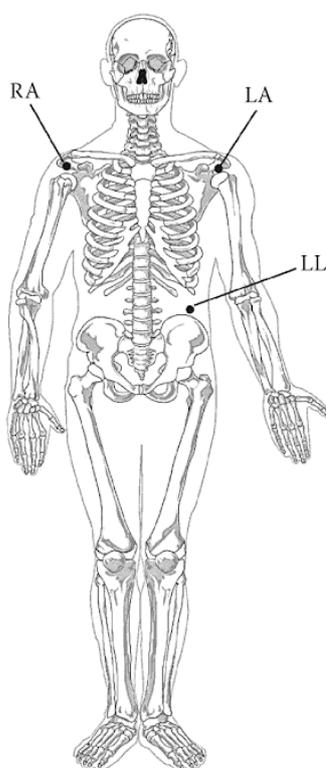
Figura 8 – Triângulo de Einthoven. RA - *Right Arm* (Braço esquerdo), LA - *Left Arm* (Braço direito) e LL - *Left Leg* (Perna esquerda).



Fonte: Adaptado livremente de Tompkins (2000).

As projeções do vetor de espalhamento da excitação cardíaca formam as chamadas derivações I, II e III, também conhecidas como derivações *standard*. Por exemplo, se o eletrodo positivo for posicionado no braço esquerdo (LA) e o negativo no braço direito (RA), obtém-se o o sinal de ECG relativo à diferença de potencial dos dois ombros, a derivação I. Para a derivação II, posiciona-se o eletrodo positivo na perna esquerda (LL) e o eletrodo negativo em RA. Fixando-se o eletrodo positivo em LL e o negativo em LA, obtém-se o sinal relativo à derivação III. Para a realização deste trabalho foi adotada a derivação I, como mostrado na Figura 9 (TOMPKINS, 2000).

Figura 9 – Posicionamento dos eletrodos adotado para este trabalho.

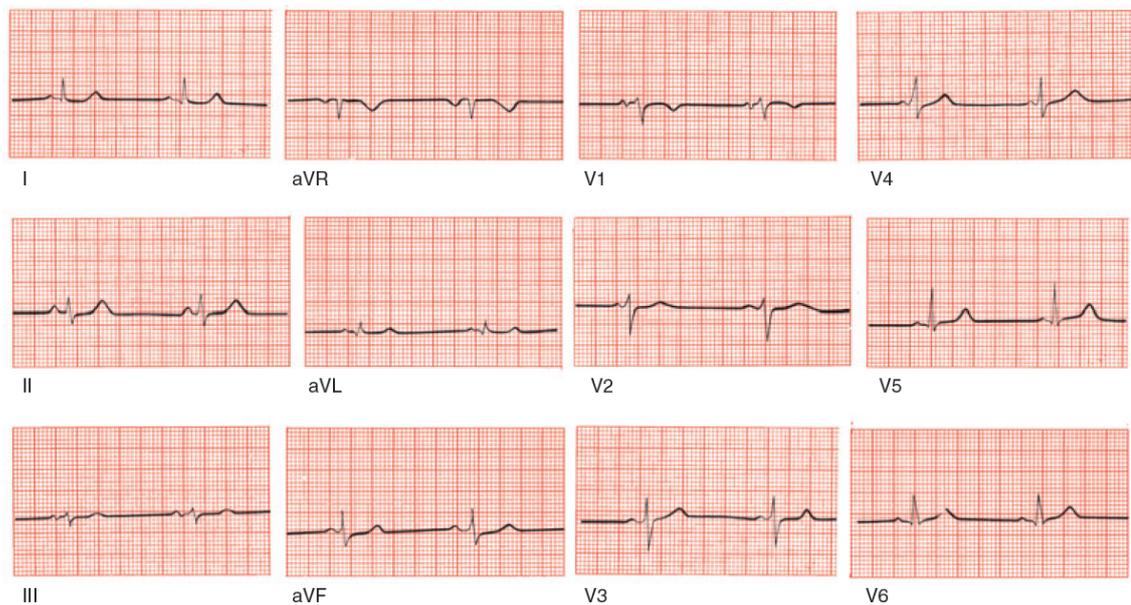


Fonte: Adaptado livremente de Street (2012).

Outras derivações foram criadas para fornecer mais informações sobre o coração, porém, não serão abordadas neste trabalho, pois o objetivo principal do ECG proposto é representar possíveis taquicardias e bradicardias e não um sistema de diagnóstico completo para distúrbios cardíacos. Além disso, tem como função essencial a transmissão de uma mensagem, via celular, de emergência para familiares para que o indivíduo possa ser atendido de forma urgente. Apenas para exemplificar, a Figura 10 apresenta os resultados típicos esperados para cada uma das 12 derivações existentes (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6). Em função do comportamento das formas de onda apresentadas,

é possível caracterizar determinadas falhas do sistema cardíaco, como por exemplo, as chamadas arritmias cardíacas (assunto abordado na Seção 2.1.2).

Figura 10 – Formatos típicos de sinais de ECG em função do tipo de derivação.



Fonte: Adaptado livremente de Thaler (2013).

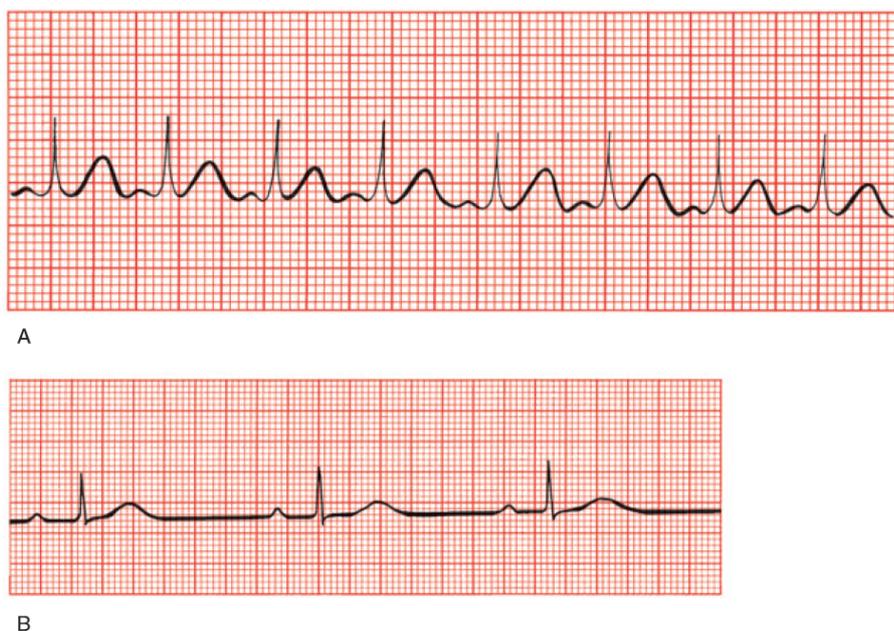
2.1.2 Arritmias Cardíacas

O coração humano saudável bate aproximadamente 60 a 100 vezes por minuto quando o indivíduo está em repouso. Esse ritmo, caracterizado por batimentos por minuto (BPM), é originado pelo nó sinoatrial (SA) como explicitado anteriormente, e por este motivo, é chamado de ritmo sinusal (RS). O termo *arritmia* é empregado para definir anormalidades na condução e na origem do impulso elétrico, no ritmo sinusal ou na regularidade do ECG. Porém, é importante ressaltar que a arritmia nem sempre é significado de problema, pois a mesma é normal em atletas, que podem apresentar ritmos de 40 a 45 bpm quando em repouso, ou ainda, acima de 100 BPM quando exercendo alguma atividade física. Por outro lado, algumas arritmias podem ser perigosas, podendo levar o indivíduo à óbito se não for atendido rapidamente (THALER, 2013).

Para se caracterizar uma arritmia, deve-se verificar basicamente três fatores: se o ritmo sinusal está muito lento ou muito rápido, se a origem do ECG é ventricular ou supraventricular e se o sinal é regular ou irregular, ou seja, se o intervalo entre as ondas R são constantes (PETTY, 2015). Devido às restrições de escopo e processamento adotados, não será possível detectar de forma satisfatória arritmias que não as de ritmo sinusal. Desta forma, a abordagem deste trabalho está direcionada às taquicardias e bradicardias.

As origens deste tipo de arritmia podem ser patológicas, como uma doença cardíaca, ou simplesmente porque o indivíduo está realizando uma atividade física. A taquicardia, que se caracteriza pelo ritmo sinusal acima de 100 BPM, pode ocorrer em pacientes com problemas graves de coração, doenças pulmonares e ainda em pacientes com alterações na tireóide, podendo levar a consequências graves se não houver atendimento adequado. Já a bradicardia, caracterizada pelo ritmo sinusal menor que 60 BPM, é o tipo de arritmia mais observado em pacientes que estão no início de um infarto. Os sintomas da bradicardia envolvem tonturas e até desmaios (THALER, 2013). Exemplos de taquicardia e bradicardia podem ser observados na Figura 11.

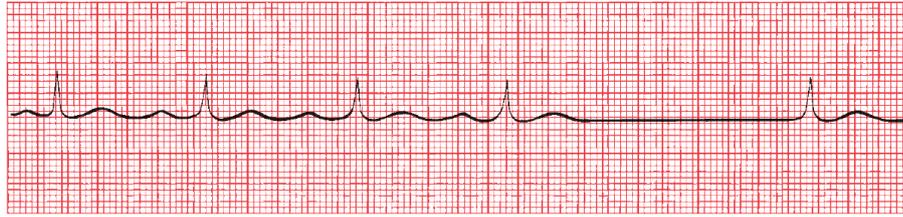
Figura 11 – Arritmias de origem sinusal: (a) taquicardia sinusal de aproximadamente 120 BPM e (b) bradicardia sinusal de aproximadamente 40 BPM.



Fonte: Adaptado livremente de Thaler (2013).

Outro tipo de arritmia desta natureza que pode ocorrer é a parada sinusal. Esta ocorre quando as células do nó sinoatrial param de exercer a sua função de marca-passo, fazendo com que no ECG apareça uma linha contínua. Esta condição é chamada de assistolia e é definida pela ausência de estímulo elétrico no coração por um longo período. Quando isto ocorre, normalmente as outras células do coração assumem o papel de células marca-passo, com o objetivo de recuperar a atividade no miocárdio. A Figura 12 apresenta, como exemplo, o típico sinal de ECG de um paciente em situação de assistolia (THALER, 2013). Com base nas informações apresentadas, foi possível implementar o sistema que detecta arritmias cardíacas apresentado no Capítulo 3.

Figura 12 – Assistolia detectada entre o quarto e quinto batimento.



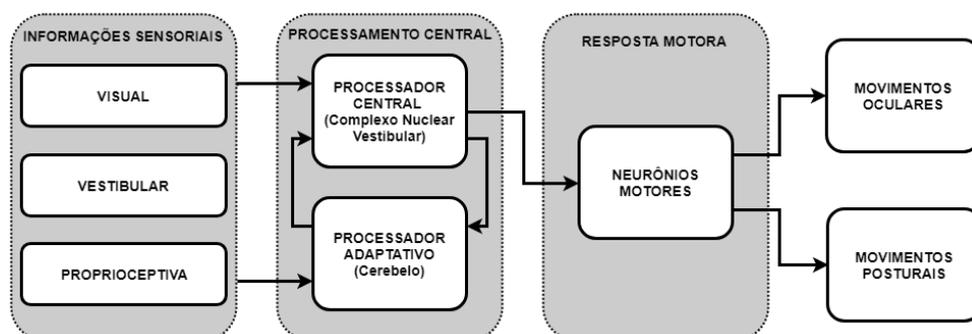
Fonte: Adaptado livremente de Thaler (2013).

2.2 Introdução à Caracterização da Postura e Equilíbrio

Um dos tópicos deste trabalho trata da sinalização de quedas, eventos que ocorrem comumente com idosos, e por este motivo, é imprescindível o entendimento dos sistemas que garantem a manutenção da postura e do equilíbrio no corpo humano. Equilíbrio postural pode ser definido como a capacidade de se manter ou recuperar o centro de massa do corpo sobre sua base de sustentação em um campo gravitacional, controlando assim a sua posição no espaço (HORAK, 1987).

Equilíbrio, controle postural e balanço são empregados como sinônimos quando utilizados para definir o mecanismo de prevenção de quedas do corpo humano. Fazem parte deste mecanismo basicamente três sistemas receptores sensoriais: o sistema vestibular, localizado no ouvido interno, o sistema visual e o sistema somatossensorial, especialmente os proprioceptores localizados nos músculos e articulações (HORAK, 1987). A manutenção do equilíbrio se dá basicamente pelo funcionamento destes sistemas e pela ação muscular e ocular associadas à correção do movimento e orientação (RICCI *et al.*, 2009). Na Figura 13 é possível verificar um diagrama de blocos ilustrando o funcionamento destes mecanismos.

Figura 13 – Representação do funcionamento do equilíbrio humano.



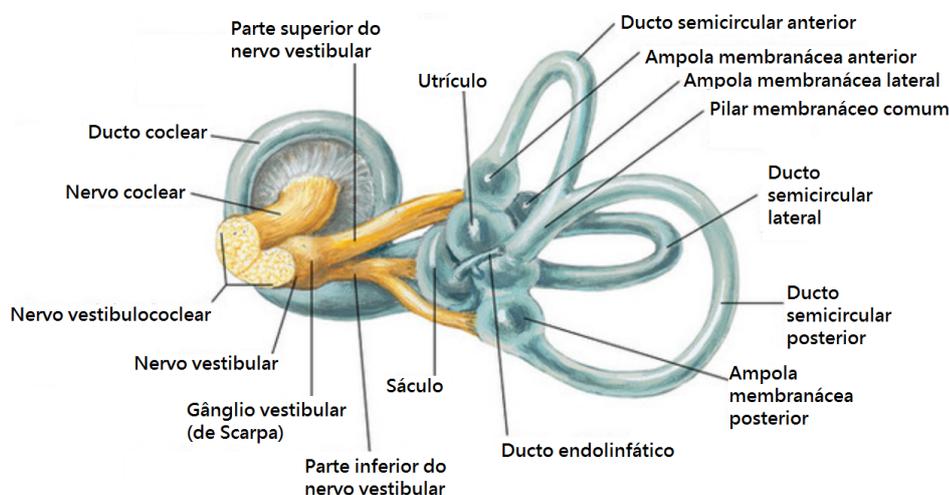
Fonte: Adaptado livremente de Herdman (2002).

As informações sensoriais chegam ao sistema nervoso central, são processadas, e então estímulos são enviados para o sistema muscular e ocular com o intuito de garantir a manutenção do centro de massa do indivíduo, mantendo assim, seu equilíbrio e evitando possíveis quedas. Os estímulos sensoriais encaminhados ao sistema nervoso central associados à visão carregam dados sobre posição e movimento do corpo em relação ao ambiente, colaborando com a orientação no espaço. O olho humano é capaz de captar imagens de origem central (visão fóvea), quando somente uma pequena área à frente do olho é focada ou captar imagens de origem periférica, mais importantes para o equilíbrio, onde o olho e o sistema nervoso central conseguem processar imagens de forma ampla nos campos laterais (RICCI *et al.*, 2009).

Desta forma, a visão fornece quase que instantaneamente elementos sobre ambientes próximos e distantes, permitindo o planejamento de deslocamento e a coordenação das passadas. Estudos demonstraram que existem dificuldades na aprendizagem e formação das ações motoras, principalmente na infância, quando a visão apresenta deficiências, comprovando assim, que o sistema visual é um elemento importante na manutenção do equilíbrio (PATLA, 1997).

Já outro elemento do sistema de equilíbrio do corpo humano, o aparelho vestibular, localizado no ouvido interno, é responsável pela detecção da posição da cabeça no espaço em relação à força gravitacional. Portanto, informa ao sistema nervoso central se a cabeça está inclinada para frente, para trás, para os lados, se a posição está mais para cima ou para baixo, e ainda, se há variações bruscas de movimento. Isto é possível devido à ação conjunta das máculas do utrículo, do sáculo e dos canais semicirculares que podem ser observados na Figura 14 (VILELA, 2005).

Figura 14 – Representação do labirinto membranoso humano.



Fonte: Adaptado livremente de NETTER (2015).

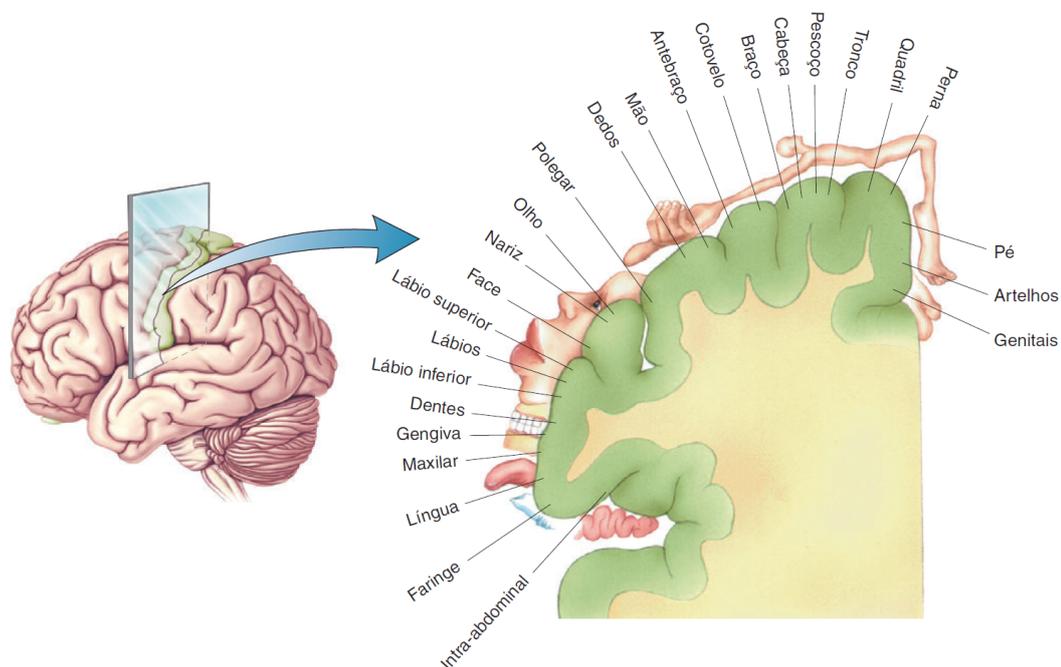
As máculas contêm estruturas cristalinas denominadas otólitos (ou otocônios), imersas em um líquido, chamado de endolinfa. Os otólitos estão localizados em diversos ângulos de inclinação diferentes e mudam sua posição de acordo com a orientação da gravidade, estimulando assim, as células ciliadas ligadas a eles. Estas células estão, por sua vez, ligadas ao cérebro através de fibras nervosas. As três estruturas deslocadas de 90° entre si, são chamadas de canais semicirculares e também possuem endolinfa e células ciliadas em seu interior. Esta orientação permite que um canal diferente seja estimulado com o movimento da cabeça em diferentes planos. O canal semicircular posterior e o anterior detectam movimentos verticais e o canal semicircular lateral detecta a aceleração angular do giro da cabeça (HERDMAN, 2002).

A sensação que temos quando rodopiamos por um tempo e paramos bruscamente decorre de um conflito de informações sensoriais enviadas ao cérebro, sendo que a endolinfa continua a se movimentar no interior do ouvido interno, enviando a informação de movimento, mas a visão já determina que o movimento cessou. Doenças no labirinto, como a labirintite, por exemplo, também podem provocar sintomas como tonturas e náuseas, colaborando na desorientação e também nas quedas (VILELA, 2005).

Além do sistema vestibular e do sistema visual, o sistema somatossensorial, mais precisamente os proprioceptores, também envia informações que colaboram com o equilíbrio. O terceiro elemento sensorial, reponsável por enviar informações sobre equilíbrio ao sistema nervoso central, é conhecido também como o sistema sensorial somático. Este é o que nos permite obter sensações de temperatura, tato, pressão e dor e está localizado em todo nosso corpo. A região cerebral de processamento deste sistema é chamada de córtex somatossensorial primário e pode ser observado na Figura 15 (BEAR *et al.*, 2008).

Pelo fato de responder a vários tipos de estímulos diferentes, o sistema somatossensorial pode ser dividido em pelo menos 4 grupos de sentidos: tátil, temperatura, dor e posição do corpo. Este último compreende sensores chamados de proprioceptores, associados especialmente aos músculos, tendões e articulações. Os proprioceptores atuam na sensação corporal de posição e movimento dos membros e outras partes do corpo no espaço, contribuindo especialmente com o controle de reflexos musculares, e, conseqüentemente com a manutenção do equilíbrio. As informações captadas por estes sensores são processadas e retroalimentam os neurônios motores, e estes por sua vez, determinam as ações a serem tomadas pelo sistema somático motor, o que gera ação muscular e movimento de fato (BEAR *et al.*, 2008).

Figura 15 – Córtex somatossensorial primário dividido nas regiões de processamento das diversas partes do corpo humano.



Fonte: Adaptado livremente de Bear *et al.* (2008).

Entendendo como os sistemas relacionados ao equilíbrio funcionam no corpo humano é possível detectar possíveis falhas relacionadas a eles e assim corrigi-las quando possível. Com o intuito de captar situações de perda de equilíbrio no corpo humano com um sistema eletrônico, torna-se necessário o estudo de sensores capazes de detectar variações de referencial em relação ao campo gravitacional da Terra, giro e aceleração. Para este estudo foram utilizados um magnetômetro, um giroscópio e um acelerômetro.

2.3 Pequena introdução aos Sensores Inerciais

Para a detecção de uma possível queda de um indivíduo, se faz necessário o uso de sensores capazes de captar movimento. Nesta seção são apresentados os princípios de funcionamento de alguns sensores inerciais disponibilizados no mercado.

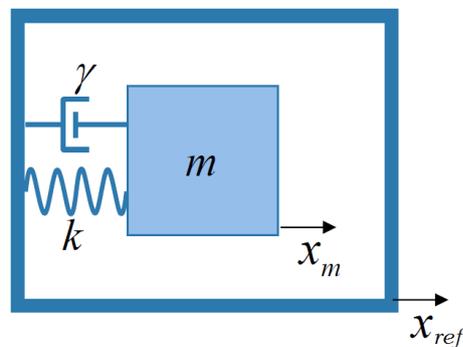
2.3.1 O Acelerômetro

Acelerômetros são dispositivos desenvolvidos para a caracterização da aceleração de um determinado sistema em relação à aceleração da gravidade. Seu funcionamento é baseado em um arranjo massa-mola, onde uma massa sísmica m [kg] é conectada a uma referência através de uma mola com coeficiente k [N/m] e um amortecedor com coeficiente

γ [N.m/s²] (que pode ser um gás, um líquido ou um óleo em sistemas macroscópicos). Este sistema, representado pela Figura 16, é governado pela lei de Hooke e a segunda lei de Newton. Quando há movimento, a massa sísmica, e, conseqüentemente a mola, se movimentam proporcionalmente à aceleração que por sua vez é proporcional à força que a massa exercerá sobre a mola. A mola, enquanto atua em sua região linear, é regida pela Lei de Hooke (Equação (1)).

$$F = -kx \quad (1)$$

Figura 16 – Típico sistema massa-mola representando o modelo básico de funcionamento de um acelerômetro.



Fonte: Adaptado livremente de Kaajakari *et al.* (2009).

A outra equação que rege o sistema é a segunda lei de Newton (Equação (2)), relacionando força com aceleração. Igualando-se as duas equações, têm-se a Equação (3) que mostra que quando a massa sofre um deslocamento x , esta massa está sob uma aceleração. Neste caso, o deslocamento x é a diferença do deslocamento da massa sísmica x_m com a referência x_{ref} (KAAJAKARI *et al.*, 2009).

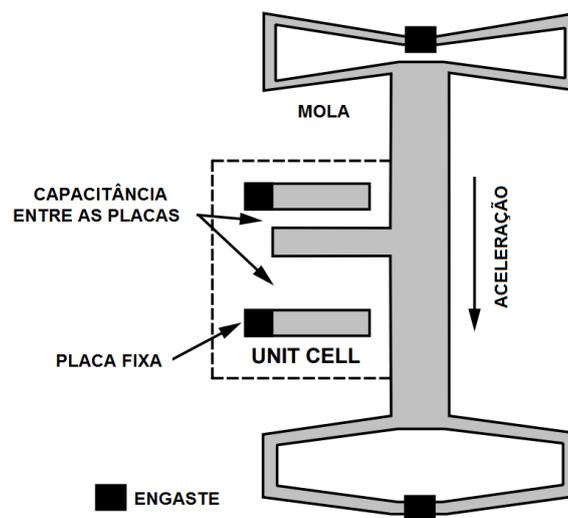
$$\vec{F} = m\vec{a} \quad (2)$$

$$a = \frac{kx}{m} \quad (3)$$

Existem vários tipos de acelerômetros no mercado, variando de acordo com o princípio físico utilizado para medir aceleração e o sistema a ser medido. Os principais tipos são o de efeito piezoelétrico, piezoresistivo, capacitivo, de efeito hall, magnetoresistivo, MEMS, entre outros. O acelerômetro utilizado no desenvolvimento deste trabalho é do tipo MEMS capacitivo, capaz de medir a aceleração em três eixos. Os sensores MEMS

(*Microelectromechanical systems*) são dispositivos microeletromecânicos tipicamente fabricados em Silício através de técnicas de microeletrônica. Os MEMS de capacitância variável utilizam pequenas variações de capacitância causadas pelo movimento relativo da massa de prova e a referência, conforme pode ser observado na Figura 17 (KAAJAKARI *et al.*, 2009). Esse tipo de sensor foi escolhido por apresentar baixo custo, baixo consumo de energia, boa imunidade a ruídos, e, principalmente, por ser um dispositivo bastante adequado para a determinação da queda de um indivíduo.

Figura 17 – Modelo físico de um acelerômetro de capacitância variável.



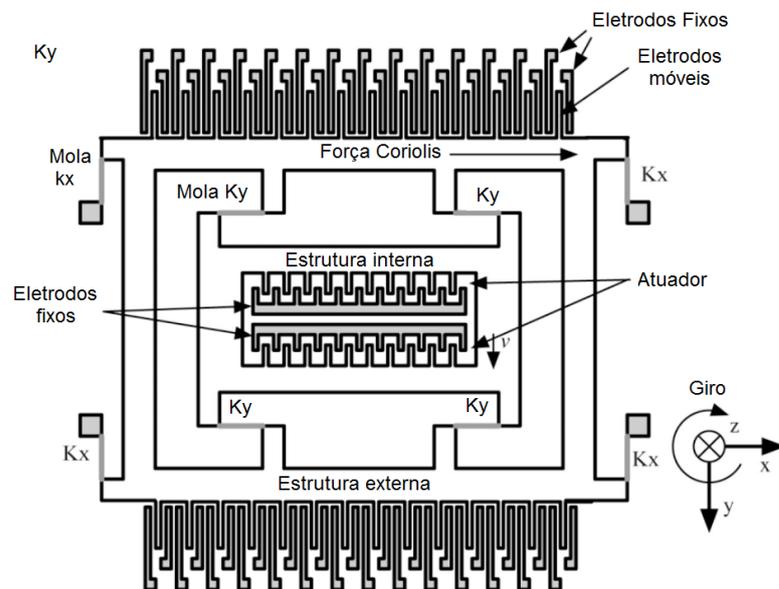
Fonte: Adaptado do *Datasheet* do acelerômetro ADXL150 Analog Devices (1998).

2.3.2 O Giroscópio e o Magnetômetro

O segundo sensor inercial estudado para este trabalho é o giroscópio, que caracteriza-se por ser um dispositivo capaz de medir a variação angular, e, portanto, a rotação de um objeto. Estruturalmente, um giroscópio se assemelha a um acelerômetro, possuindo também uma massa sísmica suportada por molas de silício, como pode ser verificado na Figura 18 (MAENAKA, 2008).

O que o difere do acelerômetro, neste aspecto, é que o movimento do corpo de prova deve ter pelo menos dois graus de liberdade para que seja possível medir a força Coriolis exercida na massa vibrante. Sua estrutura externa é suportada pelo conjunto de molas k_x que também permitem a mobilidade na direção x . O conjunto de molas k_y suporta a estrutura interna e permite que ela vibre na direção y devido à excitação de um atuador eletrostático. Quando houver uma rotação em torno do eixo z , há o surgimento da força de Coriolis, fazendo com que a estrutura se mova na direção x e movimente as placas

Figura 18 – Modelo físico de um giroscópio MEMS de capacitância variável.



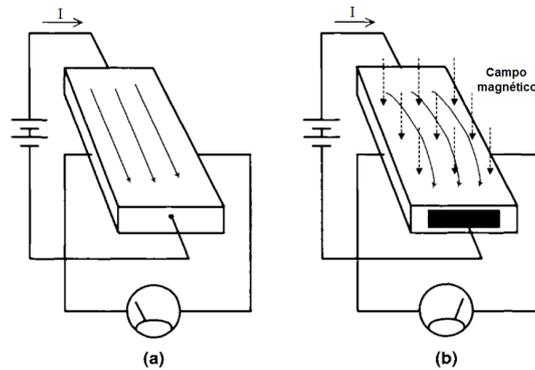
Fonte: Adaptado de Maenaka (2008).

de um capacitor. A partir daí, o efeito captado é o mesmo apresentado para definir o funcionamento do acelerômetro MEMS de capacitância variável (MAENAKA, 2008).

O giroscópio tem papel fundamental na obtenção de dados sobre o movimento angular do indivíduo, podendo antecipar uma perda de equilíbrio e uma possível queda. Aliado ao giroscópio e o acelerômetro, um terceiro tipo de sensor é objeto de estudo para este projeto, sendo de extrema importância para definir o campo magnético da Terra como referencial para os demais sensores.

Os magnetômetros são sensores capazes de medir a intensidade, direção e sentido de campos magnéticos. O dispositivo funciona com sensores de efeito Hall com alta sensibilidade, capazes de detectar o campo magnético terrestre em três eixos. Os magnetômetros de efeito Hall funcionam com uma fonte de corrente controlada aplicando corrente elétrica em um semicondutor. No sentido perpendicular à corrente elétrica surge uma diferença de potencial que varia de acordo com o campo magnético ao qual o semicondutor é submetido. Uma ilustração do funcionamento pode ser verificada na Figura 19. Utilizando este princípio aliado a amplificadores e processamento das informações, é possível utilizar o campo magnético da Terra como referencial e diminuir os erros de medição gerados pelo acelerômetro e pelo giroscópio. O magnetômetro corrige a deriva da posição angular ao redor do eixo da força gravitacional (RAMSDEN, 2011).

Figura 19 – Modelo físico de um magnetômetro de efeito Hall: (a) sem a presença de campo magnético não existe diferença de potencial nas laterais da placa de Silício e (b) quando o campo magnético atravessa perpendicularmente a placa de silício, surge uma diferença de potencial nas suas laterais.

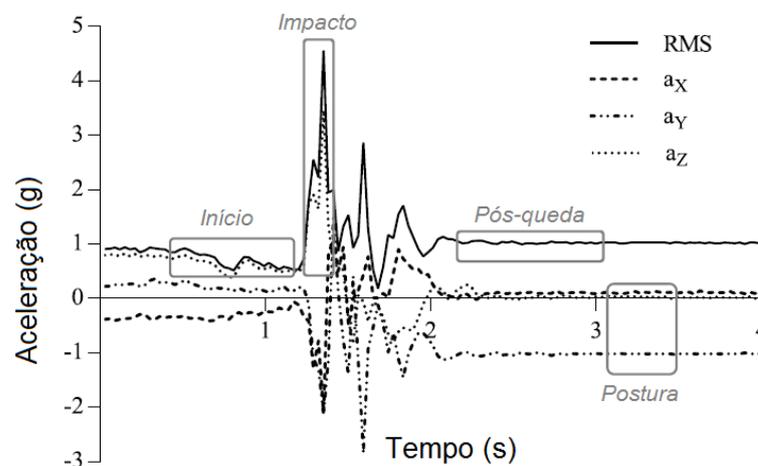


Fonte: Adaptado de Ramsden (2011).

2.4 Caracterização dos Movimentos na Queda

Para que o sistema proposto detecte quedas, são necessários alguns estudos da resposta do acelerômetro aos movimentos do corpo humano. Sendo assim, devem ser descartadas as respostas de movimentos comuns, como por exemplo, o simples ato de caminhar, sentar ou deitar. Conforme Pierleoni *et al.* (2015), o impacto de uma queda pode ser caracterizado por uma variação brusca de aceleração. Observa-se na Figura 20 as características da aceleração antes e depois da queda de um indivíduo.

Figura 20 – Mudanças na aceleração durante uma queda acidental.



Fonte: Adaptado livremente de Pierleoni *et al.* (2015).

Durante a fase inicial da queda, o indivíduo perde o contato com o solo e então começa a cair. Atraído pela força gravitacional, o corpo é acelerado e alcança a sua velocidade máxima logo antes de atingir o solo. Observa-se que, neste momento, o valor RMS da aceleração tende a zero. Em seguida, quando acontece o impacto com o solo ou algum outro objeto, o valor RMS da aceleração é rapidamente incrementado, até que este atinja o pico (neste caso, maior que 4 g, onde g é a aceleração gravitacional equivalente a $9,8 \text{ m/s}^2$ em módulo).

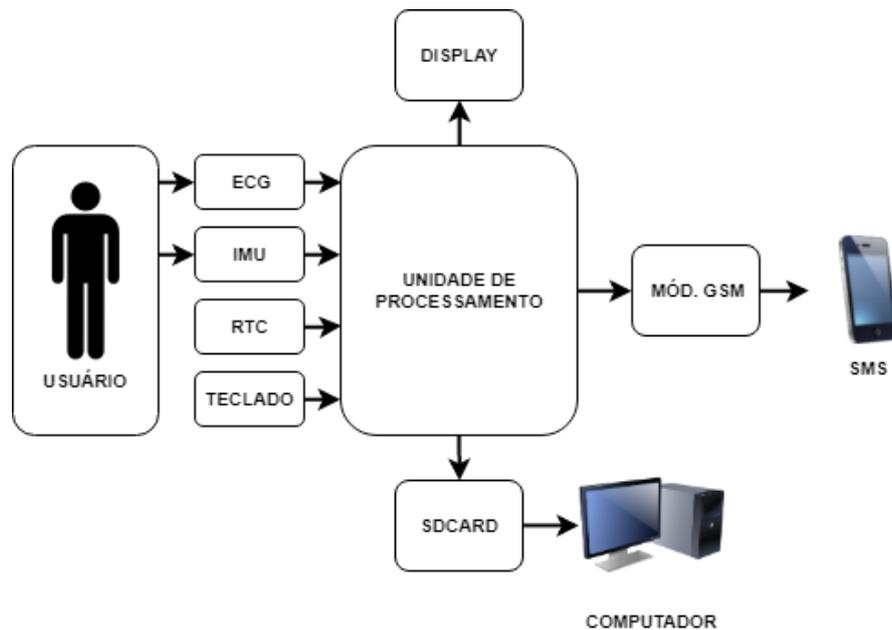
Após a queda, normalmente o indivíduo permanece com pouco movimento por um breve período, dependendo da gravidade do acidente, e o valor RMS da aceleração tende a permanecer estável. É possível observar o que corpo do indivíduo está em uma orientação diferente da orientação de antes do impacto, podendo ele estar deitado em posição prona ou supina (PIERLEONI *et al.*, 2015). O conhecimento da resposta do acelerometro a quedas é de fundamental importância a implementação do detector de quedas que é detalhado no Capítulo 3.

Outro ponto importante para este estudo é a escolha correta do posicionamento do sensor inercial, a fim de captar os sinais de movimento do corpo humano. Para isto, observou-se um estudo realizado por Özdemir (2016), onde o objetivo era de encontrar o melhor ponto de posicionamento do sensor inercial para detectar quedas. Como resultado deste trabalho, obteve-se como conclusão que a região da cintura é o ponto onde a medição tem maior amplitude, pois este é o mais próximo do centro de gravidade do indivíduo. Portanto, baseando-se neste estudo, a implementação deste trabalho utiliza apenas um acelerômetro de três eixos, visando o conforto e usabilidade, sendo este localizado na região da cintura. A medição da aceleração neste trabalho é apenas qualitativa, sendo que o objeto de interesse é a detecção de um evento de queda. Não estão sendo considerados erros de medição associados a vibrações, *drift* e nem de posição.

3 Metodologia Experimental

Para facilitar a compreensão do projeto proposto, a Figura 21 apresenta um diagrama contendo seus principais blocos e as suas relações. Posteriormente, cada um destes blocos será detalhado nas seções correspondentes.

Figura 21 – Diagrama de blocos do sistema proposto neste trabalho.



O desenvolvimento deste trabalho demandou a implementação do sistema, e, desta forma, faz-se necessário o posicionamento dos eletrodos de ECG e do sensor inercial no usuário para a monitoração dos eventos. A conexão do ECG com o paciente é efetuada através de eletrodos de superfície ligados ao sistema através de um cabo de três vias. O bloco de ECG é composto por circuitos de condicionamento que levarão o sinal até a unidade de processamento. Paralelamente, a fixação do sensor inercial na região central da cintura do usuário é realizada através de um cinto. Sua conexão com o sistema se dá através de um cabo tipo manga de 4 vias e comunicação I²C. Para fins de interface do usuário com o sistema, foi previsto também um teclado, que é utilizado para iniciar e encerrar a gravação no cartão SD preparando o sistema para que seja desligado sem perda de dados, e, também, para ativar o módulo GSM do sistema.

O processamento dos sinais dos sensores é realizado através de dois microcontroladores, programados em linguagem C. Estes são utilizados para detectar eventos de arritmia cardíaca e quedas do usuário, atuando assim, sobre o módulo de telefonia GSM, fazendo com que ele envie uma mensagem SMS a um número de telefone cadastrado. A unidade

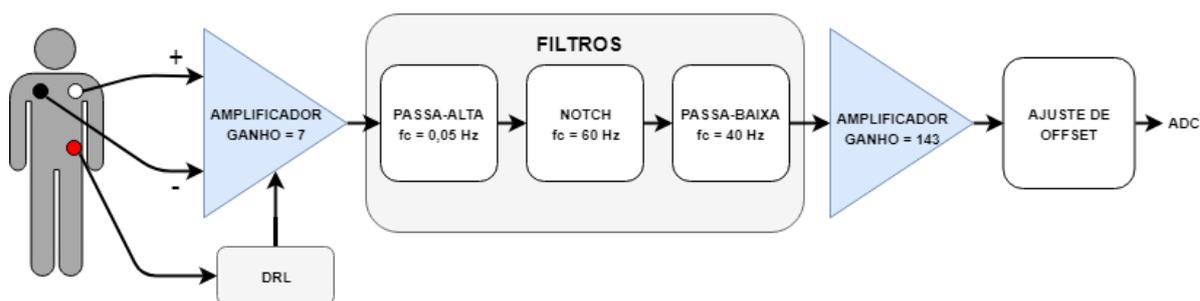
de processamento é também responsável por enviar informações do eletrocardiograma e do *status* da carga da bateria para um *display* e gravar informações em um cartão de memória do tipo SDCARD no formato CSV (*comma-separated values*). De modo a incluir uma referência de data e hora nos dados armazenados no cartão de memória, optou-se pela adição de um módulo RTC (*Real Time Clock*), que, uma vez ajustado, mantém essa referência de forma independente. Sua comunicação com a unidade de processamento também é via barramento I²C. A alimentação deste sistema se dá através de uma bateria de celular 3,8 V Li-ion e de um conversor DC-DC *Boost Step Up* que eleva a tensão elétrica para 10 V. Assim, é possível a utilização de reguladores de tensão elétrica para 5 V e 3,3 V de forma que o sistema fique estável.

3.1 Projeto do Eletrocardiógrafo

A implementação de um eletrocardiógrafo requer, inicialmente, o conhecimento dos principais parâmetros do sinal de ECG. O sistema de condicionamento deste tipo de sinal contém amplificadores e filtros capazes de condicioná-lo para a entrada analógica dos microcontroladores.

Segundo Prutchi & Norris (2005), o sinal de ECG tem amplitude de 1 mV quando medido na superfície do corpo e sua faixa de frequências está compreendida entre 0,05 Hz e 100 Hz, mas a banda requerida para monitores clínicos é de 0,67 Hz a 40 Hz. Assim, é necessário que o sinal seja amplificado em aproximadamente 1000 vezes, tendo-se 1 V na entrada do microcontrolador para cada 1 mV gerado pelo músculo cardíaco na superfície do corpo do usuário. Entretanto, quando o sinal de ECG é amplificado, ruídos indesejáveis, provenientes de interferências eletromagnéticas do ambiente e até mesmo do funcionamento dos outros órgãos e músculos do corpo humano, também são amplificados. Assim, são introduzidos filtros passa-alta, passa-baixa e *notch* para eliminar o que é considerado ruído e banda de sinal que não interessa para a eletrocardiografia. O diagrama da Figura 22 representa os principais blocos do ECG proposto.

Figura 22 – Diagrama de blocos do circuito de ECG.

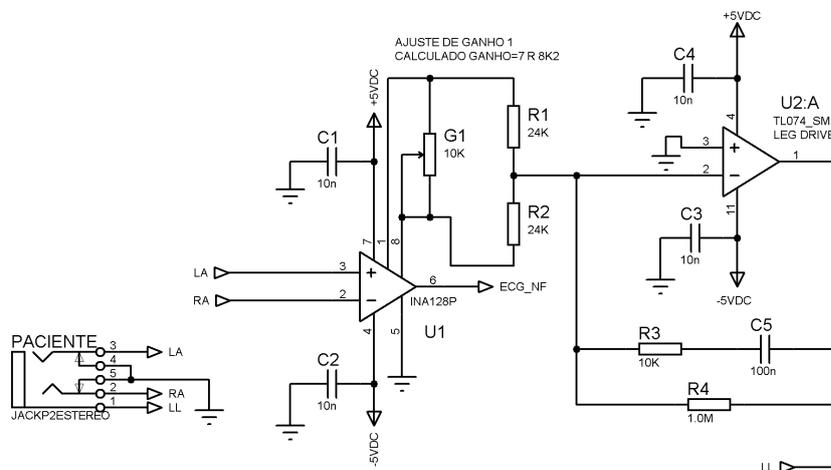


A primeira etapa do eletrocardiógrafo compreende a amplificação do sinal coletado pelos eletrodos na superfície do corpo do usuário. Para este circuito foi utilizado o amplificador operacional de instrumentação INA128P (Texas Instruments®, 2018) que apresenta baixa tensão de *offset* (máximo $50 \mu\text{V}$), alimentação simétrica e não necessita de grande quantidade de componentes discretos no seu entorno para sua configuração. Para configurar o ganho do amplificador, basta adicionar um resistor entre os pinos 1 e 8 do circuito integrado, respeitando-se a Equação (4):

$$\text{Ganho} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (4)$$

Nesta etapa, foi considerado o ganho de 7 vezes para o cálculo da resistência elétrica R_G . Esta escolha se deve às informações sugeridas no *datasheet* do componente AD620 (Analog Devices Inc, 2011). O AD620 é um amplificador de instrumentação com características similares ao INA128P, e, portanto, pode ser substituído no projeto sem a necessidade de outras alterações. Baseado nas sugestões deste mesmo documento, implementou-se um circuito auxiliar conectado à primeira etapa de amplificação. O *Driving Right Leg* (DRL) tem como função reduzir os efeitos de ruído de modo comum captados pelo sistema através dos eletrodos posicionados no corpo humano. Estas interferências, comumente com frequências de 50/60 Hz, são ativamente canceladas pelo DRL, atenuando assim, ruídos indesejáveis na saída amplificada. Neste projeto, o circuito DRL é implementado com um dos AMPOPs contidos no circuito integrado TL074 (Texas Instruments®, 2001), componente escolhido por oferecer saídas com baixo ruído e por apresentar baixo consumo. O diagrama esquemático desta etapa do circuito é apresentado na Figura 23.

Figura 23 – Diagrama esquemático do circuito da primeira etapa de amplificação e circuito do DRL.



Na sequência, o condicionamento do sinal de ECG requer a sua filtragem, conforme os parâmetros de frequência apresentados anteriormente. Sendo assim, após a primeira etapa de amplificação, o sinal passa por um filtro passa-alta *butterworth* de ordem 4. Este filtro elimina frequências que estejam abaixo de 0,05 Hz, causadas por artefatos de movimento, como por exemplo, a respiração e a interferência de outros órgãos e músculos. Os cálculos deste filtro foram realizados seguindo-se a topologia Sallen-Key, através do *software* OKAWA Electric Design, que também fornece a função de transferência (Equação (5)) do bloco e suas curvas de resposta, conforme Anexo A. Para obter-se um filtro com atenuação de -40 dB por década, dois filtros de ordem 2 são colocados em série, conforme Figura 24. A Figura 25, por sua vez, apresenta a relação da magnitude do sinal em relação à frequência da entrada do circuito.

$$G(s) = \frac{s^4}{(s^2 + 0.6257s + 0.0979)^2} \quad (5)$$

Figura 24 – Diagrama esquemático do filtro passa-altas de 0,05 Hz calculado para o circuito de ECG.

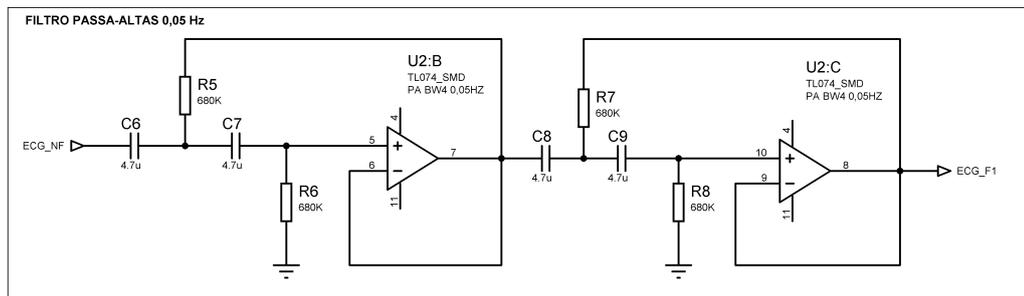
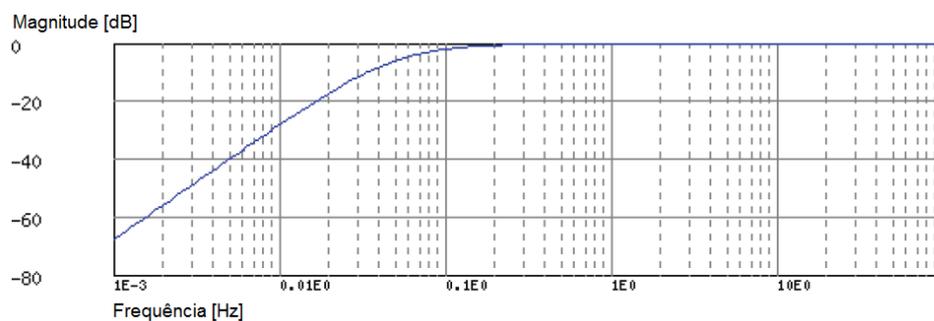


Figura 25 – Diagrama de Bode do filtro passa-altas de 0,05 Hz calculado para o circuito de ECG.



Além desta faixa de frequências, deve-se observar que uma das interferências eletromagnéticas mais presentes em nosso ambiente é o ruído gerado pela rede elétrica, que, no Brasil, tem frequência de 60 Hz. Naturalmente, o circuito de ECG amplifica

ruídos nesta frequência, pois estes estão próximos da faixa de interesse do sistema. Para atenuar estes ruídos, sem que o sinal de interesse seja prejudicado, implementou-se um filtro do tipo *notch* com frequência de corte calculada em 60 Hz. A função deste filtro é de atenuar apenas a frequência de 60 Hz e não atuar sobre o restante da banda. Este filtro é concebido na topologia duplo-T, e seu cálculo foi realizado com o auxílio do *software* OKAWA Electric Design, conforme apresentado no Anexo B. A Equação (6) representa a função de transferência do filtro *notch*, bem como a Figura 26 apresenta seu diagrama esquemático. A Figura 27 mostra a sua resposta em frequência.

$$G(s) = \frac{s^3 + 512.8205s^2 + 131492.4391s + 72248592.9586}{s^3 + 2124.5421s^2 + 976800.9768s + 72248592.9586} \quad (6)$$

Figura 26 – Diagrama esquemático do filtro *notch* de 60 Hz calculado para o circuito de ECG.

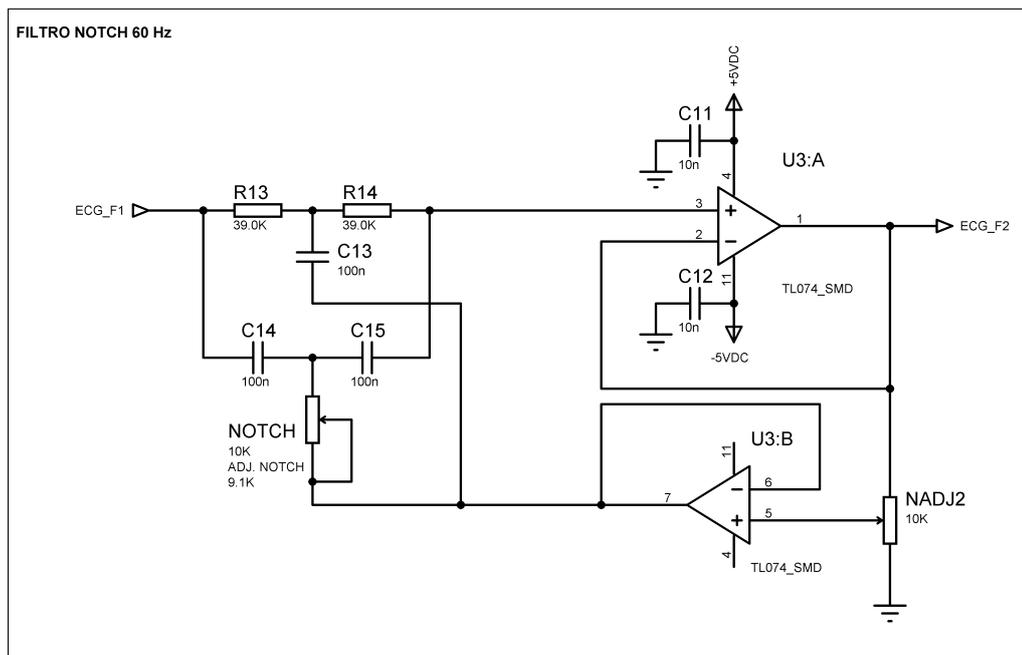
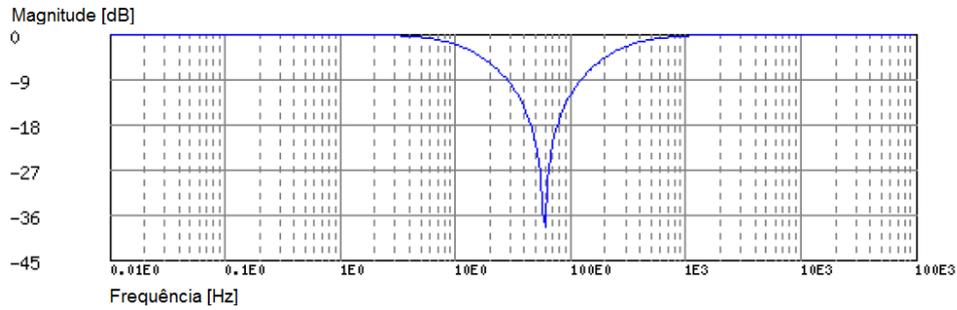


Figura 27 – Resposta em frequência do filtro *notch* 60 Hz calculado para o circuito de ECG.



Desta forma, a filtragem do sinal de ECG está quase concluída, exigindo-se apenas a adição de um filtro passa-baixas com frequência de corte de 40 Hz. Este filtro é implementado na topologia Sallen-Key, através de dois blocos de ordem 2 colocados em série para originar um filtro de ordem 4, de forma semelhante ao filtro passa-altas apresentado. A Equação (7) apresenta a sua função de transferência. As Figuras 28 e 29 mostram, respectivamente, o circuito implementado e sua resposta em frequência. Uma abordagem mais detalhada deste filtro pode ser verificada no Anexo C.

$$G(s) = \frac{65746.2195^2}{(s^2 + 512.8205s + 65746.2195)^2} \quad (7)$$

Figura 28 – Diagrama esquemático do filtro passa-baixas de 40 Hz calculado para o circuito de ECG.

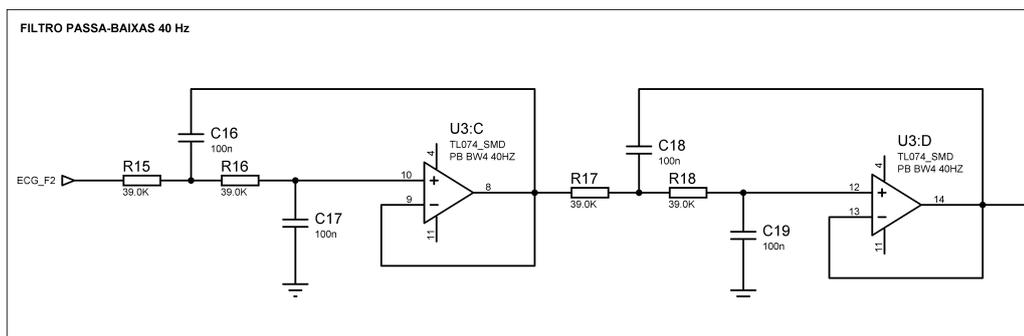
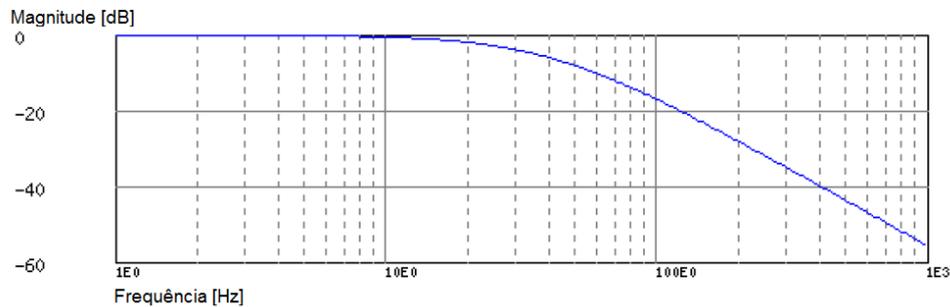
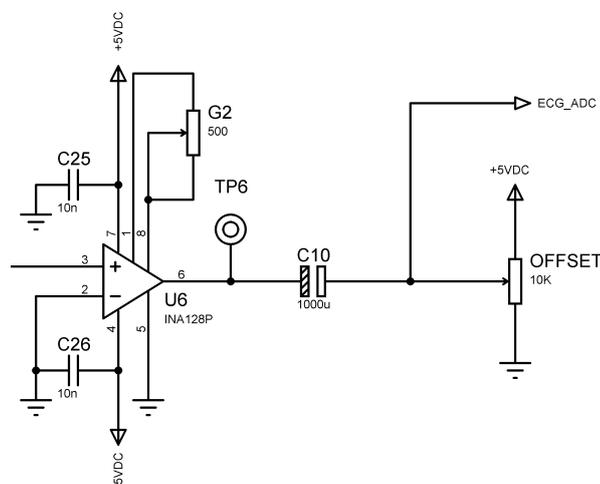


Figura 29 – Resposta em frequência do filtro passa-baixas de 40 Hz calculado para o circuito de ECG.



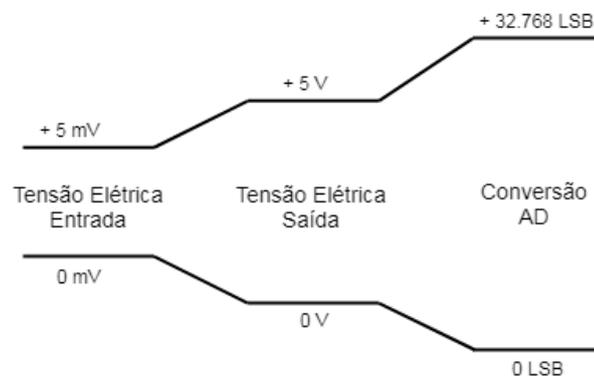
Em complemento a estes filtros ativos, foram adicionados ao longo de todo circuito capacitores de 100 nF entre as linhas de alimentação e o *ground* do sistema, formando assim, filtros passa-baixas de primeira ordem. Sua função é eliminar ruídos de altas frequências que, por algum motivo, venham a interferir no sistema. Ainda assim, após a sequência de filtros, o sinal de ECG requer uma última etapa de amplificação. Por este motivo, adiciona-se um novo amplificador, este com ganho de 143, conferindo ao sistema um ganho total de 1000 vezes. Com isso têm-se na entrada do microcontrolador 1 V para cada 1 mV gerado nos eletrodos de superfície. Para esta última etapa de ganho é utilizado outro amplificador de instrumentação do tipo INA128P (Texas Instruments®, 2018). O cálculo da resistência elétrica R_G para um ganho de 143, foi realizado, também, através da Equação (4). O circuito referente a esta etapa de ganho é apresentado na Figura 30.

Figura 30 – Diagrama esquemático de circuito amplificador com ganho de 143 e circuito de *offset*.



Finalmente, um único ajuste ainda é requerido para o condicionamento do sinal à entrada analógica do microcontrolador. Sabe-se que esta entrada deve receber apenas sinais que estejam compreendidos em magnitudes de 0 V a +5 V, mas o sinal neste momento está compreendido entre ± 5 V, devido à alimentação simétrica. A correção do *spam* é realizada com a adição de um circuito de *offset* que possa ser ajustado na calibração do sistema, condicionando, assim, o sinal para a entrada do microcontrolador. O circuito de *offset* faz com que o sinal fique compreendido entre 0 V e +5 V através de um divisor de tensão implementado com componentes passivos e de simples calibração. Na Figura 30, o capacitor C10 tem a função de desacoplar o circuito amplificador do *trimpot* de ajuste do *offset*, fazendo com que somente o sinal de ECG ultrapasse o capacitor e evitando que níveis DC interfiram no circuito anterior a ele. Sendo assim, o sistema proposto apresenta sensibilidade de 1V/mV até a entrada do microcontrolador. O conversor A/D do microcontrolador utilizado é de 10 bits, ou seja, pode apresentar até 1024 valores. Utilizando-se a tensão de referência de +5 V, logo, pode-se calcular a resolução do sistema em 4,883 mV. Desta forma, a Figura 31 apresenta a cadeia de medidas proposta para o circuito de ECG.

Figura 31 – Cadeia de medidas proposta para o circuito de ECG.



O circuito completo do eletrocardiógrafo descrito pode ser encontrado no Anexo D. A Seção 3.2 aborda a calibração deste sistema, bem como a metodologia para a aquisição e processamento dos sinais.

3.2 Procedimento de Calibração do Eletrocardiógrafo e Detector de Arritmias

A calibração do sistema de ECG exige que sejam injetados no circuito sinais padronizados, repetitivos, confiáveis e devidamente aferidos. Para isso, utilizou-se o simulador de multiparâmetros de paciente Lionheart 2, fabricado pela Bio-Tek Instruments. Uma imagem deste equipamento pode ser observada na Figura 32.

Figura 32 – Foto do simulador multiparâmetros Lionheart 2 utilizado neste trabalho.



Através de um cabo apropriado com conectores do tipo *snap*, ligaram-se os devidos terminais do sistema em LL, LA e RA do simulador, para obter-se a derivação do tipo I. Executando-se os comandos 30 a 42 no simulador, obtém-se sinais de ECG de ritmo normal e amplitude de 1 mV, com batimentos por minuto controláveis. Para este experimento, é de interesse a análise da quantidade de batimentos por minuto, para caracterizar uma bradicardia ou uma taquicardia, e também garantir que o sinal de saída do sistema seja fiel à entrada quanto a sua morfologia. Sendo assim, inicialmente foram coletados dados, de forma completamente aleatorizada, conforme a Tabela 1, para a validação do detector de BPM.

Tabela 1 – Combinação de parâmetros de ECG selecionados para aquisição de BPM.

N	Cód. Simulador	BPM Simulador	Medição 1	Medição 2	Medição 3	Erro Absoluto BPM
1	30	30	-	-	-	-
2	31	40	-	-	-	-
3	32	60	-	-	-	-
4	33	70	-	-	-	-
5	34	80	-	-	-	-
6	35	90	-	-	-	-
7	36	100	-	-	-	-
8	37	120	-	-	-	-
9	38	140	-	-	-	-
10	39	150	-	-	-	-
11	40	160	-	-	-	-
12	41	180	-	-	-	-
13	42	200	-	-	-	-

A avaliação dos dados de BPM obtidos é realizada através do erro absoluto, onde toma-se o módulo da diferença entre valor de referência do simulador e a média dos valores obtidos pelo sistema, conforme apresentado na Equação (8):

$$Erro_{Abs} \text{ BPM} = |(Valor_{REF}) - (Média \text{ dos } Valores \text{ Medidos})| \quad (8)$$

A aquisição dos dados para esta avaliação é realizada através do conversor A/D do microcontrolador escolhido. Quando os sinais são adquiridos pelo sistema, o processador identifica qual o número de batimentos cardíacos por minuto (BPM) através de um algoritmo implementado em linguagem C no microcontrolador ATMEGA328P, fabricado pela Atmel® AVR® e comercializado juntamente à placa de prototipação Arduino Nano. A Figura 33 apresenta o fluxograma de funcionamento do detector de BPM.

O sinal de ECG é amostrado com frequência de amostragem de 500 Hz através do conversor analógico-digital localizado na porta A0 do microcontrolador. Este tempo de amostragem é configurado através do *Timer2*, um *hardware timer* de 8 bits que inicia uma interrupção a cada 1 ms. Isso possibilita também que a contagem de tempo entre 2 batimentos aconteça com uma resolução de 2 ms. Ao se amostrar o sinal, existe uma comparação com valores inicialmente pré-estabelecidos em valor mínimo correspondente ao ponto Q e o valor de pico R, ambos conhecidos pontos que compõem o complexo QRS, como mostrado na Figura 34.

Figura 33 – Fluxograma simplificado do detector de BPM implementado.

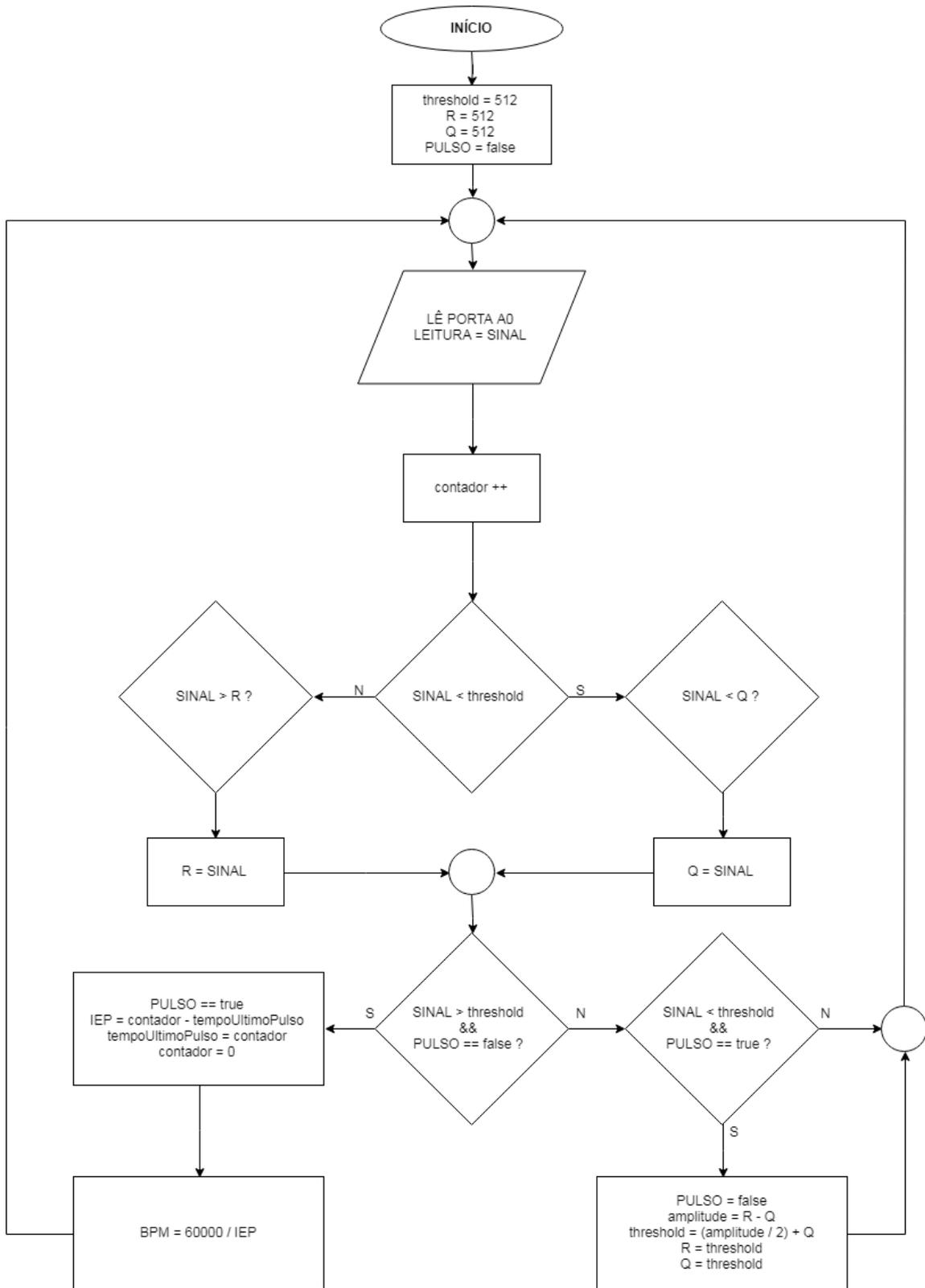
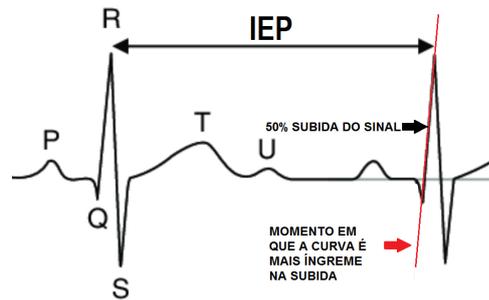


Figura 34 – Exemplo de um intervalo entre pontos R (IEP) do complexo QRS.



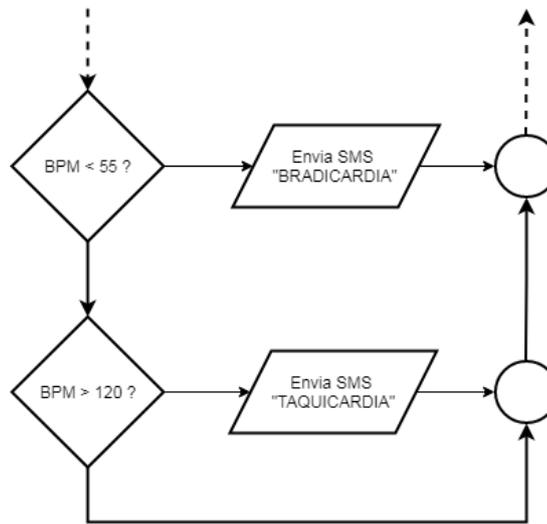
Fonte: Livremente adaptado de Vieweg *et al.* (2009).

Esta comparação é feita para identificar se o sinal está crescendo em direção a um pico ou está no momento de descida, sendo que um pulso é identificado na inclinação mais íngreme e crescente do sinal de ECG (ver Figura 34 na correspondente marcação). Se o valor lido está crescendo para um pico R e ultrapassa o valor de 50% da média do sinal, é iniciada uma contagem de tempo até que aconteça uma nova ocorrência deste mesmo tipo. O valor BPM é caracterizado pela divisão de 60 s (1 minuto) pelo intervalo de tempo entre dois picos R (IEP), conforme a Equação 9:

$$BPM = \frac{60000}{IEP[ms]} \quad (9)$$

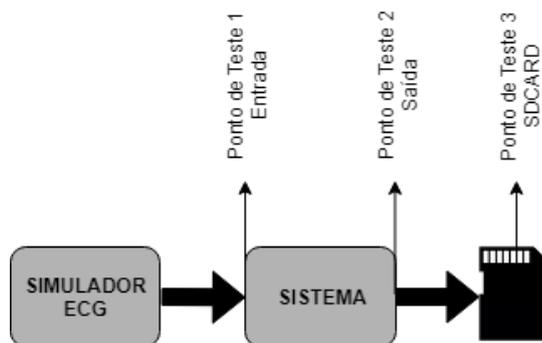
Desta forma, é possível estabelecer limites de BPM para que o envio de mensagens seja acionado. Neste trabalho, quando o BPM ultrapassar o valor 120, apresentando uma taquicardia, uma mensagem de celular (SMS) é enviada a um número de telefone previamente cadastrado. Da mesma forma, quando o valor de BPM estiver abaixo de 55, o que indica uma bradicardia, uma mensagem de celular (SMS) também é enviada. Estes valores limites estabelecidos para o envio de mensagens são considerados quando o indivíduo monitorado for uma pessoa idosa ou em situação de saúde semelhante. Pessoas mais jovens ou praticando esportes podem facilmente ultrapassar estes valores sem que isto seja considerado um problema de saúde. A Figura 35 apresenta um fluxograma destas situações de processamento. No caso de uma bradicardia, o sistema envia o texto "Indivíduo com BRADICARDIA!". Se for detectada uma taquicardia (maior que 120 BPM) o texto enviado é "Indivíduo com TAQUIARDIA!", e, no caso de uma queda "Possível QUEDA do indivíduo!".

Figura 35 – Fluxograma dos acionamentos desencadeados por arritmias.



O número de BPM de um indivíduo pode ser indicativo de alguns problemas cardiovasculares, no entanto, para um estudo mais criterioso, torna-se necessária, também, a análise da morfologia do sinal de ECG. Para tanto, é necessário garantir que o sistema apresente em sua saída sinais com a mesma morfologia do sinal injetado na sua entrada. Esta verificação é realizada em três pontos específicos do sistema, sendo eles, a sua entrada, a sua saída e a reconstrução do sinal armazenado no *SDCARD* do dispositivo, como apresentado na Figura 36.

Figura 36 – Diagrama com a localização dos pontos de teste para o sinal de ECG.

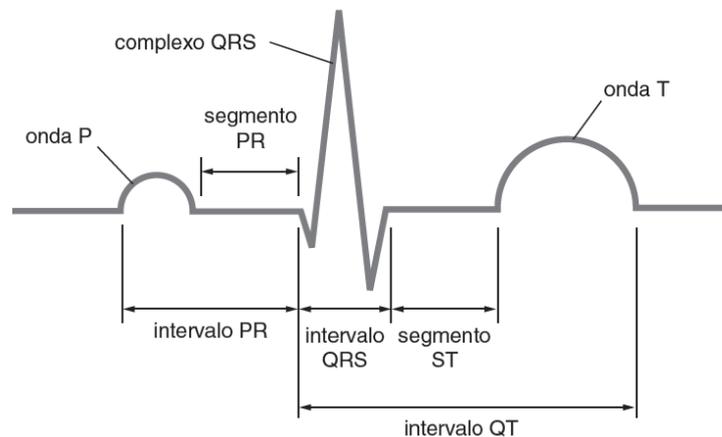


Na entrada e na saída do sistema é utilizado um osciloscópio Tektronix® TDS 2002C, com taxa de amostragem de 10^9 amostras por segundo, para a aquisição do sinal. Os dados contidos no *SCARD* são reconstruídos para a análise no ambiente Matlab® (R2017a). Devido às características do sinal de ECG optou-se por analisar a correlação entre o sinal de referência e os sinais de saída do sistema, através do coeficiente de correlação de Pearson. Nesta análise, é selecionado um trecho do sinal para verificação ponto a ponto utilizado-se a Equação 10, onde ρ é o coeficiente de Pearson, A e B são os vetores dos sinais a serem analisados, μ_A e σ_A são os desvios padrões de A e μ_B e σ_B os desvios padrões de B. O coeficiente de correlação de Pearson é gerado através do comando *CORREL(A;B)* através do *software* Excel Professional Plus (Microsoft, 2016), podendo apresentar valores compreendidos entre 0 e 1 (em módulo). Quanto mais o resultado se aproxima de 1, maior a correlação entre os dois sinais analisados.

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right) \quad (10)$$

Assim, para este estudo, escolheram-se os pontos entre um intervalo de duas ondas T da curva de ECG. Apenas para exemplificar, a Figura 37 mostra o intervalo de interesse mencionado.

Figura 37 – Ilustração dos intervalos escolhidos para a análise da morfologia do sinal de ECG.



Fonte: Livrentemente adaptado de Thaler (2013).

Para a validação da morfologia do sinal de ECG, foram adquiridos sinais do simulador multiparâmetros de paciente Lionheart 2, com amplitude de 1 mV, ritmo sinusal normal e com batimentos por minuto de 30, 40, 60, 90, 100, 120 e 180 BPM. Devido às diferenças de amplitude nos três pontos medidos, optou-se pela normalização do sinal a ser analisado, conforme Equação(11):

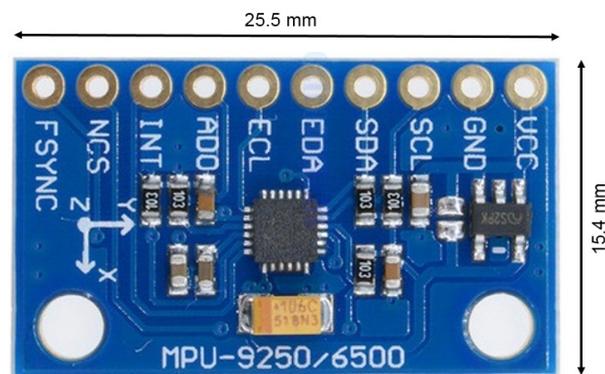
$$Sinal_{SaídaNorm.} = \left(\frac{Sinal_{REF}}{Sinal_{Saída}} \right) Sinal_{Saída} \quad (11)$$

Também, para melhorar a qualidade do sinal a ser analisado, utilizou-se um filtro digital de média móvel simples de 10 pontos nos sinais de entrada e saída do sistema, este, implementado através do *software* Matlab® (R2017a). Os resultados desta análise, bem como as discussões pertinentes serão apresentadas no Capítulo 4.

3.3 O Sensor Inercial MPU-9250

Conforme apresentado na no Capítulo 2, uma queda é determinada por uma variação brusca de aceleração. Assim, para detectar quedas, é necessária a utilização de um acelerômetro de três eixos e um sistema de processamento adequado. Para esta aplicação foi escolhido um IMU (*Inertial Measurement Unit*) MPU-9250, fabricado pela InvenSense®, que contém o sensor e um processador montado em um módulo comercial. Isso proporciona praticidade e reduz o tamanho físico do hardware, visto que as suas dimensões são de 15,4 mm de largura por 25,5 mm de comprimento, como mostra a Figura 38.

Figura 38 – Sensor inercial IMU MPU-9250 de fabricação da InvenSense®.



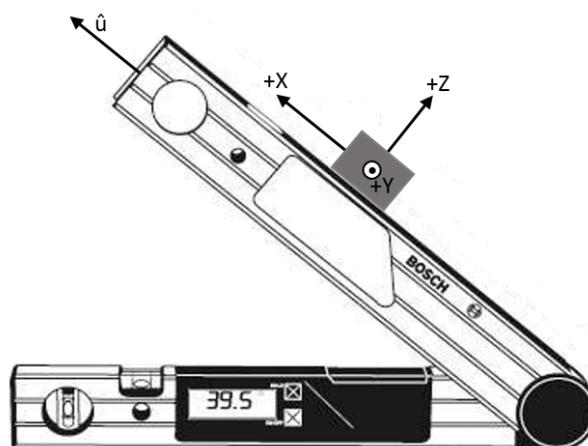
Este módulo comercial é composto por um acelerômetro e um giroscópio, ambos de três eixos cada, encapsulados em um circuito integrado MPU-9250, no formato QFN. Existe também neste módulo, um magnetômetro de três eixos encapsulado no circuito integrado AK8963 fabricado pela Asahi Kasei Microdevices Corporation. O IMU é alimentado com tensão elétrica constante de +3,3 V fornecida pela placa de prototipação Arduino Nano e a sua comunicação com o microcontrolador é estabelecida via protocolo I²C. Como abordado na Seção 2.4, para a detecção de um evento de queda, neste trabalho, o giroscópio e o magnetômetro não são utilizados, visto que a medição da aceleração pelo acelerômetro se dá de forma qualitativa apenas.

O acelerômetro e o giroscópio deste módulo possuem juntos seis conversores analógico-digital (ADC) de 16 bits, com resolução de $50,354 \mu\text{V}$, sendo um para cada eixo. A escala do acelerômetro pode ser programada em $\pm 2\text{g}$, $\pm 4\text{g}$, $\pm 8\text{g}$ e $\pm 16\text{g}$, sendo que g é igual a aceleração da gravidade com módulo de $9,8 \text{ m/s}^2$. O giroscópio, por sua vez, possui escalas programáveis de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e $\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$ (InvenSense® (2016), *datasheet* MPU-9250). Neste trabalho, a escala programável utilizada para o acelerômetro é de $\pm 4\text{g}$, o que é o suficiente para a detecção de eventos de queda.

3.3.1 Calibração do Acelerômetro

Inicialmente, optou-se pela calibração do acelerômetro do módulo inercial, visto que a aceleração é o parâmetro determinante para a detecção de quedas. O procedimento correto para a calibração deste tipo de sensor envolve uma mesa vibratória com frequência e amplitude controláveis. Devido à ausência deste tipo de equipamento no ambiente laboratorial, optou-se pela calibração do acelerômetro capacitivo (como um inclinômetro) através de seu ajuste de *offset*. Tal procedimento é executado com a fixação do sensor em um inclinômetro digital DWM 40 L, do fabricante Bosch® (2000) conforme Figura 39. Este equipamento possui resolução de $0,1^\circ$ e *range* de 0° a 220° , sendo suficiente para a aplicação deste trabalho. A aquisição dos dados foi realizada em cada eixo separadamente, sendo que o eixo de interesse do sensor é posicionado paralelamente ao vetor unitário \hat{u} . Com o correto posicionamento, obtiveram-se dados para o *range* de 0° a 360° , com resolução de 5° .

Figura 39 – Montagem do sensor inercial no inclinômetro.

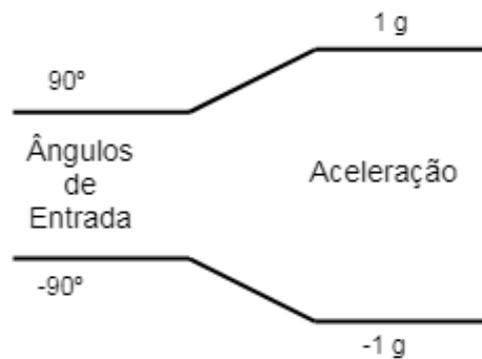


Fonte: Livremente adaptado do manual do fabricante do inclinômetro Bosch® (2000) DWM 40 L.

Conforme dados do fabricante (InvenSense®, 2016), quando o sensor for posicionado sobre uma superfície plana, a resposta apresentada pelo módulo comercial associada ao

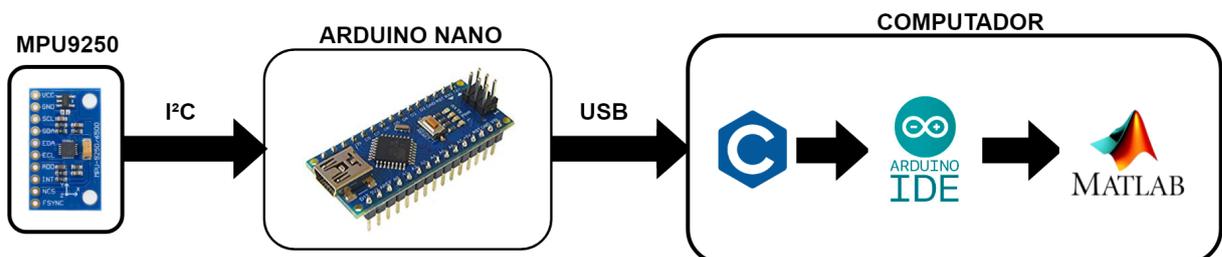
eixo Z deve ser 1g, ou seja, quando o ângulo de entrada for de 90° o sistema deve apresentar o valor de 1g e quando o ângulo for de 270° o sistema deve apresentar -1g. Desta forma, a cadeia de medidas proposta é apresentada na Figura 40:

Figura 40 – Cadeia de medidas proposta para o experimento de calibração do acelerômetro como um inclinômetro.



A aquisição dos dados do sensor é implementada através de uma placa de prototipação Arduino Nano, conectada ao sensor via protocolo de comunicação I²C, sendo que os dados são enviados via comunicação serial à IDE (*Integrated Development Environment*) do Arduino (versão 1.8.9) instalada em um computador. Desta forma, é possível adquirir os dados do sensor e determinar a sua função de transferência, necessária para a compreensão dos movimentos do indivíduo. A Figura 41 mostra o esquema utilizado para a aquisição dos dados neste procedimento de calibração.

Figura 41 – Diagrama esquemático para coleta de dados do sensor inercial.



A informação obtida com este esquema é importada para o ambiente Matlab® (R2017a) para a análise. Considerando-se que se espera uma resposta sinusoidal do acelerômetro, aplica-se uma aproximação por Séries de Fourier para a obtenção de uma soma de senos e cossenos. A Equação (12) mostra a aproximação de Fourier utilizada, onde a_0 é o *offset* [g], a_1 a amplitude do termo harmônico par, b_1 a amplitude do termo harmônico ímpar, θ representa o ângulo [°] e ω é a relação de transformação de graus para radianos. Esta função é implementada no Matlab® através da ferramenta *Curve Fitting Tool*, utilizando o comando *cftool()*.

$$f(\theta) = a_0 + a_1 \cos(\omega\theta) + b_1 \sin(\omega\theta) \quad (12)$$

Assim, após a calibração do sensor, inicia-se a calibração do detector de quedas. Para o propósito deste trabalho, foi considerado que o sistema reconhece um evento de queda quando se desenvolver um pico de aceleração, em RMS, maior que 2 g. Este valor foi determinado através de observações experimentais, sendo este o limiar para o acionamento do envio de mensagens de queda accidental. O valor RMS da aceleração é calculado através da Equação 13, onde A_x , A_y e A_z representam as acelerações nos eixos x, y e z respectivamente.

$$Aceleração_{RMS} = \sqrt{\frac{(A_x^2) + (A_y^2) + (A_z^2)}{3}} \quad (13)$$

Para a validação do detector de quedas, tornou-se necessário analisar se o sinal de aceleração adquirido se comporta de forma similar ao exemplo da Figura 20. Para isso, foram selecionados três voluntários (dados na Tabela 2), para executarem alguns movimentos padronizados (Tabela 3) com o sensor posicionado na cintura através de um cinto, conforme a Figura 42.

Tabela 2 – Dados dos voluntários selecionados para a validação do detector de quedas.

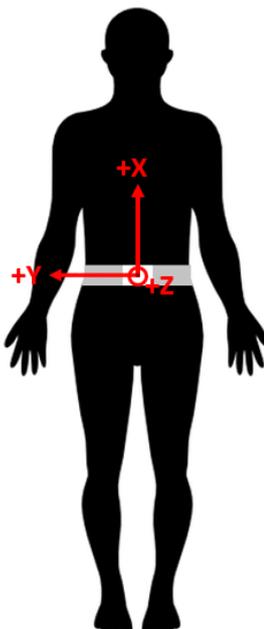
Voluntário	Sexo	Idade	Peso [kg]	Altura [m]
1	M	33	82,3	1,67
2	F	32	58,2	1,68
3	F	31	53,1	1,54

Os movimentos apresentados na Tabela 3 e na Figura 43 são executados pelos voluntários em ambiente controlado e sem risco de lesões, sobre uma superfície que absorve parte do impacto. O primeiro movimento trata-se de uma queda frontal, onde o indivíduo primeiramente está parado, em pé, e pende para frente, sem dobrar os joelhos, desenvolvendo uma trajetória angular. Os movimentos 2 e 3 ocorrem da mesma forma, porém, para a direita e para a esquerda, respectivamente.

Tabela 3 – Projeto de experimentos para validação de quedas.

N	Movimento
1	Queda Frontal
2	Queda Lateral Direita
3	Queda Lateral Esquerda
4	Queda Frontal de Joelhos
5	Sentar e Levantar
6	Caminhar

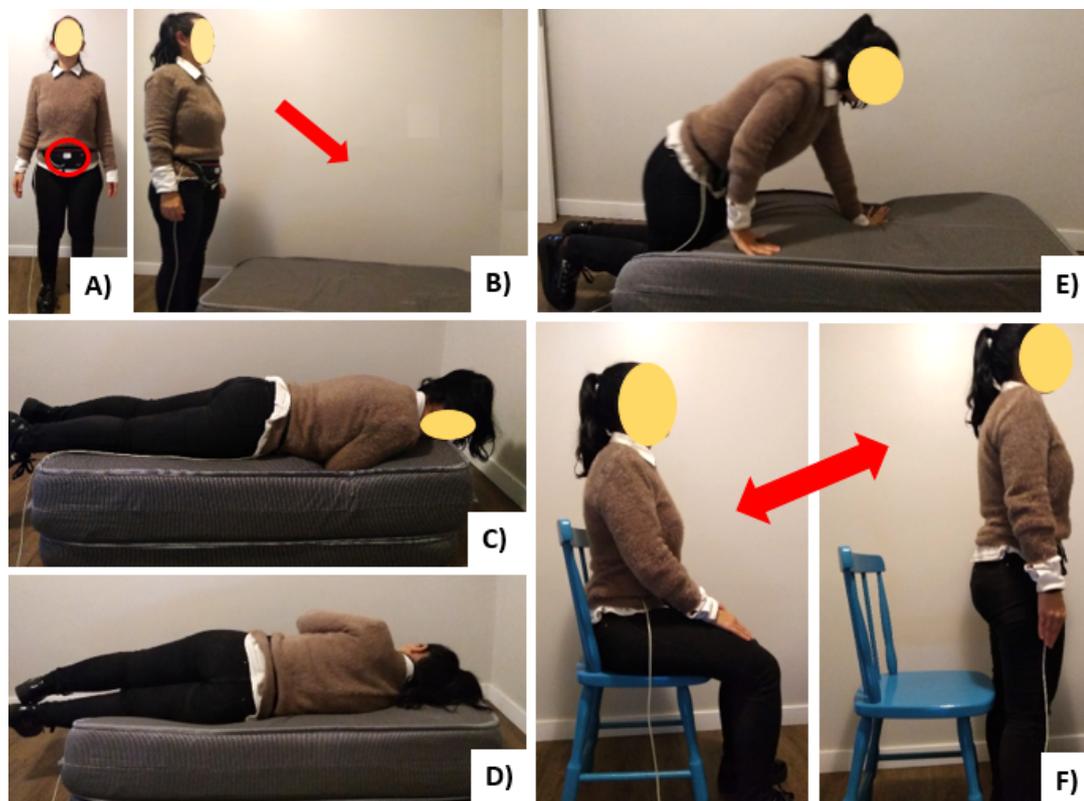
Figura 42 – Posicionamento do sensor inercial no indivíduo.



A queda frontal de joelhos é executada com o voluntário inicialmente de pé, seguindo para uma queda onde os dois joelhos tocam a superfície ao mesmo tempo e após ocorre o apoio com as mãos. Em seguida, no movimento 5, o indivíduo executa o simples movimento de sentar-se em uma cadeira e levantar-se, parando de pé ao fim do movimento. O último movimento trata-se de uma pequena caminhada de 5 metros. Os movimentos 1, 2, 3, e 4 caracterizam queda e devem acionar o sistema de envio de mensagens com o texto "Possível QUEDA do indivíduo!", entretanto, os movimentos 5 e 6 representam movimentos comuns que não devem acionar o sistema.

Sendo assim, para a validação desta etapa, foram previstas 9 execuções para cada movimento, totalizando 54 movimentos. Como 4 dos 6 movimentos descritos devem acionar o sistema de mensagens, espera-se, com este procedimento experimental, que o sistema envie 36 mensagens para eventos de queda e que 18 movimentos executados não enviem mensagens. Os resultados deste experimento e demais discussões são apresentados no Capítulo 4.

Figura 43 – Movimentos executados pelos voluntários e posicionamento do sensor inercial: A) Posicionamento do sensor inercial; B) e C) Queda frontal; D) Queda lateral direita; E) Queda frontal de joelhos e F) Movimento de sentar e levantar.



3.4 Hardware e Demais Componentes do Circuito

Nesta Seção são apresentados os demais componentes do circuito e o *hardware* construído. As Figuras 44 e 45 mostram a placa principal desenvolvida no ambiente Proteus (Labcenter Electronics v7.10, 2011). Na face inferior da placa de circuito impresso consta o circuito de ECG, implementado em SMD, como explicado anteriormente. Optou-se pela utilização de componentes SMD para que fosse possível reduzir as dimensões da placa de circuito impresso (10,4 cm x 10,2 cm). Na face superior, os conectores para os dois módulos Arduino Nano, para o módulo RTC, o módulo GSM, alimentação e entrada do sinal de ECG. Nesta face também é possível observar os *trimpots* para ajustes de ganho e *offset*.

Figura 44 – Face inferior da placa principal implementada: Circuito de ECG.

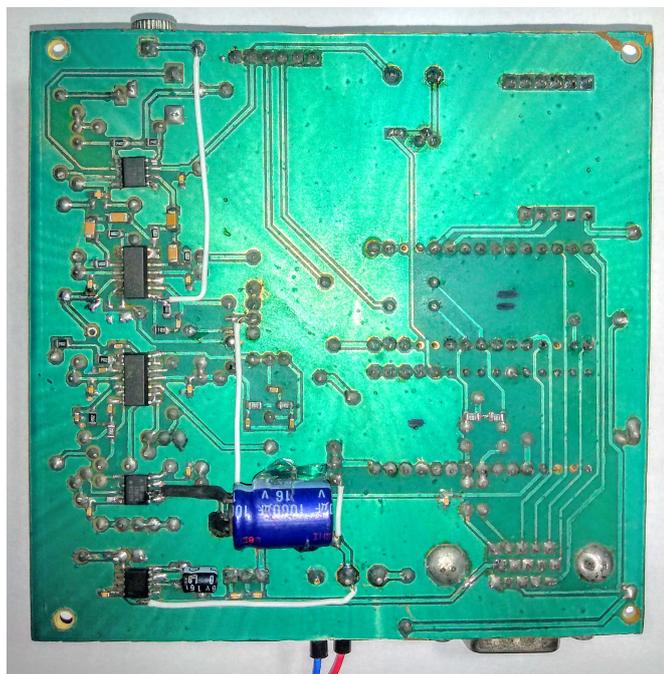
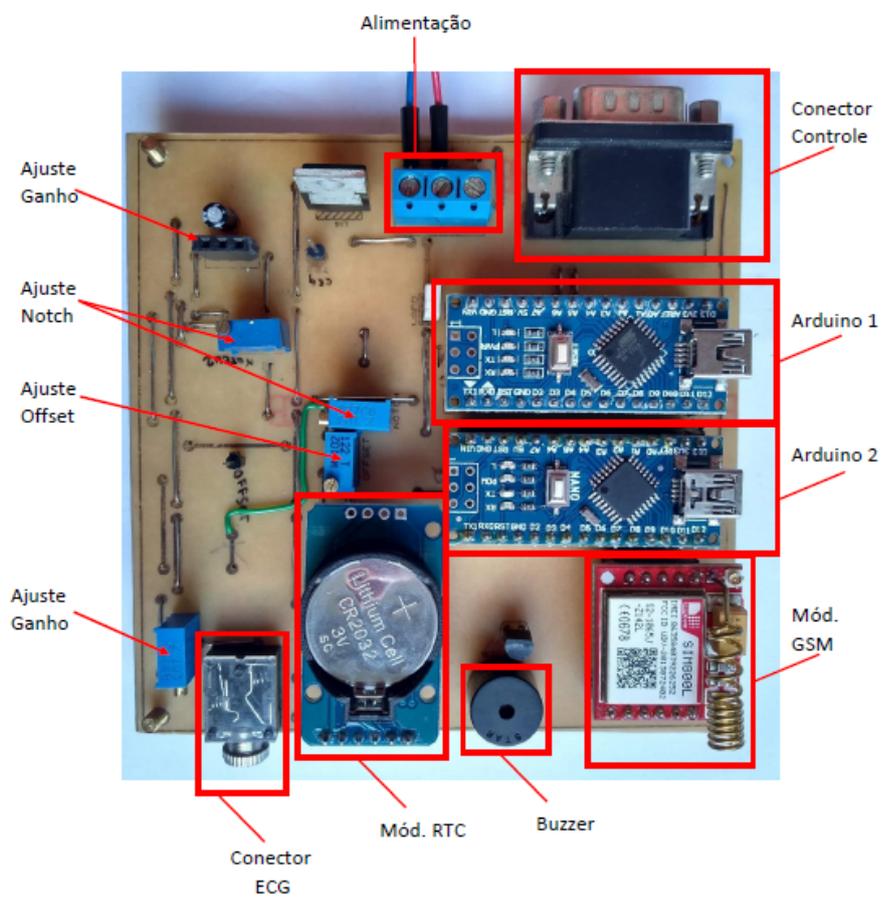
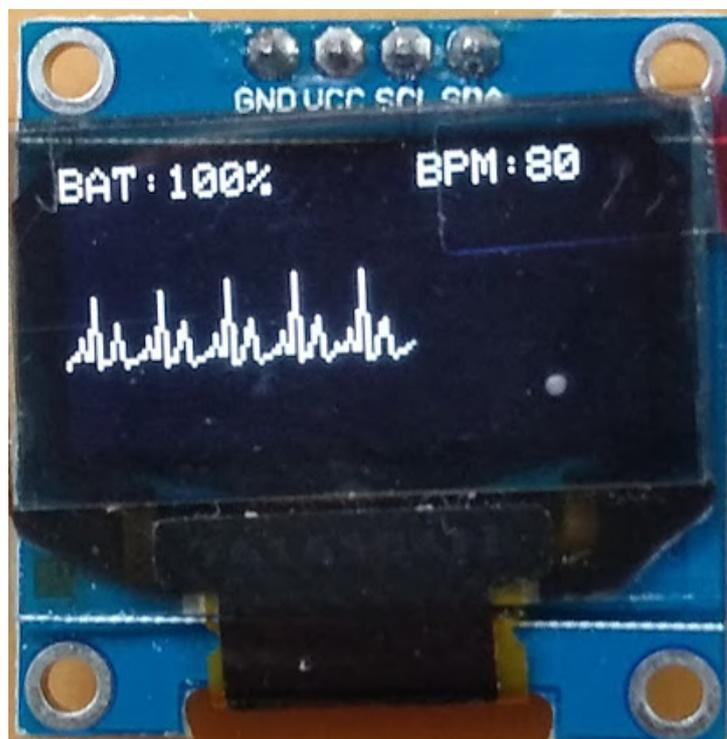


Figura 45 – Face superior da placa principal implementada.



Como já mencionado anteriormente, o sistema conta com um *display* OLED de 0,96 polegadas para visualização do sinal de ECG (apenas para ilustrar que o sistema está adquirindo o sinal), batimentos por minuto (BPM) e *status* da carga da bateria, como pode ser observado na Figura 46. Este display e o conector do cartão SD foram implementados em uma placa separada, em formato de controle. Neste módulo foram adicionadas duas chaves do tipo *push button* para a interação do usuário com o sistema. A Figura 47 apresenta o módulo em questão.

Figura 46 – *Display* OLED de 0,96 polegadas utilizado no sistema.



Para a execução deste sistema, foi necessário o uso de dois microcontroladores. Isso se deve ao fato de que a memória de programa e a velocidade dos dispositivos é limitada. Sendo assim, os módulos de desenvolvimento Arduino Nano foram nomeados em Arduino 1 e Arduino 2. No Arduino 1 estão ligados, basicamente, os sinais que serão exibidos no display. Nele estão conectados o *display*, via comunicação I²C, e o acionamento do *buzzer*. Nas suas entradas analógicas A0 e A1, respectivamente, são conectados o sinal de ECG e o sinal de referência de tensão elétrica da bateria do sistema. No Arduino 2 são processados os sinais de ECG e os sinais do sensor inercial. Nele estão conectados o módulo de telefonia GSM (via conexão serial), o módulo RTC (*Real Time Clock*) (via comunicação I²C), o cartão SD (via conexão SPI) e o teclado analógico. A Figura 48 mostra um diagrama de blocos das conexões com os microcontroladores.

Figura 47 – Placa com display, teclado e cartão SD: A) Vista inferior; B) Vista superior e C) Detalhe do conector do cartão SD.

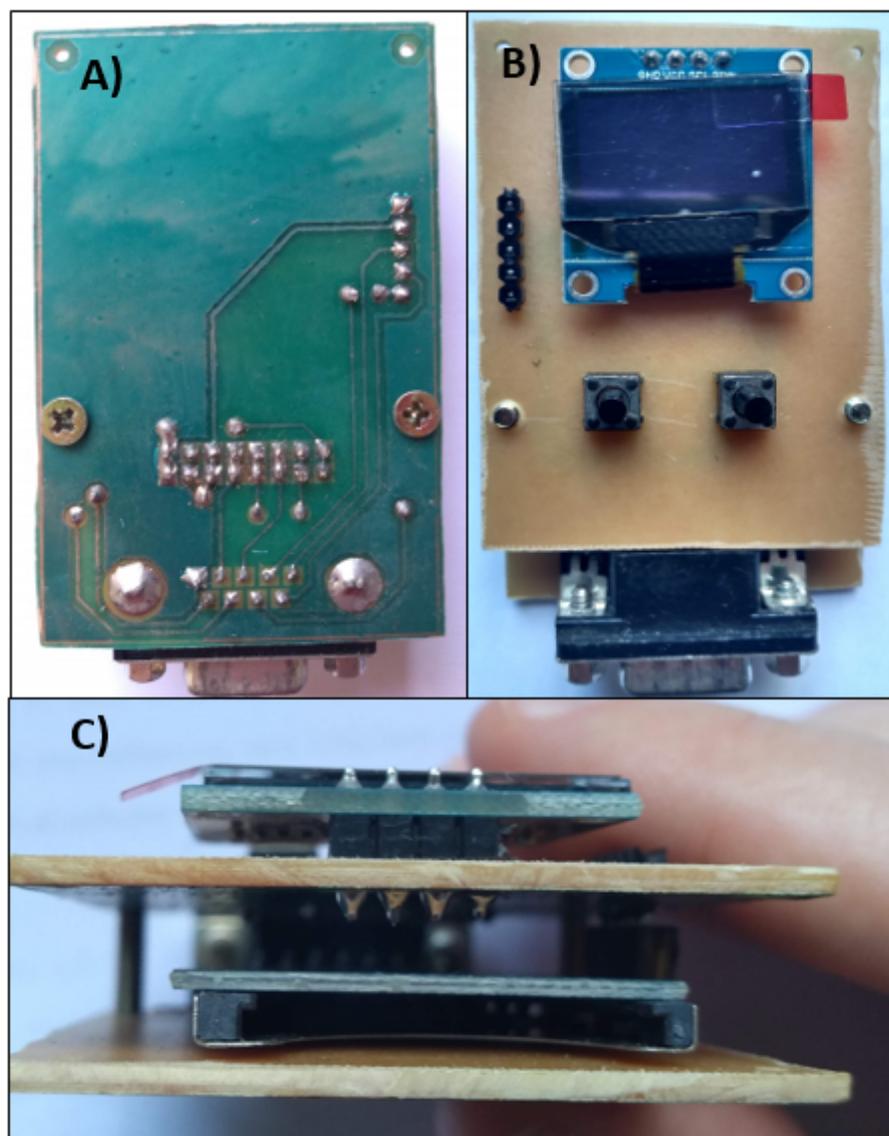
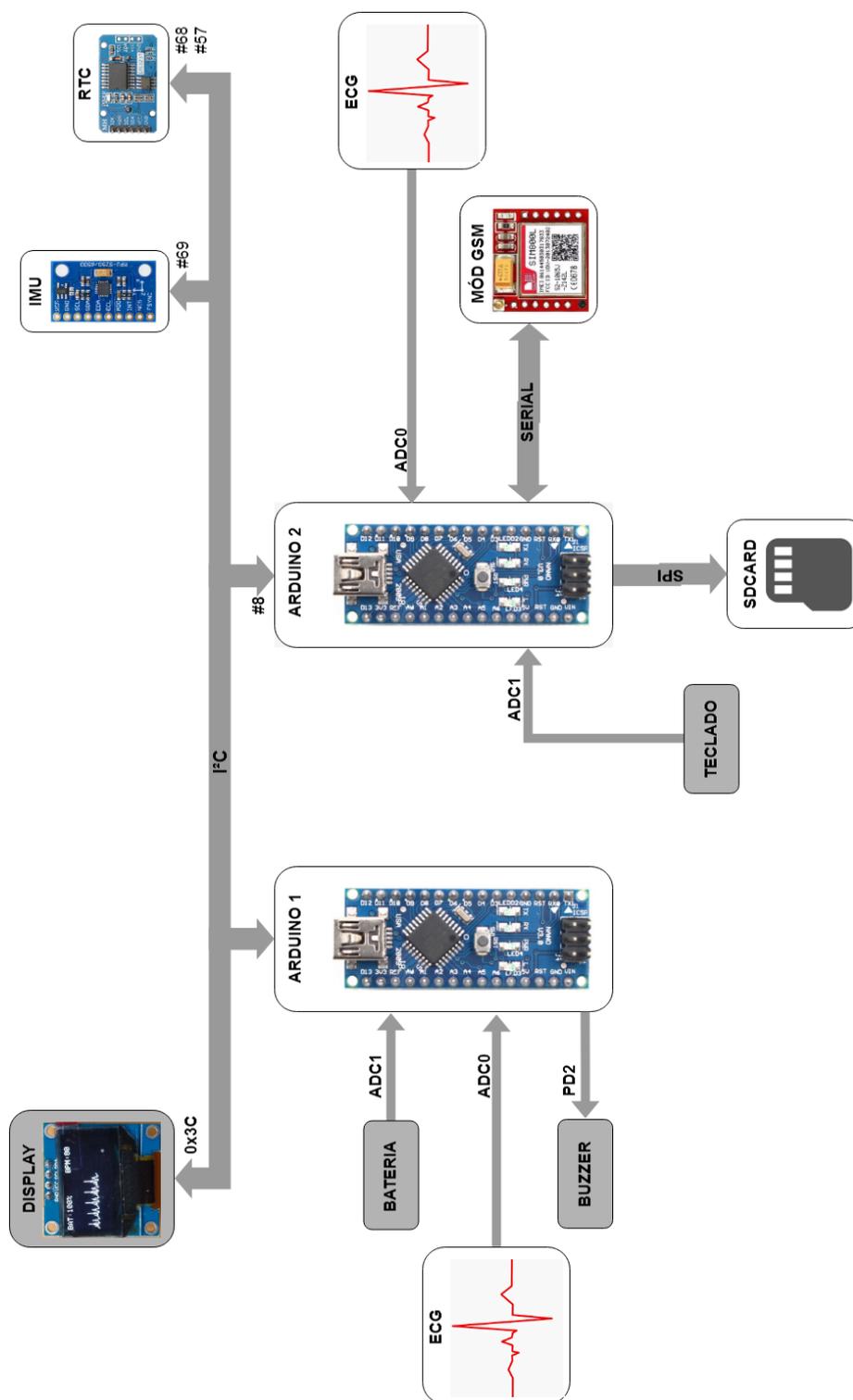
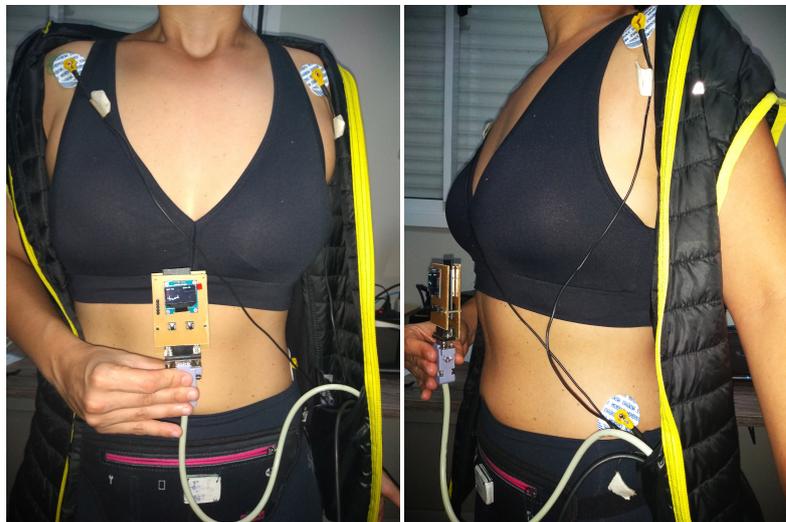


Figura 48 – Diagrama de blocos ilustrando as conexões dos microcontroladores do sistema.



A Figura 49 apresenta o posicionamento do dispositivo em um voluntário.

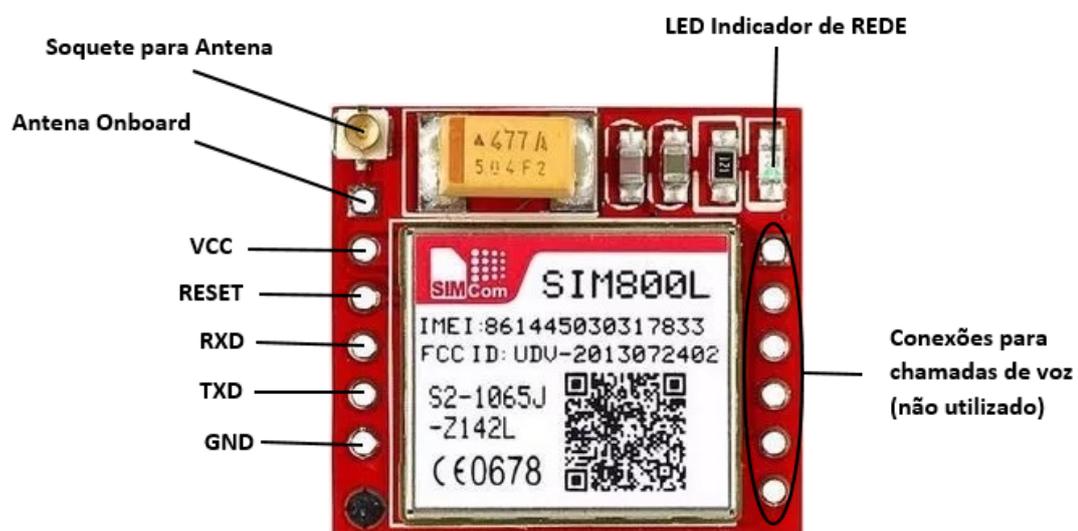
Figura 49 – Posicionamento do dispositivo em um voluntário.



Um dos circuitos de maior importância neste sistema é o módulo de telefonia GSM. Inserindo-se um chip de celular compatível com GSM é possível utilizar a rede de telefonia celular para o envio de mensagens SMS. Este módulo é controlado via comandos AT (*Attention*), linguagem comum a modems e telefonia, que, neste caso, são enviados via comunicação serial pelo Arduino 2. Os comandos AT são utilizados neste trabalho para configurar o modo texto (comando AT+CMGF=1), enviar mensagens SMS (comando AT+CMGS="NUMERO TELEFONE") e selecionar as bandas de frequência a serem utilizadas (neste caso, comando AT+CBAND=ALLBAND - *quadriband*, 850 MHz, 900 MHz, 1800 MHz e 1900 MHz).

Através da configuração via programação, um número de telefone é cadastrado e mensagens SMS são pré estabelecidas. Quando ocorrer um dos eventos previstos, uma mensagem é enviada a este número. As mensagens cadastradas para este trabalho são três: "Possível QUEDA do indivíduo!", para quando for detectada uma queda, "Indivíduo com BRADICARDIA!", caso for detectada uma bradicardia, e, "Indivíduo com TAQUICARDIA!", para quando o número de BPM ultrapassar 120. A Figura 50 apresenta o módulo de telefonia celular SIM800L utilizado neste sistema.

Figura 50 – Módulo de telefonia celular SIM800L.



Fonte: Livremente adaptado do manual do fabricante do módulo de telefonia celular SIMCom® (2013) SIM800L.

O diagrama esquemático completo, bem como os *firmwares* utilizados no sistema, podem ser encontrado nos Anexos D, E, F.

4 Resultados e Discussões

Neste capítulo, todos os resultados obtidos experimentalmente são apresentados e discutidos. Primeiramente é apresentado o resultado do estudo com ECG, e, posteriormente, os dados obtidos com o sensor inercial.

4.1 Resultados da Validação da Detecção do BPM

Aplicando-se o método apresentado na Seção 3.2 para detecção do BPM, obteve-se o conjunto de respostas mostrado na Tabela 4. Com este resultado, é possível observar que a máxima diferença entre os valores medidos e a referência do simulador é de 1 BPM, ocorrendo nos valores de 120 BPM, 150 BPM e 160 BPM. Desta forma, para fins de detecção de bradicardia e taquicardia, o detector de BPM está funcionando de forma coerente com o proposto. Entretanto, como esta validação foi realizada através de um simulador de ECG, possíveis falhas podem ocorrer quando o sistema estiver ligado a uma pessoa. Desta forma, testes da detecção de BPM realizados com voluntários são apresentados na Seção 4.3.

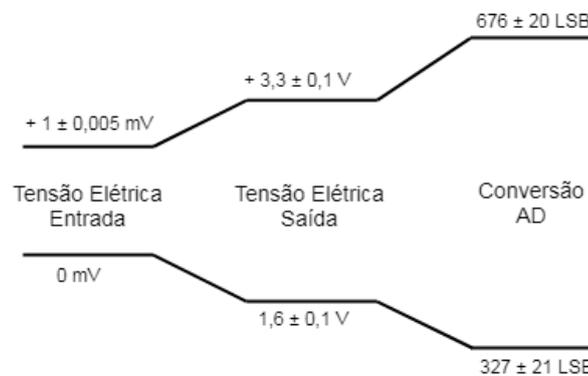
Tabela 4 – Validação do sistema de medição dos BPM (comparação dos dados de referência do simulador com os determinados pelo sistema proposto).

N	Cód. Simulador	BPM Simulador	Medição 1	Medição 2	Medição 3	Erro Absoluto BPM
1	30	30	30	30	30	0
2	31	40	40	40	40	0
3	32	60	60	60	60	0
4	33	70	70	70	71	0.3
5	34	80	80	81	80	0.3
6	35	90	90	90	90	0
7	36	100	101	100	101	0.7
8	37	120	121	121	121	1.0
9	38	140	140	140	140	0
10	39	150	151	151	151	1.0
11	40	160	161	161	161	1.0
12	41	180	180	181	180	0.3
13	42	200	200	200	200	0.7

4.2 Validação da Morfologia do Sinal de ECG

Inicialmente foi verificado o funcionamento do circuito de ECG quanto à amplificação do sinal. Observou-se que, para um sinal com amplitude de $1 \pm 0,005$ mV, obteve-se em sua saída um sinal com amplitude de $1,550 \pm 0,10$ V, ou seja, um ganho de aproximadamente 1550 vezes. Isso se deve aos ajustes necessários para melhorar a visualização do sinal na saída do sistema. Devido à adição de uma etapa de offset, a cadeia de medidas experimental apresenta resultados deslocados em relação à proposta. A cadeia de medidas experimental é mostrada na Figura 51.

Figura 51 – Cadeia de medidas experimental do circuito de ECG.



Conforme apresentado no Capítulo 3, para a validação do sinal de ECG compara-se o sinal de entrada e de saída do sistema e avalia-se a correlação ponto a ponto entre o sinal de referência e os sinais de saída do sistema. Neste experimento, a curva de referência utilizada é obtida do simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments), através de sua saída pré-amplificada (amplitude de aproximadamente 600 mV), com o auxílio do osciloscópio Tektronix® TDS 2002C, com frequência de amostragem de 1 GHz. A saída amplificada do simulador foi escolhida para facilitar a aquisição com o osciloscópio, porém, o sinal que é injetado na entrada de ECG, que possui as mesmas características quanto à morfologia, apresenta amplitude de 1 mV, como mencionado anteriormente. As Figuras 52, 53, 54, 55, 56, 57 e 58 apresentam os sinais adquiridos na entrada do sistema, na saída e da conversão analógico-digital.

Figura 52 – Aquisição do sinal de ECG de 30 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

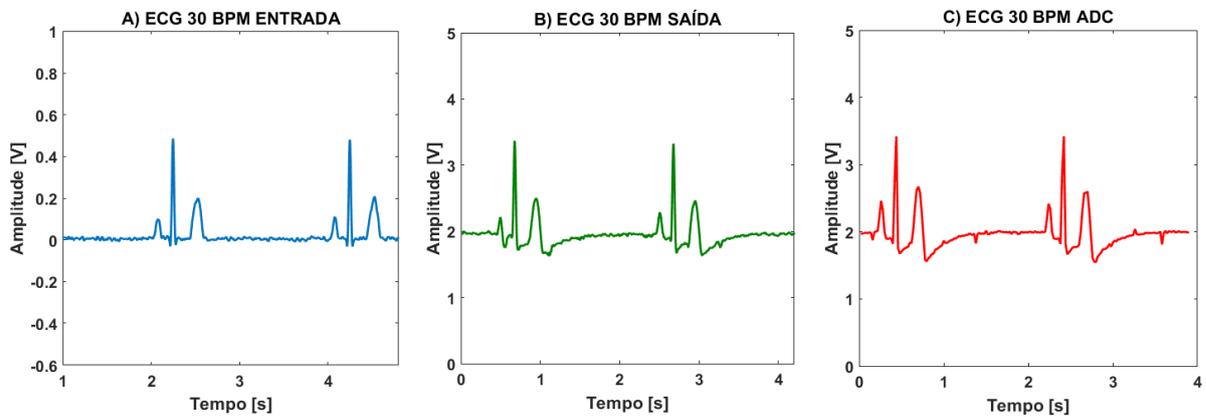


Figura 53 – Aquisição do sinal de ECG de 40 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

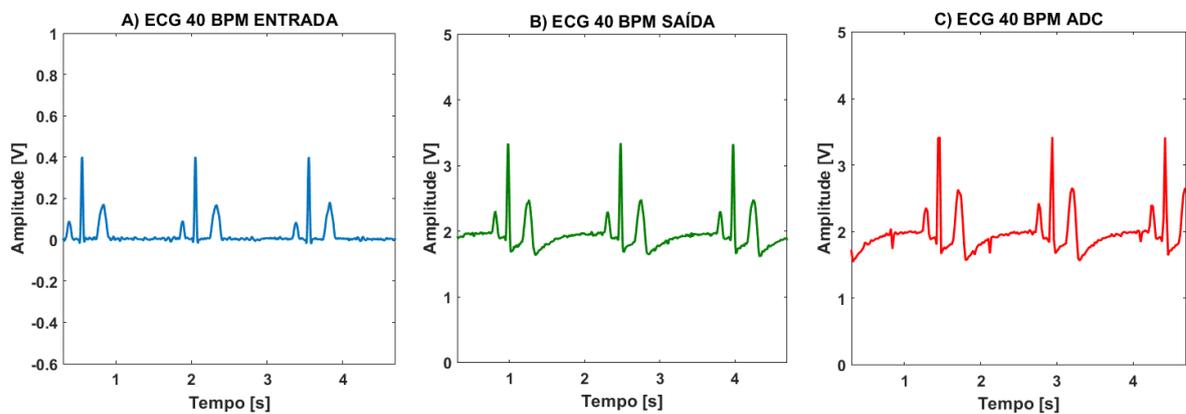


Figura 54 – Aquisição do sinal de ECG de 60 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

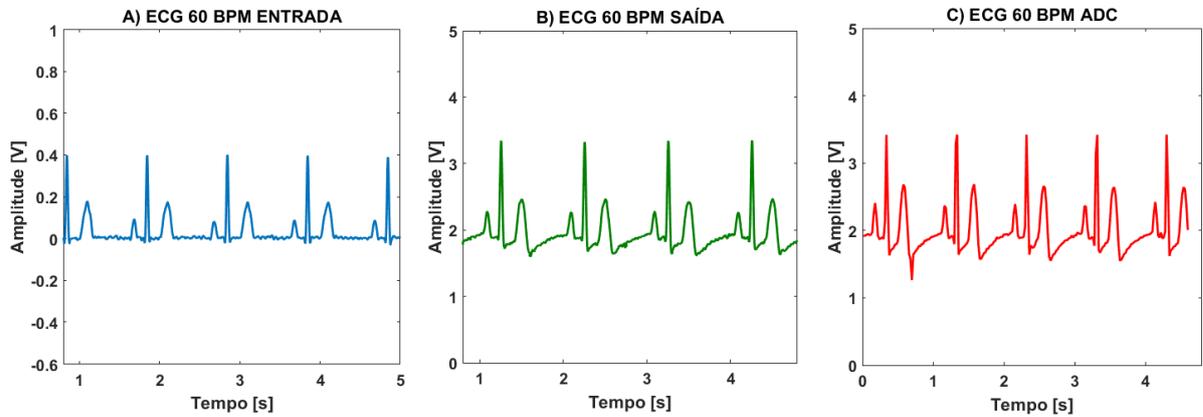


Figura 55 – Aquisição do sinal de ECG de 90 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

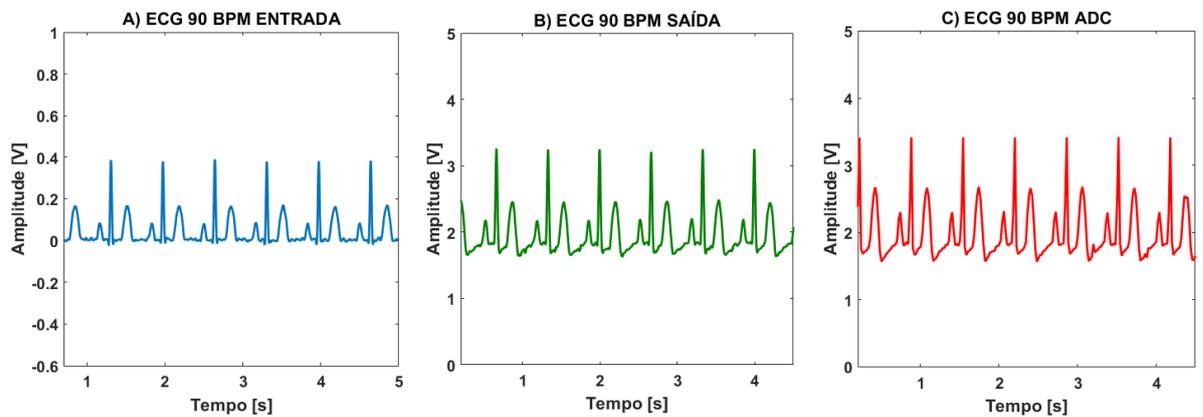


Figura 56 – Aquisição do sinal de ECG de 100 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

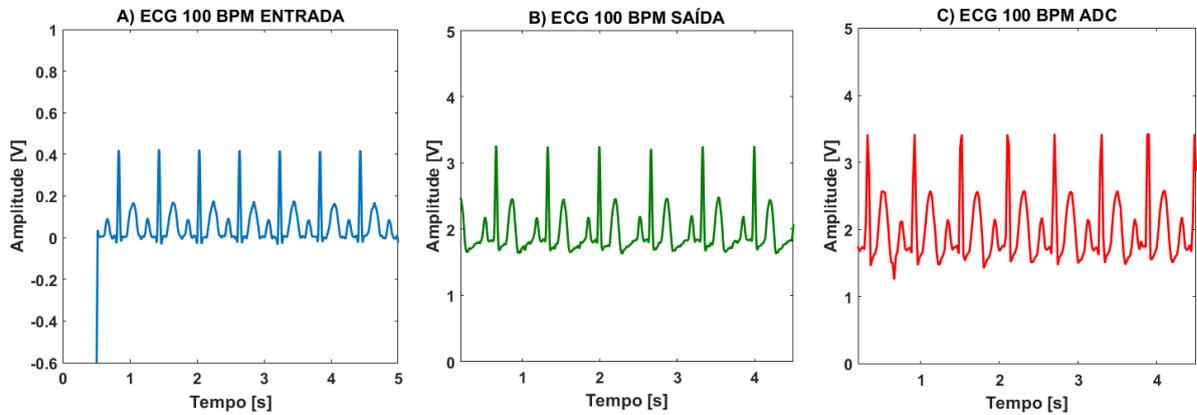


Figura 57 – Aquisição do sinal de ECG de 120 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

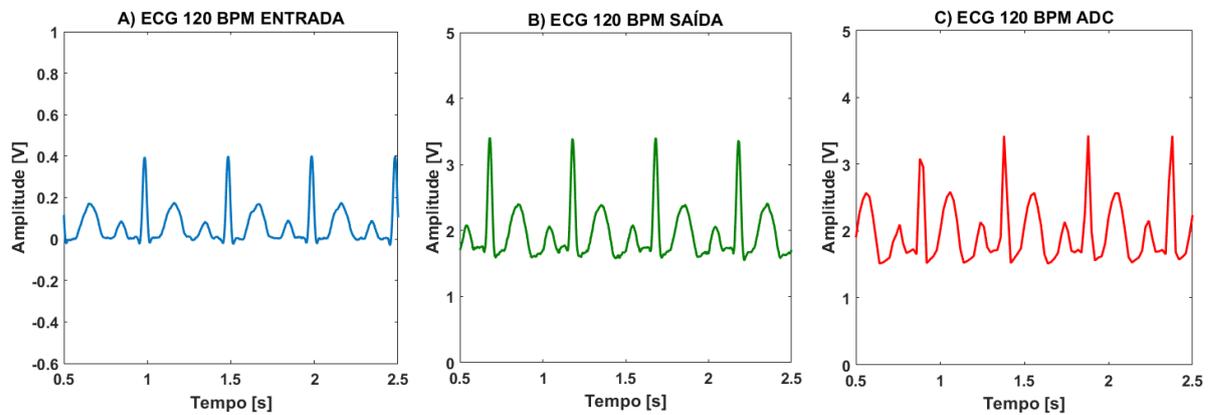
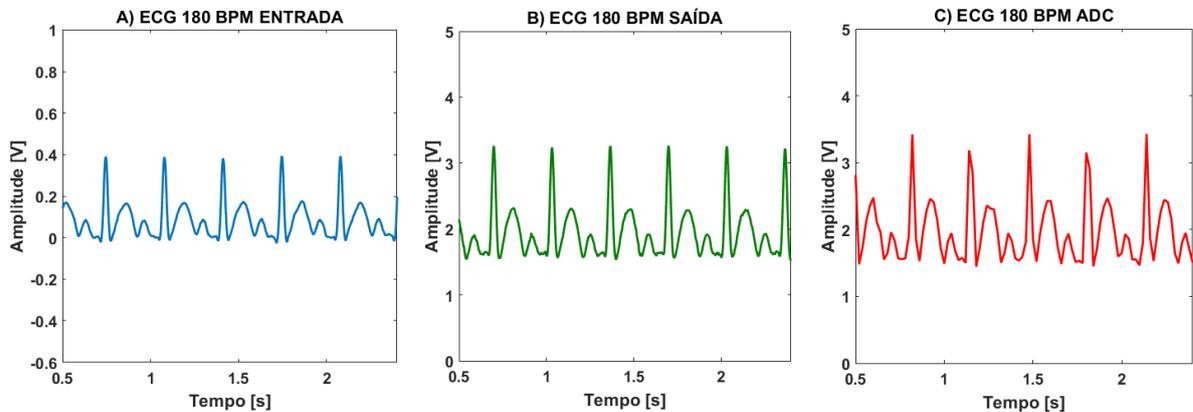


Figura 58 – Aquisição do sinal de ECG de 180 BPM gerado pelo simulador multiparâmetros Lionheart 2 (Bio-Tek Instruments) e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.



Sendo assim, um dos trechos entre dois pontos T foi selecionado para a análise de correlação e devidamente normalizado. As Figuras 59, 60 e 61 apresentam o trechos selecionados para o sinais de entrada de 30, 60 e 90 BPM normalizados. Sendo assim, os vetores de dados correspondentes ao sinal de entrada, saída e conversão analógico-digital foram submetidos à análise de correlação. Os resultados são apresentados na Tabela 5.

Figura 59 – Sinal de ECG de 30 BPM normalizado e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

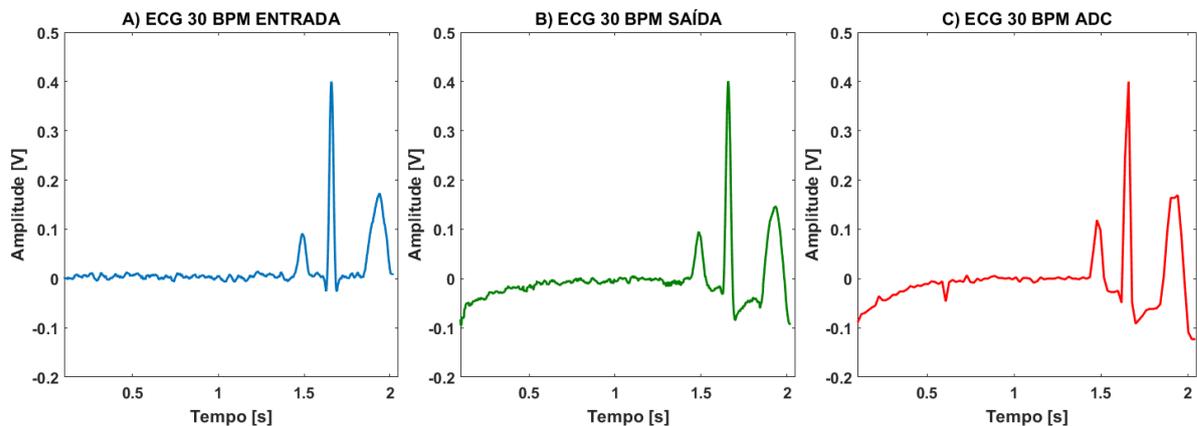


Figura 60 – Sinal de ECG de 60 BPM normalizado e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.

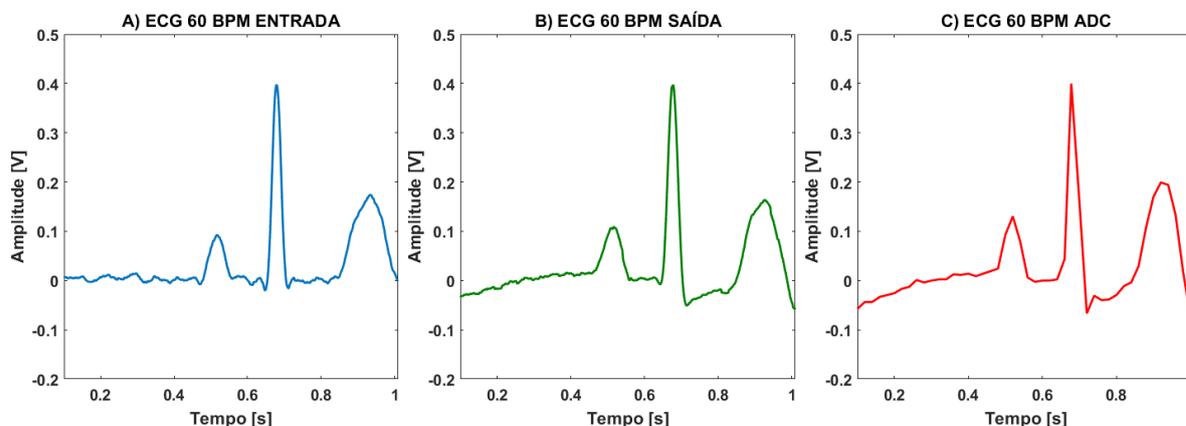
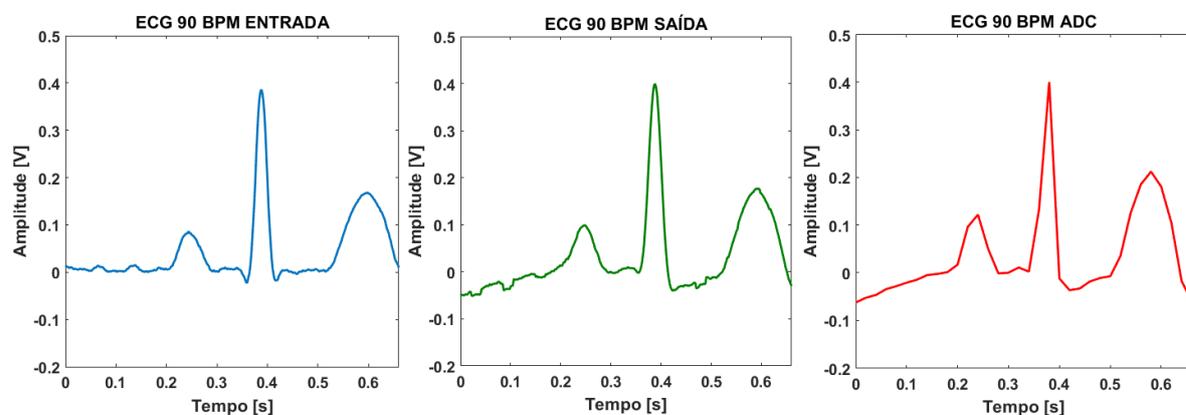


Figura 61 – Sinal de ECG de 90 BPM normalizado e reconstruído através do *software* Matlab® (R2017a): (a) Sinal obtido na entrada do sistema, (b) Sinal obtido na saída do sistema e (c) Sinal obtido da conversão analógico-digital.



Observa-se, através da Tabela 5, que os dados da saída do sistema se relacionam com o sinal de referência com coeficiente de Pearson acima 0,9 em todos os casos analisados, sendo que o maior valor é apresentado em 90 BPM. Valores acima de 0,9 indicam uma correlação muito forte do sinal de referência com os demais analisados. Verifica-se também, que na maioria dos casos o coeficiente de Pearson relativo ao sinal obtido da conversão analógico-digital é maior do que o obtido na saída do sistema. Isso se deve ao número menor de amostras envolvidas na análise, sendo que os vetores gerados pelo osciloscópio envolvem mais amostras devido a sua frequência de amostragem.

Tabela 5 – Coeficientes de Correlação de Pearson dos valores de saída em relação ao sinal de entrada do sistema.

BPM	Correlação Saída	Correlação ADC
30	0.900918	0.964710
40	0.901003	0.942110
60	0.935050	0.975912
90	0.969103	0.939103
100	0.910021	0.939452
120	0.905039	0.952105
180	0.912800	0.902563

4.3 Validação do ECG com Voluntários

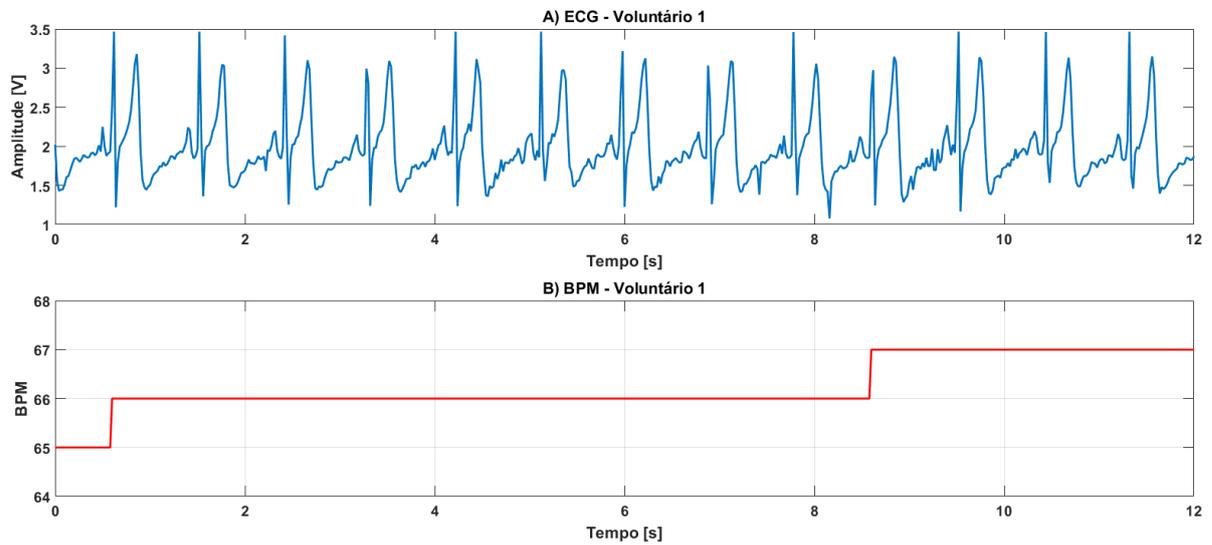
A validação do circuito de ECG foi realizada com quatro voluntários, sendo um deles uma pessoa idosa. Esta etapa consiste em avaliar a resposta do detector de BPM com os valores calculados. Os dados dos voluntários são apresentados na Tabela 6:

Tabela 6 – Dados dos voluntários selecionados para o experimento.

Voluntário	Sexo	Idade	Peso [kg]	Altura [m]
1	M	33	82,3	1,67
2	F	32	58,2	1,68
3	F	63	73,5	1,59
4	F	31	53,1	1,54

A Figura 62 apresenta o eletrocardiograma do voluntário 1. Neste caso, são avaliados os pontos entre 2 e 8 segundos e entre 9 e 11 segundos. Observa-se que o sistema apresenta 66 BPM e 67 BPM para o primeiro e segundo trecho respectivamente. Tomando-se pontos R para efetuar o cálculo de BPM, de acordo com a Equação (9), obtém-se 66,6 BPM e 65,2 BPM. Como o sistema utiliza apenas números inteiros, estes valores podem ser aproximados por 67 BPM e 65 BPM, resultando em erros absolutos de 1 e 2 respectivamente. O mesmo procedimento é realizado para os demais voluntários.

Figura 62 – Sinais obtidos do Voluntário 1, sendo (a) Sinal de ECG e (b) Resposta do detector de BPM implementado.



As Figuras 63, 64 e 65 apresentam, respectivamente, os dados obtidos dos voluntários 2, 3 e 4.

Figura 63 – Sinais obtidos do Voluntário 2, sendo (a) Sinal de ECG e (b) Resposta do detector de BPM implementado.

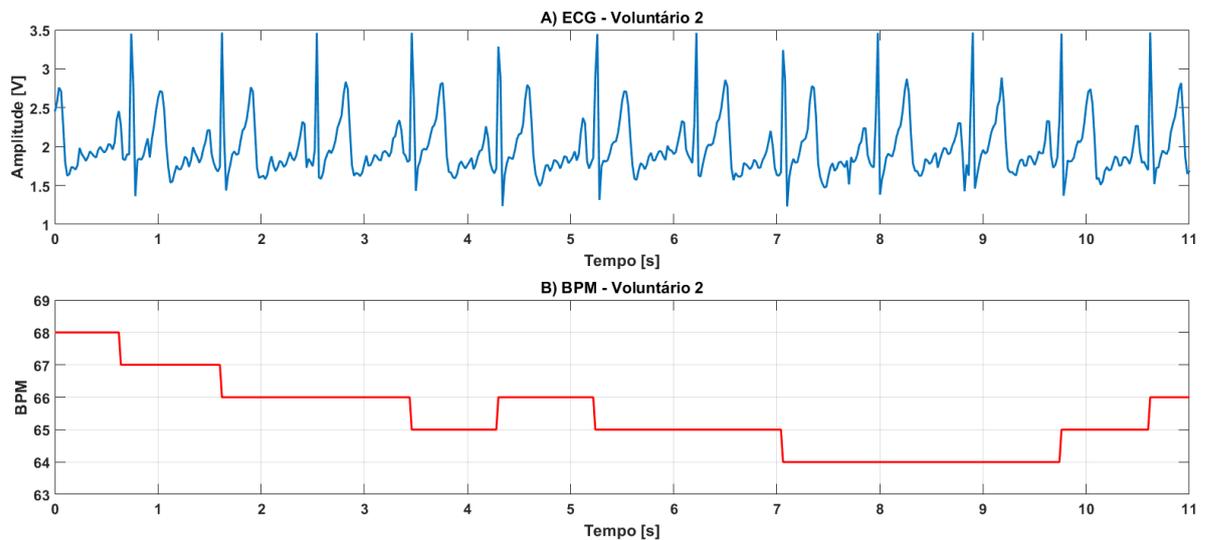


Figura 64 – Sinais obtidos do Voluntário 3, sendo (a) Sinal de ECG e (b) Resposta do detector de BPM implementado.

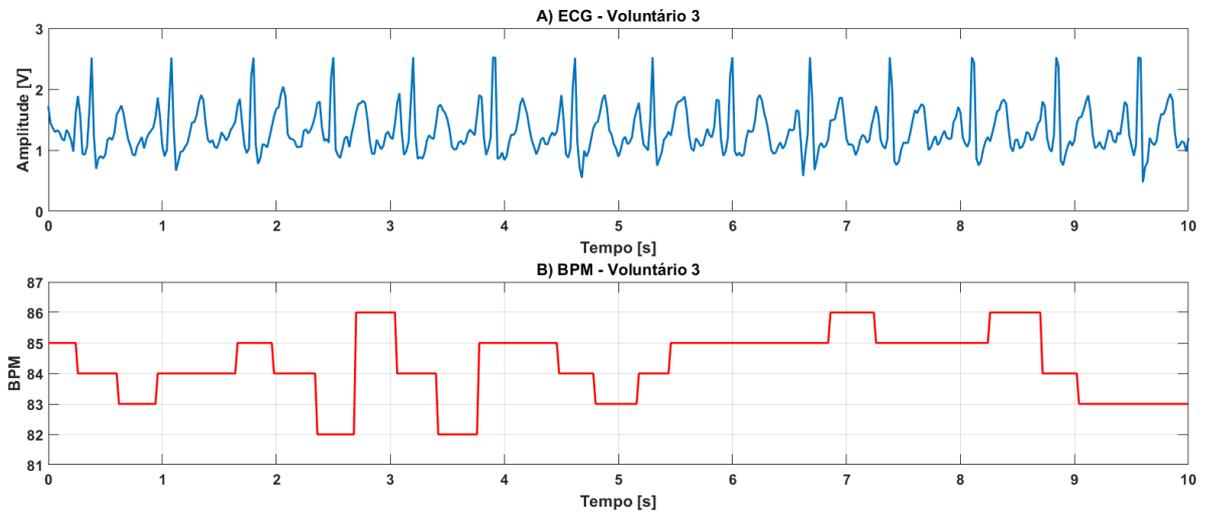
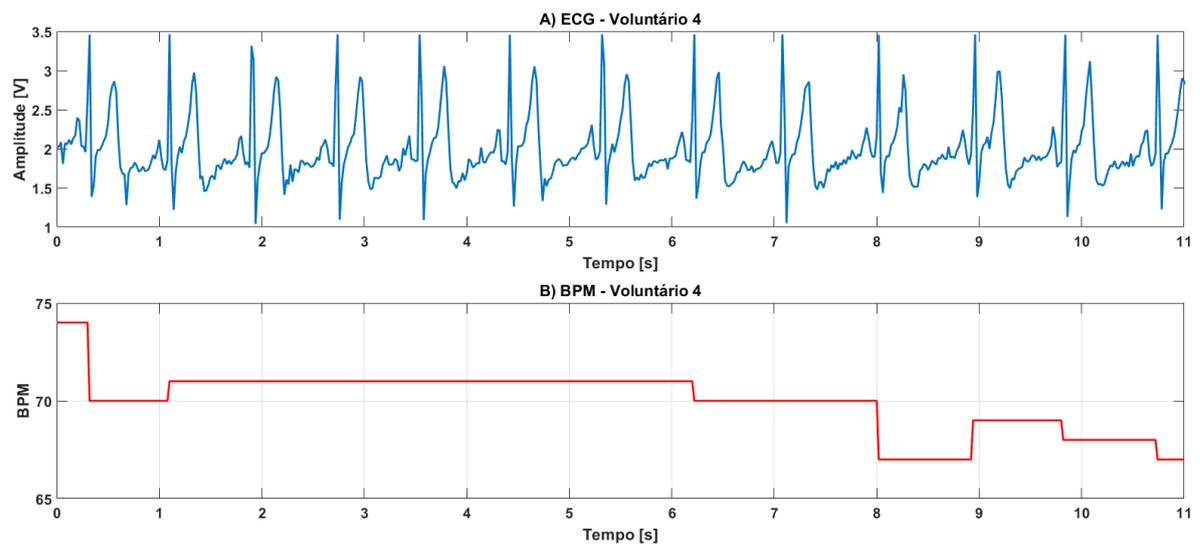


Figura 65 – Sinais obtidos do Voluntário 4, sendo (a) Sinal de ECG e (b) Resposta do detector de BPM implementado.



Sendo assim, a Tabela 7 apresenta o erro absoluto apresentado para cada aquisição.

Tabela 7 – Resultados de BPM obtidos de voluntários.

Voluntário	Valor BPM Medido	Valor BPM Calculado	Erro Absoluto [BPM]
1	66	67	1
	67	65	2
2	66	65	1
	64	65	1
3	84	83	1
	85	88	3
4	71	71	0
	70	70	0

A partir dos resultados, observa-se que o maior valor de erro absoluto ocorre com o voluntário 3, sendo este de 3 BPM. O sinal de ECG deste indivíduo ocasionou certa instabilidade no detector de BPM, como pode ser observado na Figura 64b. Observou-se que instabilidades podem ocorrer dependendo das características de cada indivíduo, podendo afetar na avaliação do número de BPM e, assim, na detecção de bradicardias e taquicardias.

4.4 Resultados do Procedimento de Calibração do Sistema de Acelerometria

Com a aplicação do método apresentado na Seção 3.3.1, obtiveram-se as funções de transferência de cada eixo sensível do acelerômetro do módulo inercial. A Figura 66 apresenta a função de transferência experimental obtida do eixo x, sendo que as funções experimentais para os demais eixos possuem a mesma característica quanto à morfologia sinusoidal (Figura 67).

Figura 66 – Função de transferência experimental da calibração do eixo x do acelerômetro.

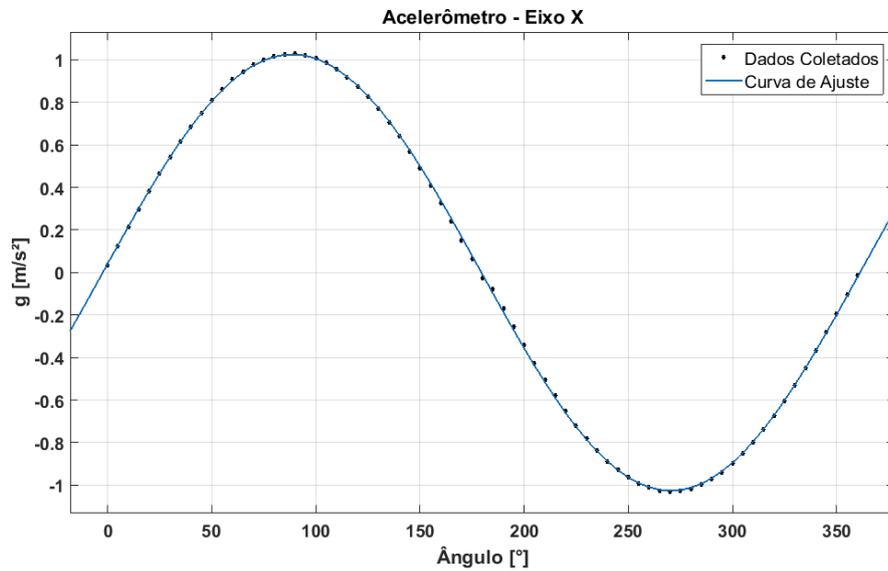
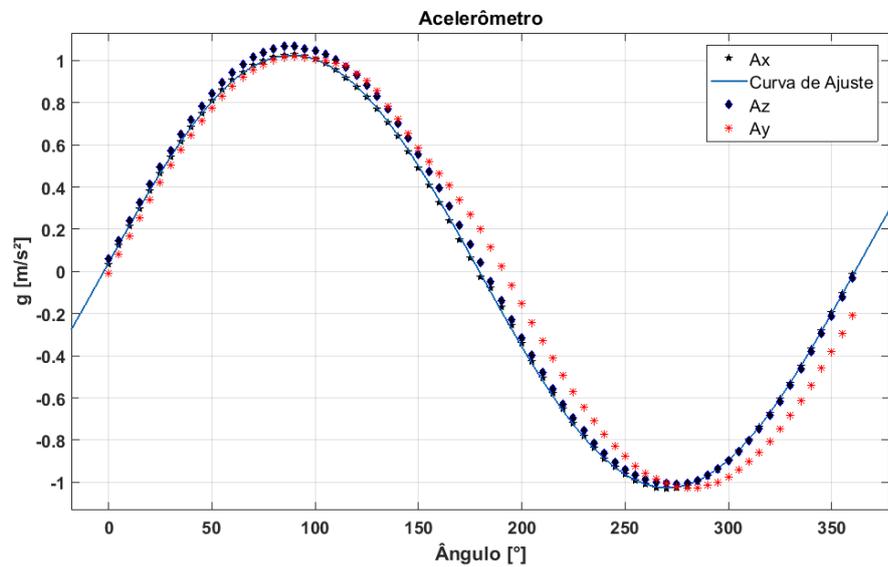


Figura 67 – Função de transferência experimental da calibração dos eixos x, y e z do acelerômetro.



Observa-se, como o esperado, que os valores máximos, em módulo, estão localizados nos ângulos de 90° e 270° , caracterizando uma função ímpar. Isso também é visível com a observação dos coeficientes das funções de transferência experimentais, apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Projeto de experimentos para validação de quedas.

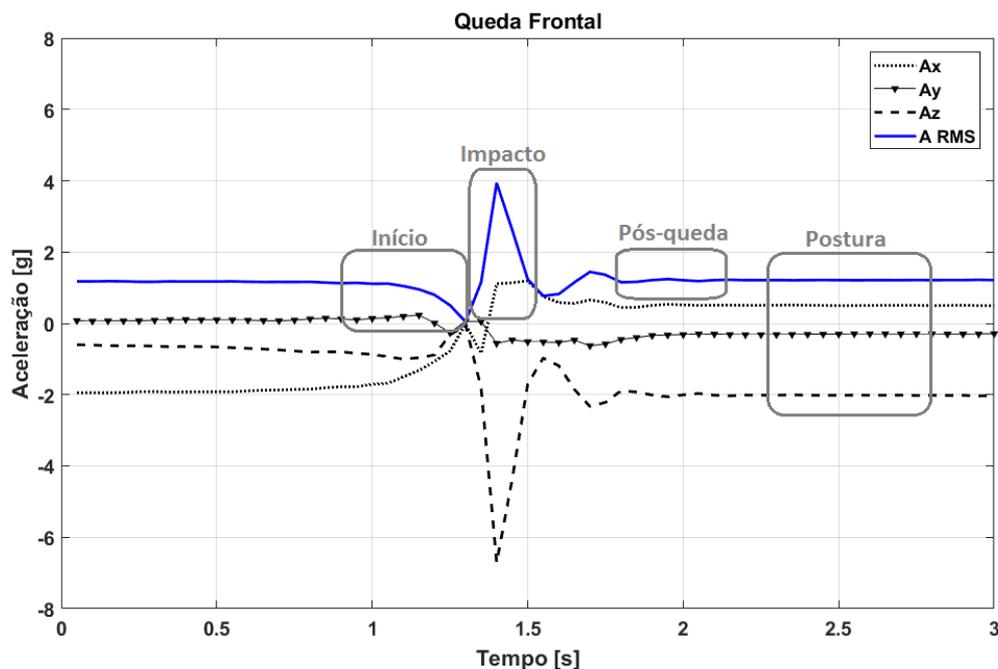
Eixo	a_0	a_1	b_1	R^2
X	-0.0001499	-0.009265	-1.025	0.9999
Y	0.01612	0.1383	-1.012	0.9992
Z	0.02779	0.1383	-1.012	0.9992

Verifica-se que o módulo de b_1 , que está multiplicando a função seno, é maior do que o módulo de a_1 , que multiplica a função cosseno, caracterizando a função de transferência com a forma senoidal (função ímpar). Observa-se também, que todos os fatores R^2 estão acima de 0,9, representando que mais de 90% da aceleração da gravidade associada à inclinação pode ser explicada por este modelo de ajuste.

4.5 Resultados da Detecção de Quedas

Para a análise das quedas, tomou-se como referência o exemplo do comportamento da aceleração apresentado na Seção 3.3.1, Figura 20. Foram observadas características, de forma qualitativa apenas, quanto à morfologia do sinal antes, durante e após uma queda. A Figura 68 apresenta uma queda frontal (movimento padronizado 1) executada pelo voluntário 1.

Figura 68 – Resposta experimental do acelerômetro a uma queda acidental frontal executada pelo voluntário 1.



Observando-se a Figura 68, é possível verificar que, como no sinal de referência, há uma pequena depressão na região onde se inicia a queda, representando a perda do equilíbrio. Logo após, o impacto de aproximadamente 3,9 g, que devido ao amortecimento gerado pela superfície utilizada experimentalmente, apresenta amplitude relativamente menor do que a referência. A região seguinte, representando o pós-queda também se assemelha, visto que é possível verificar que a postura final do indivíduo é diferente da postura inicial. Verifica-se que a aceleração no eixo z está em sentido contrário ao da referência. Isso se deve ao fato de que o sensor foi posicionado nos voluntários com o eixo z apontando para frente, e, durante a queda e o impacto, esta face do sensor está justamente no sentido oposto ao vetor campo gravitacional (que aponta para cima). Da mesma maneira, observa-se nas Figuras 69 e 70 as quedas laterais. Estas também apresentam variações quanto à posição dos eixos, mas o sinal de aceleração em RMS se assemelha.

Figura 69 – Resposta do acelerômetro a uma queda acidental lateral direita obtida experimentalmente (voluntário 1).

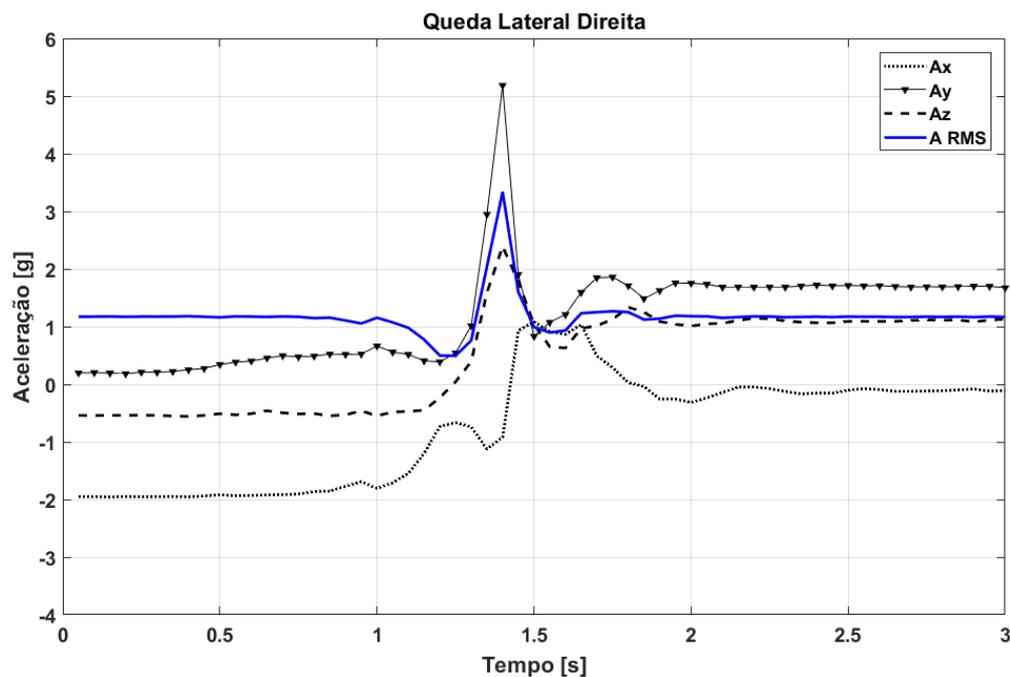
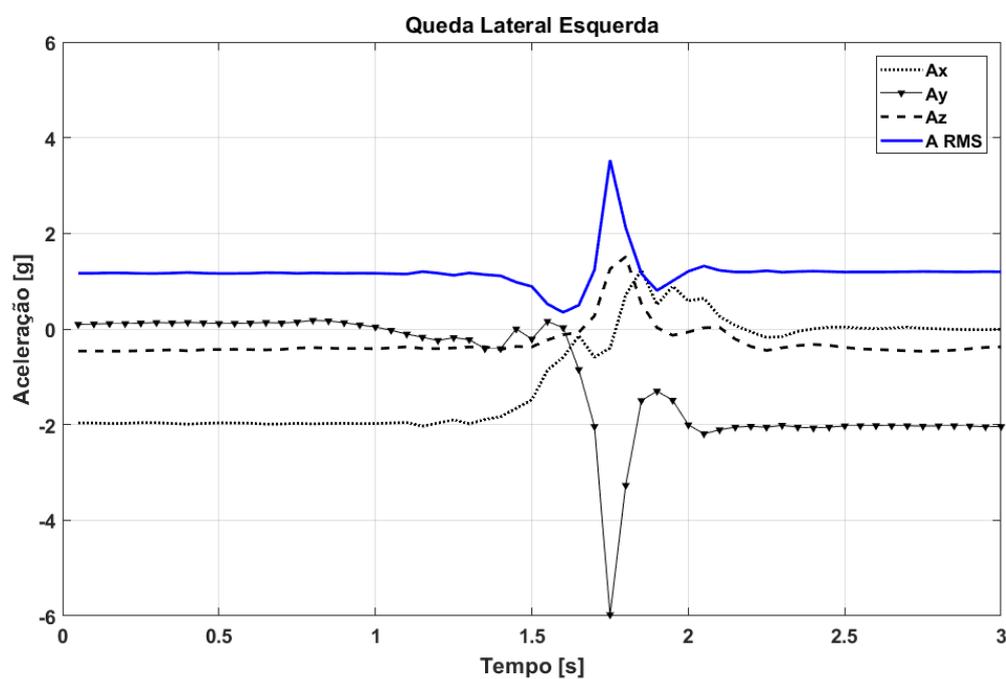
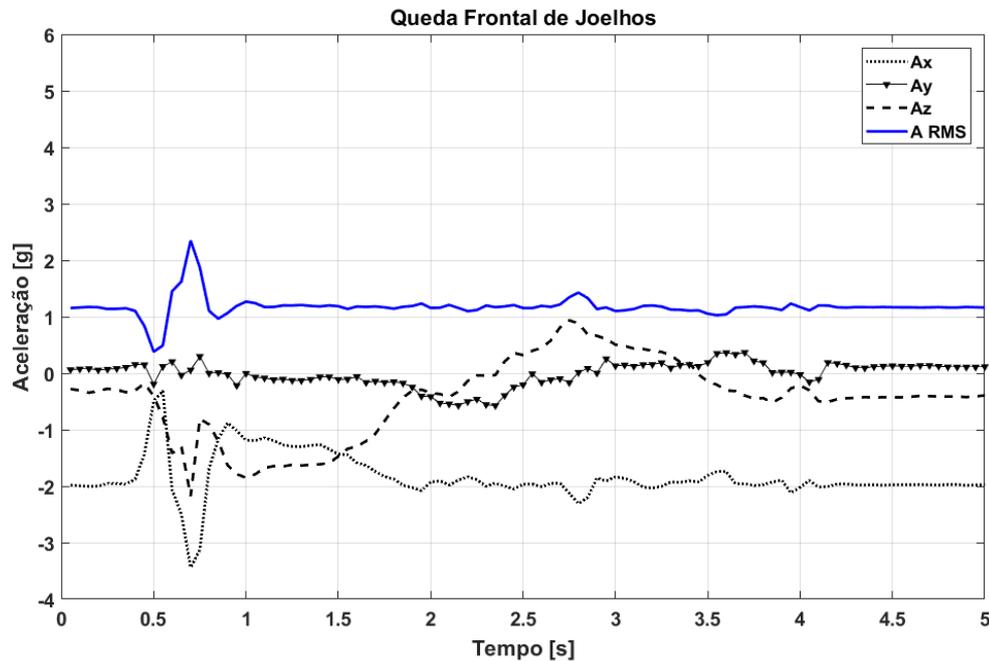


Figura 70 – Resposta do acelerômetro a uma queda accidental lateral esquerda obtida experimentalmente (voluntário 1).



O movimento 4 (queda frontal de joelhos) também deve acionar o envio de mensagens (se a aceleração, em RMS, ultrapassar 2 g). A resposta do acelerômetro obtida experimentalmente para este movimento é apresentada na Figura 71. Observa-se que, neste caso, a amplitude do impacto é menor e existe uma segunda amplitude relacionada ao apoio com as mãos sobre a superfície. Neste momento nota-se uma variação na aceleração do eixo x.

Figura 71 – Resposta do acelerômetro a uma queda acidental frontal de joelhos obtida experimentalmente (voluntário 1).



Os próximos movimentos (5 e 6) não devem acionar o sistema de envio de mensagens por se tratarem de movimentos comuns que são desenvolvidos diariamente pelos indivíduos. Logo, espera-se que o valor RMS da aceleração destes movimentos não ultrapasse 2 g. A Figura 72 representa a aceleração obtida experimentalmente do movimento de sentar-se e levantar-se de uma cadeira. O primeiro pico da aceleração em RMS é adquirido quando o voluntário senta-se. O segundo pico é de quando o indivíduo volta a ficar de pé. Neste caso, o valor RMS da aceleração não ultrapassou 2 g e é possível observar a variação no eixo x quando o voluntário senta e depois quando ele levanta. Figura 73 mostra a aceleração quando o indivíduo desenvolve uma caminhada de aproximadamente 5 metros, em velocidade moderada. Para este estudo não se considerou o desenvolvimento de uma marcha mais acelerada do indivíduo, como uma corrida, por exemplo, o que poderia resultar em picos maiores de aceleração e o possível acionamento do sistema de mensagens.

Figura 72 – Resposta do acelerômetro ao movimento de sentar-se e levantar-se de uma cadeira obtida experimentalmente (voluntário 1).

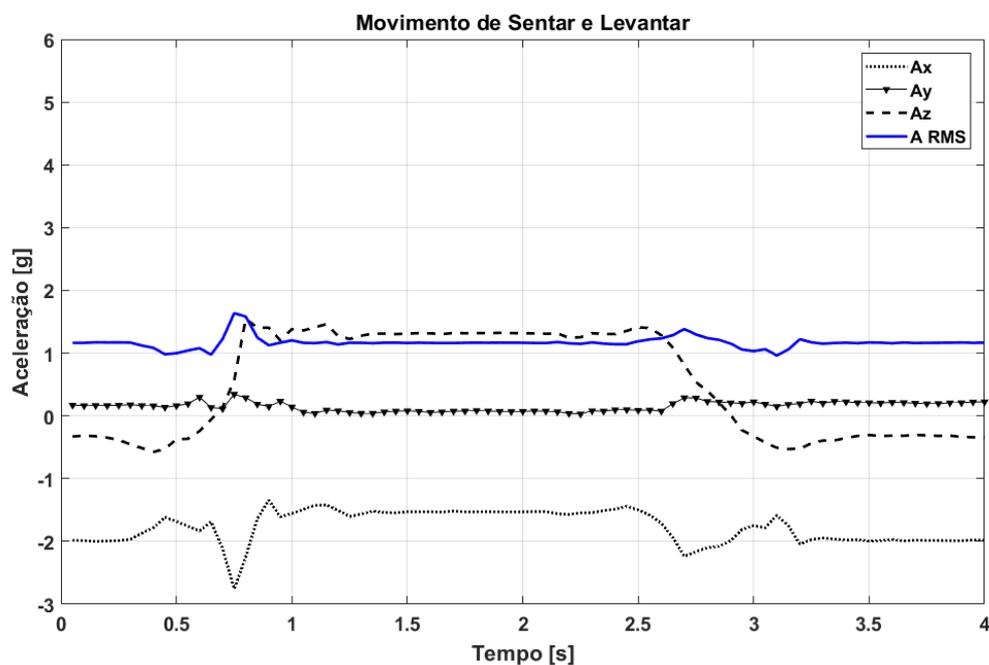
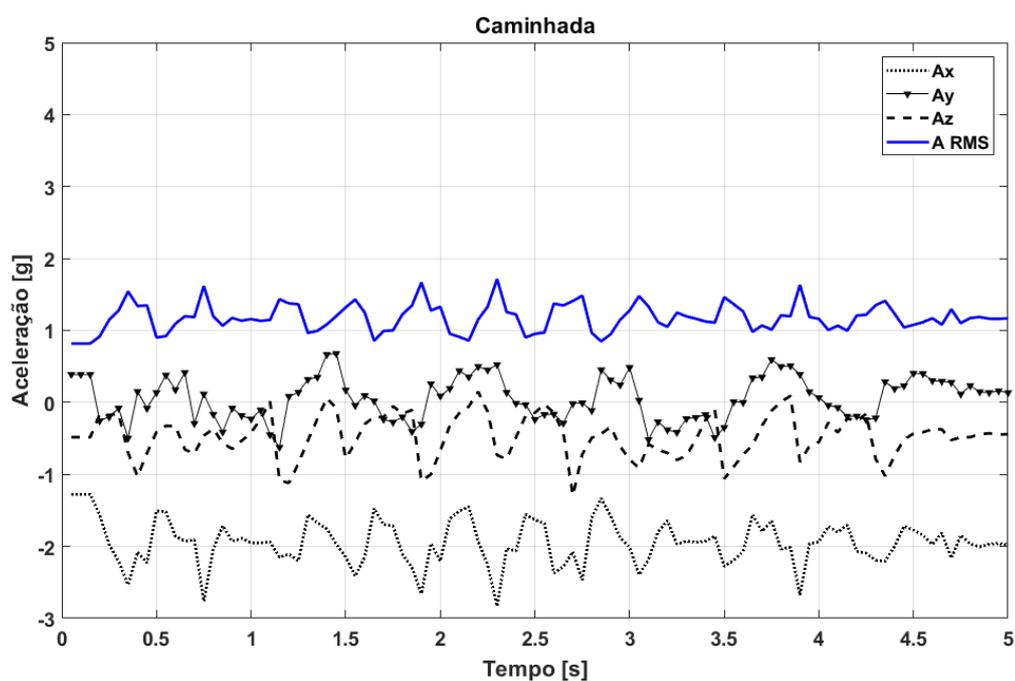


Figura 73 – Resposta do acelerômetro ao movimento caminhada obtida experimentalmente (voluntário 1).



As Figuras 74 a 85 apresentam os dados obtidos dos movimentos executados pelos voluntários 2 e 3.

Figura 74 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais executadas pelo voluntário 2.

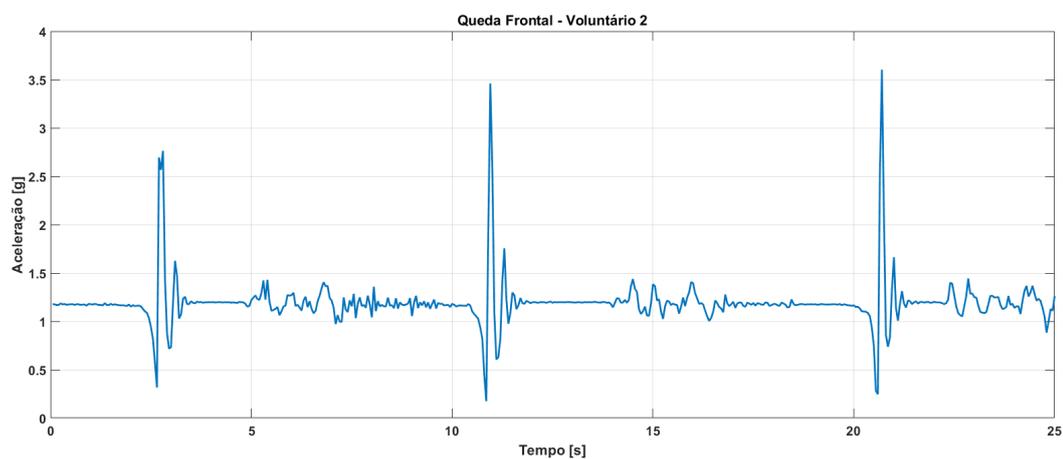


Figura 75 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais executadas pelo voluntário 3.

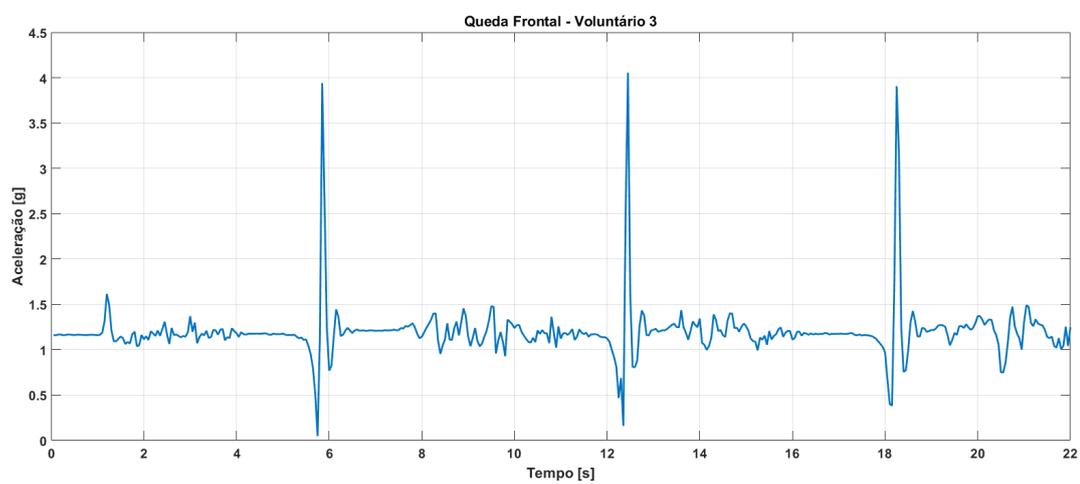


Figura 76 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado direito executadas pelo voluntário 2.

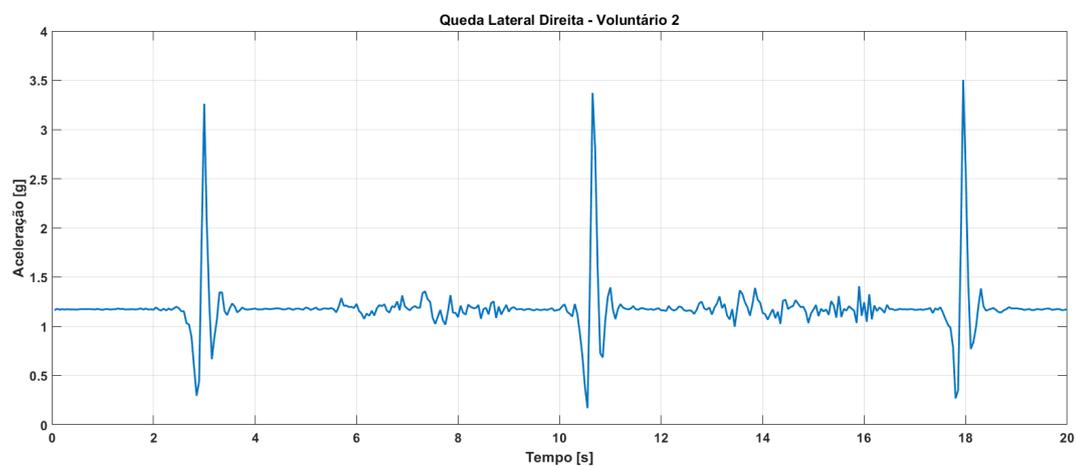


Figura 77 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado direito executadas pelo voluntário 3.

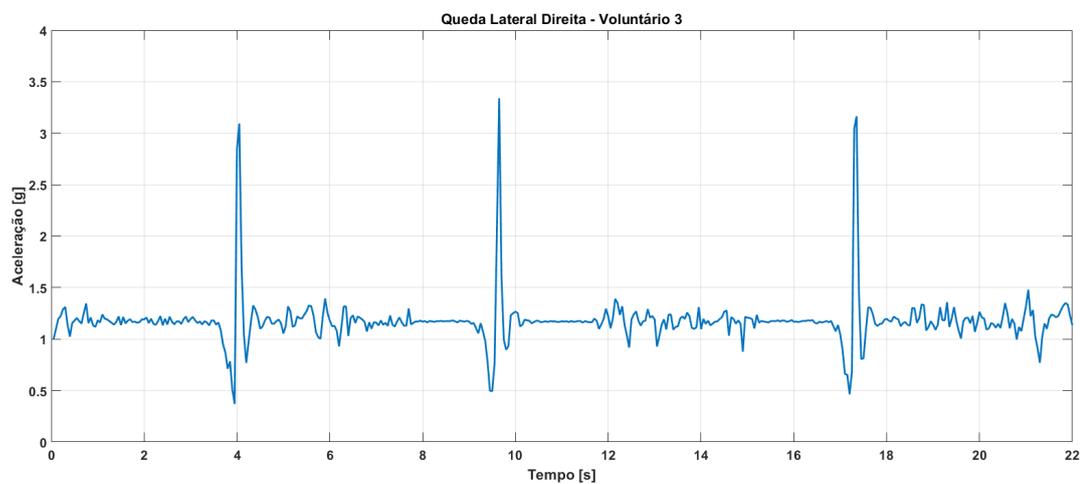


Figura 78 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado esquerdo executadas pelo voluntário 2.

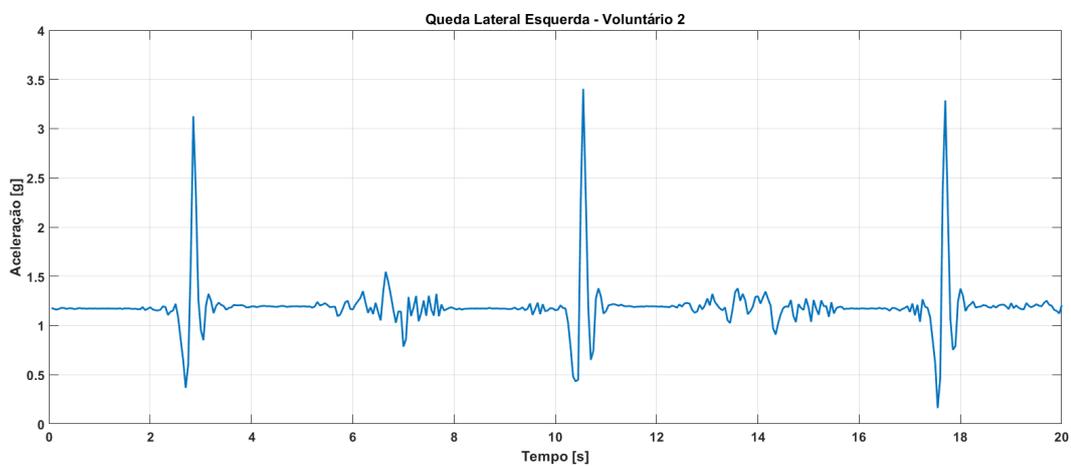


Figura 79 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas laterais para o lado esquerdo executadas pelo voluntário 3.

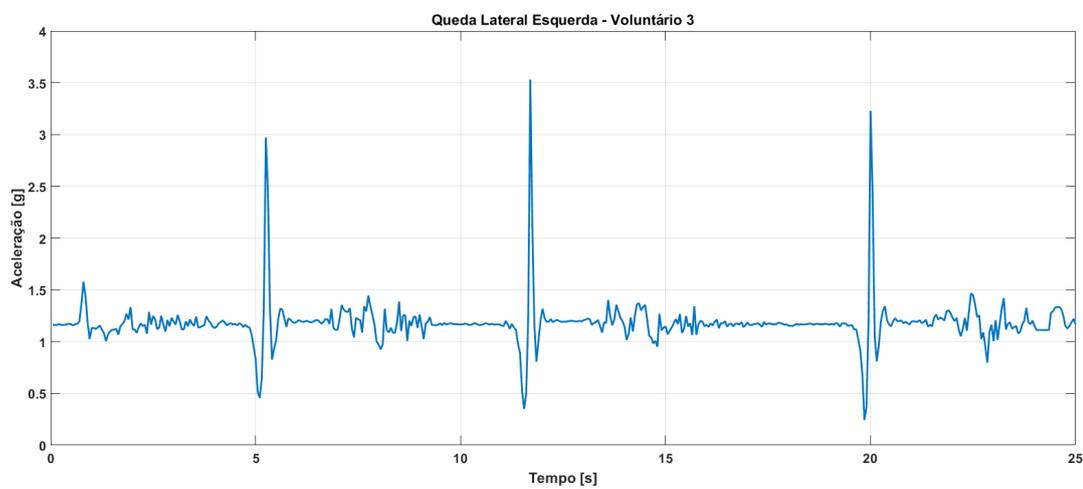


Figura 80 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais de joelhos executadas pelo voluntário 2.

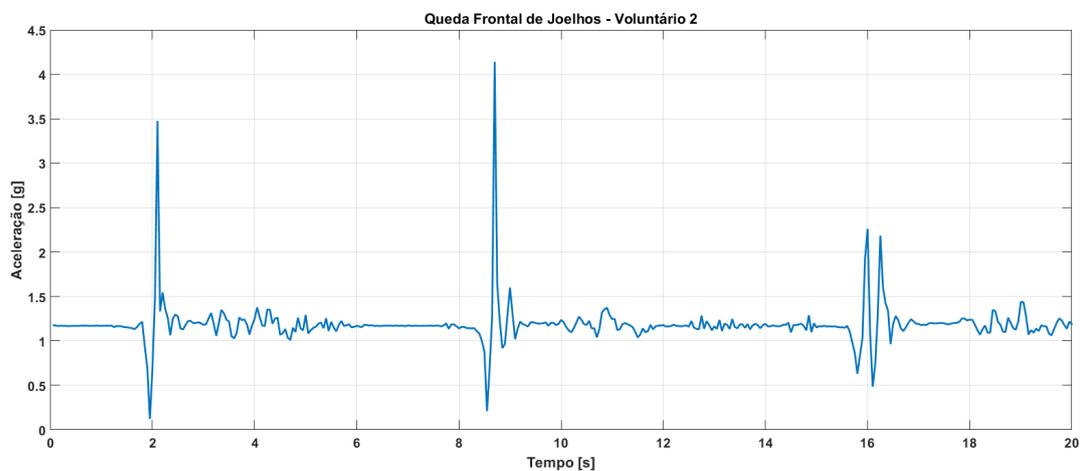


Figura 81 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 quedas frontais de joelhos executadas pelo voluntário 3.

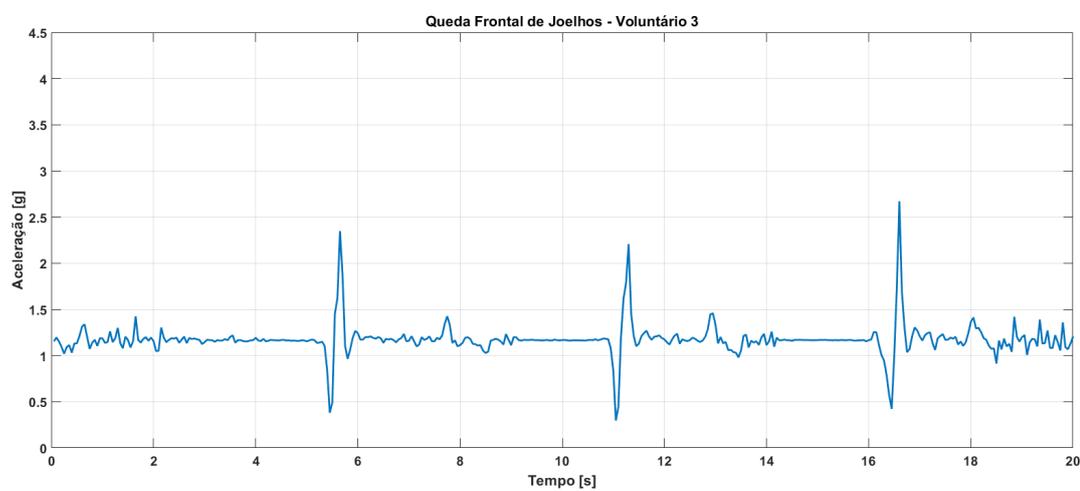


Figura 82 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de sentar e levantar executadas pelo voluntário 2.

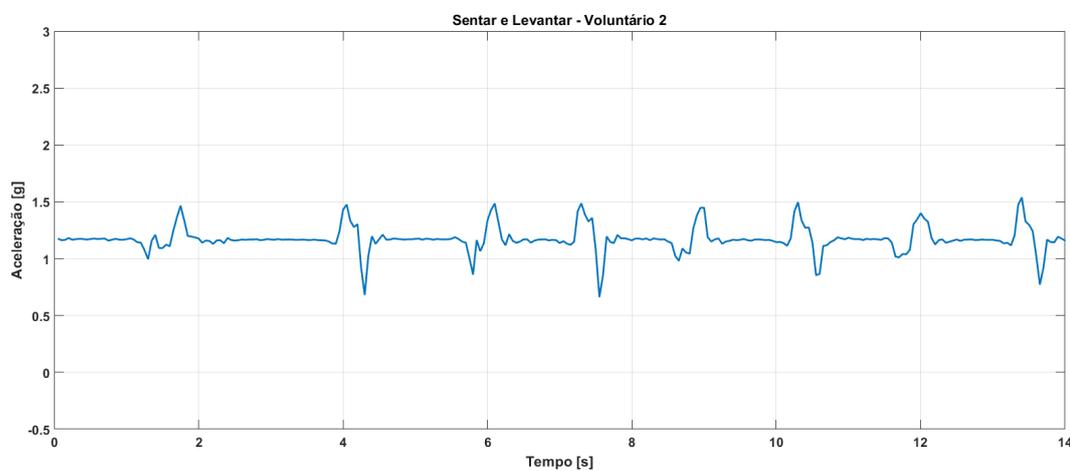


Figura 83 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de sentar e levantar executadas pelo voluntário 3.

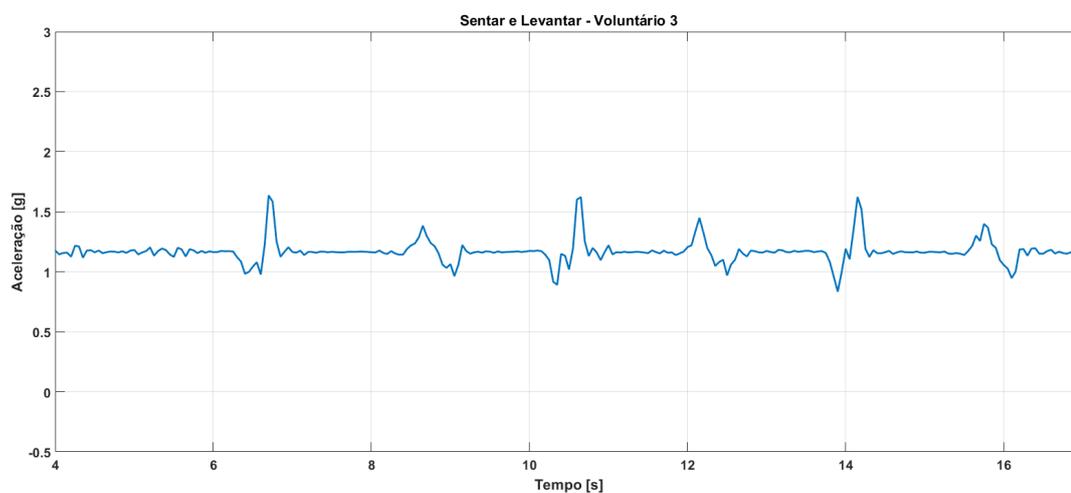


Figura 84 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de caminhada executadas pelo voluntário 2.

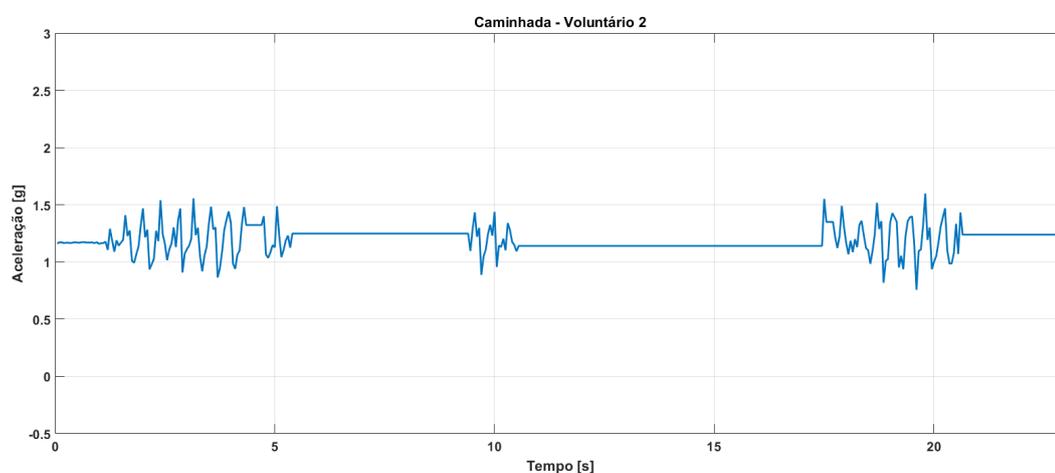
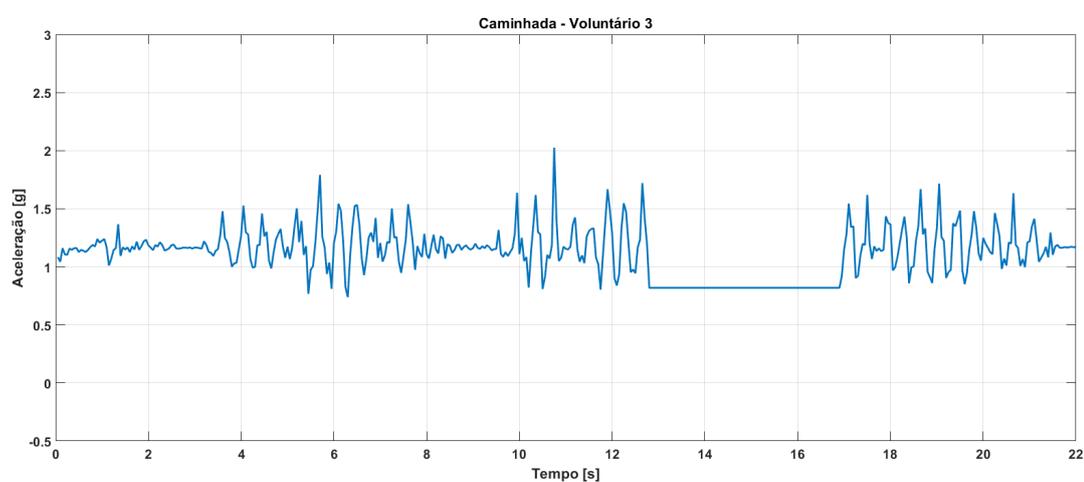


Figura 85 – Resposta do acelerômetro (RMS) a 3 movimentos de caminhada executadas pelo voluntário 3.



Com as curvas experimentais características de cada movimento, foi possível verificar quais deles podem acionar o sistema de envio de mensagens ou não. Para isso, foram considerados 54 execuções de movimentos, como descrito na Seção 3.3.1, sendo que 36 deles devem enviar mensagens de alerta de quedas e 18 deles não. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Resultados obtidos experimentalmente.

Movimento	Número Total de Execuções	Mensagens Enviadas
Queda Frontal	9	9
Queda Lat. Direita	9	9
Queda Lat. Esquerda	9	9
Queda Frontal Joelhos	9	9
Sentar e Levantar	9	0
Caminhada	9	1

Verifica-se, através dos resultados apresentados, que somente um dos eventos não gerou a resposta esperada, sendo este adquirido de um movimento de caminhada do voluntário 3, apresentando um falso positivo. Sendo assim, conclui-se que, através da metodologia adotada, o sistema apresentou 98,14% de eficiência em detectar quedas de indivíduos.

5 Conclusões

Em função dos resultados obtidos, é possível afirmar que o sistema implementado é capaz de detectar arritmias cardíacas de taquicardia e bradicardia com erro absoluto de 1, quando avaliado com o simulador e de 3 quando utilizado por um indivíduo, sendo que este pode apresentar instabilidades dependendo do indivíduo que estiver utilizando. Observou-se, também, que os sinais de ECG adquiridos na saída do circuito apresentaram correlação maior que 0,90 quanto a sua morfologia em relação ao sinal de referência, o que é considerado uma relação positiva forte entre os sinais. Isso significa que o circuito de ECG não deforma significativamente os sinais adquiridos. Entretanto, a informação armazenada de ECG deste sistema deve ser utilizada unicamente como um recurso auxiliar, e não como referencial clínico para diagnóstico. A implementação do eletrocardiógrafo utilizando-se componentes SMD na face inferior da placa possibilitou a redução das dimensões do dispositivo, influenciando na sua portabilidade. Optou-se por não se utilizar componentes comerciais dedicados exclusivamente ao ECG devido ao seu custo e à integração com o restante do sistema, contudo, existem dispositivos no mercado que auxiliariam na redução física do dispositivo.

Analisando-se a segunda parte do experimento, conclui-se que o sistema se mostrou eficaz na detecção de quedas dos indivíduos em 98,14% dos casos propostos, demonstrando que a utilização de sensores inerciais na detecção de quedas é aplicável. A escolha do posicionamento do acelerômetro na região da cintura do indivíduo colaborou para que este sistema apresentasse estes resultados, visto que este é o ponto mais próximo do seu centro de massa. Observou-se que a execução dos movimentos de queda sobre uma superfície amortecedora diminui a amplitude do pico de aceleração em RMS durante uma queda, minimizando o impacto em comparação com uma queda acidental real, entretanto, privou-se pela integridade e segurança dos voluntários envolvidos. A resposta separada dos eixos de aceleração do sensor inercial às quedas, mostra com clareza os movimentos de perda de equilíbrio que antecedem uma queda, auxiliando qualitativamente na investigação do tipo de queda e as suas possíveis causas.

6 Propostas de Trabalhos Futuros

Ao longo da execução deste trabalho, foram percebidos vários pontos que poderiam ser melhorados. Quando a ideia inicial surgiu, o equipamento previa a leitura de mais parâmetros do paciente, tal como, temperatura e oximetria. Contudo, como o sistema foi projetado para ser móvel, existem restrições quanto à usabilidade. Sendo assim, seguem algumas melhorias propostas:

(a) Usabilidade:

- Melhorar a usabilidade do sistema, reduzindo seu tamanho físico ou simplificando-o para obtenção de batimentos cardíacos por minuto via sensores ópticos;

- Explorar outras regiões para a fixação do sensor inercial, tendo como benefício o conforto do usuário;

(b) Tornar o sistema de detecção de quedas mais robusto, com um algoritmo que faça uma análise de mais pontos das curvas do sensor inercial;

(c) Conectividade:

- Com o avanço das tecnologias de celular, seria possível continuar este estudo implementando um banco de dados em nuvem. O módulo GSM utilizado neste trabalho permite que seja estabelecida uma conexão com a internet, e, portanto, pode ser utilizado em uma aplicação do tipo IoT (*Internet of Things*).

(d) Interação com sistemas operacionais de celular:

- O módulo GSM deste trabalho poderia ser substituído por uma conexão *Bluetooth* com um aplicativo dedicado instalado no aparelho de celular do usuário, podendo-se, assim, explorar mais possibilidades de armazenamento e processamento.

(e) Melhoria do algoritmo de reconhecimento do ECG para incluir-se a detecção de outros tipos de arritmias.

Referências Bibliográficas

- ANTUNES, R.; CORREA, R. O impacto das quedas na qualidade de vida dos idosos. *ConScientiae Saúde*, v. 9, p. 504–509, 2010. ISSN 1677-1028. Disponível em: <<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92915180022>>. Citado na página 17.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. *Neurociências: desvendando o sistema nervoso*. [S.l.]: Artmed Editora, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- BRONZINO, J. D. *Medical devices and systems*. [S.l.]: CRC Press, 2006. Citado na página 25.
- HALL, J. E.; GUYTON, A. C. *Textbook of Medical Physiology Eleventh Edition*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2006. Citado na página 20.
- HERDMAN, S. J. *Reabilitação vestibular*. [S.l.]: Editora Manole Ltda, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 31.
- HORAK, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 67, n. 12, p. 1881–1885, 1987. Citado na página 29.
- IBGE. *Projeção da população do Brasil e das Unidades da Federação*. 2018. Acessado em 04/04/2018. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/>>. Citado na página 17.
- JEMILEHIN, T.; ADU, M. Design and simulation of electrocardiogram circuit with automatic analysis of ecg signal. *Analele Universitatii'Eftimie Murgu'*, v. 23, n. 1, 2016. Citado na página 19.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J.; PORTURAS, F.; SERRA, J. P. *Histologia básica*. [S.l.]: Masson Barcelona, 2000. Citado na página 21.
- KAAJAKARI, V. *et al.* Practical mems: Design of microsystems, accelerometers, gyroscopes, rf mems, optical mems, and microfluidic systems. *Las Vegas, NV: Small Gear Publishing*, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.
- KESTO, N. M. Electrocardiography circuit design. ECE 480 Design Team, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 24.
- MAENAKA, K. Memes inertial sensors and their applications. In: IEEE. *Networked Sensing Systems, 2008. INSS 2008. 5th International Conference on*. [S.l.], 2008. p. 71–73. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 35.
- MELO, E. C. P.; CARVALHO, M. S.; TRAVASSOS, C. Distribuição espacial da mortalidade por infarto agudo do miocárdio no município do rio de janeiro, brasil. *Cadernos de Saúde Pública*, SciELO Public Health, v. 22, p. 1225–1236, 2006. Citado na página 18.
- NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. Porto Alegre: Artmed, 2000. 2015. Citado na página 30.

OMS. *Life course perspectives on coronary heart disease, stroke and diabetes: key issues and implications for policy and research: summary report of a meeting of experts, 2-4 May 2001*. [S.l.]: Geneva: World Health Organization, 2001. Citado na página 17.

OMS. *World report on ageing and health*. [S.l.]: World Health Organization, 2015. Citado na página 17.

ÖZDEMİR, A. An analysis on sensor locations of the human body for wearable fall detection devices: Principles and practice. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 16, n. 8, p. 1161, 2016. Citado na página 37.

PATLA, A. E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & Posture*, Elsevier, v. 5, n. 1, p. 54–69, 1997. Citado na página 30.

PETTY, B. G. *Basic Electrocardiography*. [S.l.]: Springer, 2015. Citado na página 27.

PIEGAS, L. S.; TIMERMAN, A.; FEITOSA, G. S.; NICOLAU, J. C.; MATTOS, L. A. P.; ANDRADE, M. D.; AVEZUM, A.; FELDMAN, A.; CARVALHO, A. D.; SOUSA, A. C. S. *et al.* V diretriz da sociedade brasileira de cardiologia sobre tratamento do infarto agudo do miocárdio com supradesnível do segmento st. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, SciELO Brasil, v. 105, n. 2, p. 1–121, 2015. Citado na página 17.

PIERLEONI, P.; BELLI, A.; PALMA, L.; PELLEGRINI, M.; PERNINI, L.; VALENTI, S. A high reliability wearable device for elderly fall detection. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 15, n. 8, p. 4544–4553, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

PRUTCHI, D.; NORRIS, M. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2005. Citado na página 39.

RAMSDEN, E. *Hall-effect sensors: theory and application*. [S.l.]: Elsevier, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

RICCI, N. A.; GAZZOLA, J. M.; COIMBRA, I. B. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. *Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde*, v. 34, n. 2, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.

STREET, L. J. *Introduction to biomedical engineering technology*. [S.l.]: CRC Press, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 26.

THALER, M. S. *ECG Essencial - Eletrocardiograma na prática diária*. [S.l.]: Artmed, 2013. Citado 8 vezes nas páginas 19, 20, 21, 22, 27, 28, 29 e 51.

TOMPKINS, W. J. *Biomedical digital signal processing*. [S.l.: s.n.], 2000. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.

TORTORA, G.; GRABOWSKI, S. *Princípios de anatomia e fisiologia*. [S.l.]: Rio de Janeiro: Guanabara, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

UNPFA. *Ageing in the Twenty-First Century: A Celebration and A Challenge*. [S.l.]: United Nations Population Fund, 2012. Citado na página 17.

VIEWEG, W.; WOOD, M. A.; FERNANDEZ, A.; BEATTY-BROOKS, M.; HASNAIN, M.; ANAND, K. Proarrhythmic risk with antipsychotic and antidepressant drugs: Implications in the elderly. *Drugs and aging*, v. 26, p. 997–1012, 12 2009. Citado na página 49.

VILELA, A. L. M. *Percepção da força gravitacional e do movimento*. 2005. Acessado em 11/06/2018. Disponível em: <<https://afh.bio.br/sistemas/sensorial/5.php>>. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.

ZASLAVSKY, C.; GUS, I. Idoso: doença cardíaca e comorbidades. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, SciELO Brasil, v. 79, n. 6, p. 635–639, 2002. Citado na página 17.

Anexos

ANEXO A – Filtro Passa-Altas.

21/02/2018

Sallen-Key High-pass Filter Design Tool - Result -

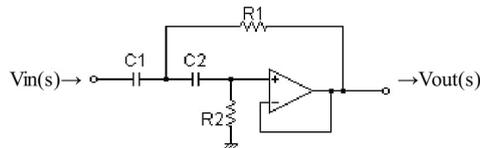
English | Japanese


OKAWA Electric Design
[Top](#) > [Tools](#) > [Filters](#) > [Sallen-Key High-pass Filter Design Tool](#) > Result

Sallen-Key High-pass Filter Design Tool - Result -

Calculated the Transfer Function for the Sallen-Key High-pass filter, displayed on graphs, showing Bode diagram, Nyquist diagram, Impulse response and Step response

Sallen-Key High-pass Filter



Transfer Function:

$$G(s) = \frac{s^2}{s^2 + 0.62578222778473s + 0.097900849152805}$$

R1 = 680kΩ**R2 = 680kΩ****C1 = 4.7uF****C2 = 4.7uF**

Cut-off frequency

$$f_c = 0.049798167425499[\text{Hz}]$$

Quality factor

$$Q = 0.5$$

Damping ratio

$$\zeta = 1$$

Pole(s)

$$p = -0.04979816713381 - 6.7975059358174E-69i[\text{Hz}]$$

$$|p| = 0.04979816713381[\text{Hz}]$$

$$p = -0.049798167624702 - 2.939125800398E-69i[\text{Hz}]$$

21/02/2018

Sallen-Key High-pass Filter Design Tool - Result -

 $|p|= 0.049798167624702[\text{Hz}]$ **Zero(s)** $z = 0[\text{Hz}]$ $|z|= 0[\text{Hz}]$ $z = -0[\text{Hz}]$ $|z|= 0[\text{Hz}]$ **Phase margin** $pm= \text{NaN}[\text{deg}] (f=0[\text{Hz}])$ **The system does not oscillate.****Overshoot (in absolute value)**The 1st peak $g_{pk} = -0.14 (t = 6.39[\text{sec}])$ **Final value of the step response (on the condition that the system converged when t goes to infinity)** $g(\infty) = 0$ $f_c = 0.05$ Hz**Q factor | Damping ratio ζ** Quality factor Q = 0.707 Damping ratio $\zeta = 1$

C1 = 4.7u F C2 = 4.7u F

C1, C2 is optional. But when setting these capacitances, C1, C2 of both are needed to give.

Select Capacitor Sequence: E6 ▼

Select Resistor Sequence: E24 ▼

Frequency analysis Bode diagram Phase Group delay Nyquist diagram

21/02/2018

Sallen-Key High-pass Filter Design Tool - Result -

- Pole, zero
 - Phase margin
 - Oscillation analysis
- Analysis on frequency range:
 f1= [] ~f2= [] [Hz] (optional)

Transient analysis

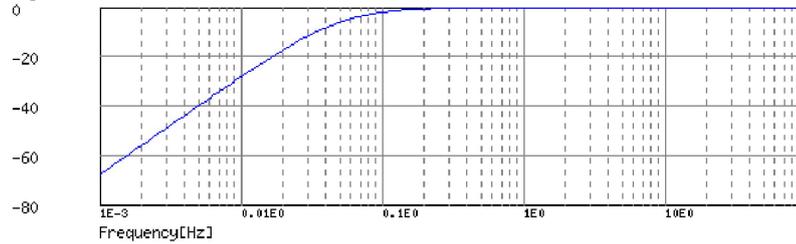
- Step response
 - Impulse response
 - Overshoot
 - Final value of the step response
- Analysis on time range:
 0~ [] [sec] (optional)

Calculate

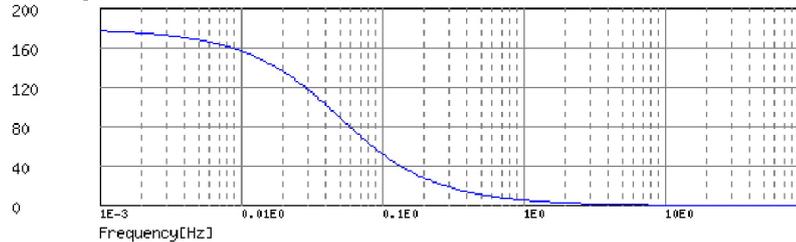
Frequency analysis

BodeDiagram

Magnitude[dB]



Phase[deg]



(c)okawa-denshi.jp

[Gain characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

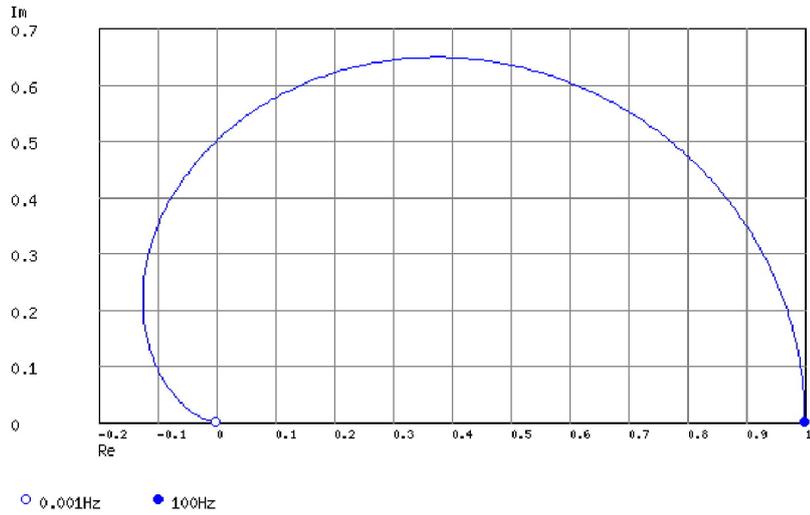
[Phase characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

[Bode Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

21/02/2018

Sallen-Key High-pass Filter Design Tool - Result -

NyquistDiagram

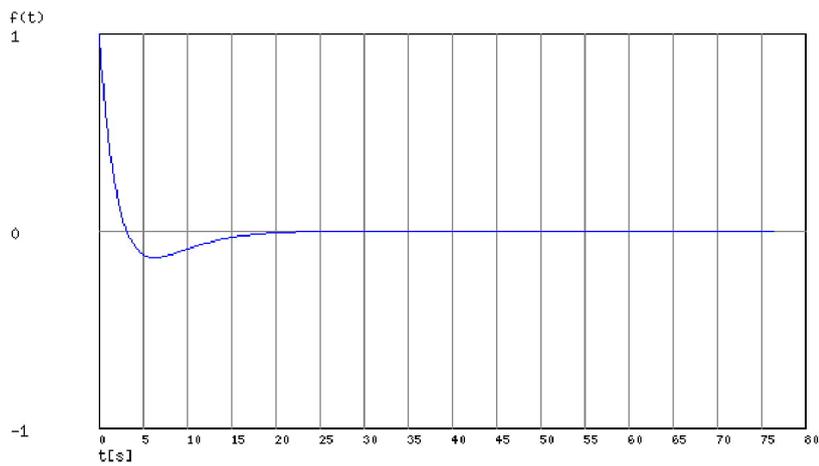


(c)okawa-denshi.jp

[Nyquist Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

Transient analysis

StepResponse



(c)okawa-denshi.jp

ANEXO B – Filtro Notch.

23/02/2018

Twin-T Notch Filter Design Tool - Result -

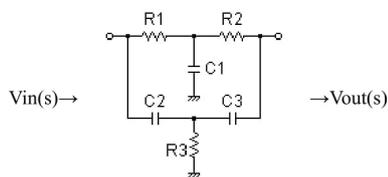
English | Japanese



[Top](#) > [Tools](#) > [Filters](#) > [Twin-T Notch Filter Design Tool](#) > Result

Twin-T Notch Filter Design Tool - Result -

Calculated the transfer function for the Twin-T notch filter, displayed on graphs, showing Bode diagram, Nyquist diagram, Impulse response and Step response



$f_0 = 60$ Hz

C1 = F

C2 = F

C3 = F

C1, C2, C3 is optional. But when setting these capacitances, C1, C2 and C3 of all are needed to give.

Select Capacitor Sequence:

Select Resistor Sequence:

Transfer function:

$$G(s) = \frac{s^3 + 512.82051282051s^2 + 131492.43918475s + 72248592.9586}{s^3 + 2124.5421245421s^2 + 976800.97680098s + 72248592.9586}$$

R1 = 39kΩ

R2 = 39kΩ

R3 = 9.1kΩ

C1 = 0.1uF

C2 = 0.1uF

C3 = 0.1uF

Center rejection frequency

$f_0 = 57.712584369045$ [Hz]

$f_0 = 59.738200220577$ [Hz]

Pole(s)

$p = -91.324664880496$

$|p| = 14.534771841942$ [Hz]

$p = -1508.9249248722$

$|p| = 240.15286054798$ [Hz]

$p = -524.29253478944$

$|p| = 83.443748537919$ [Hz]

Zero(s)

$z = 5.9206220669756 + 371.03912646907i$

$|z| = 59.060228627755$ [Hz]

$z = -524.66175695446$

$|z| = 83.502512070582$ [Hz]

$z = 5.9206220669755 - 371.03912646907i$

$|z| = 59.060228627755$ [Hz]

Frequency analysis

Bode diagram

Phase Group delay

Nyquist diagram

Pole, zero

Phase margin

Oscillation analysis

Analysis on frequency range:

f1 = ~ f2 = [Hz] (optional)

Transient analysis

Step response

Impulse response

Overshoot

Final value of the step response

Analysis on time range:

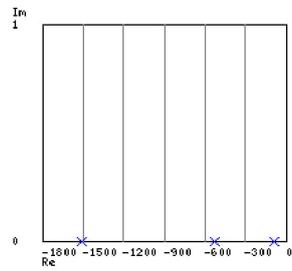
0 ~ [sec] (optional)

Calculate

23/02/2018

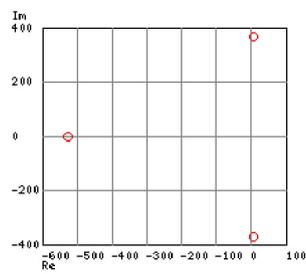
Twin-T Notch Filter Design Tool - Result -

Poles



(c)okawa-denshi.jp

Zeros



(c)okawa-denshi.jp

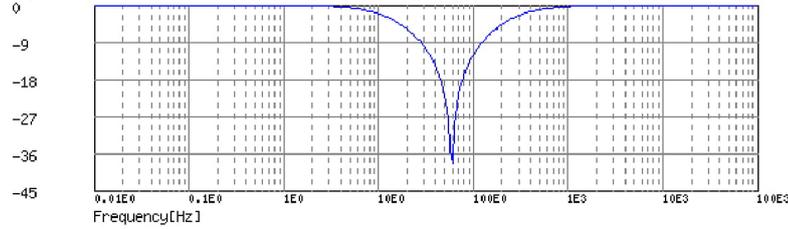
Phase margin $pm = \text{NaN}[\text{deg}]$ ($f=0[\text{Hz}]$)**The system does not oscillate.****Overshoot (in absolute value)**The 1st peak $g_{pk} = 0.11$ ($t = 0.002[\text{sec}]$)**Final value of the step response (on the condition that the system converged when t goes to infinity)** $g(\infty) = 1$ **Frequency analysis**

23/02/2018

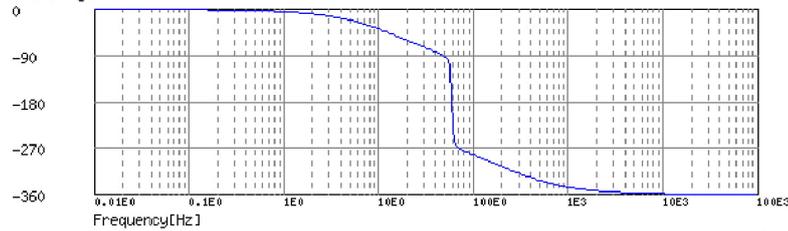
Twin-T Notch Filter Design Tool - Result -

BodeDiagram

Magnitude[dB]



Phase[deg]



(c)okawa-denshi.jp

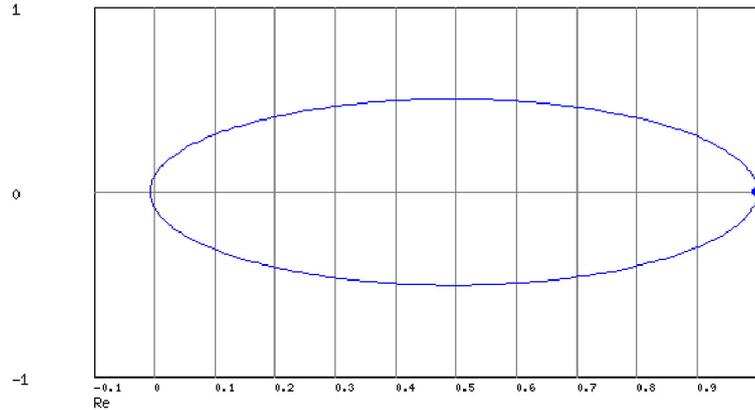
[Gain characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

[Phase characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

[Bode Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

NyquistDiagram

Im



○ 0.01Hz ● 100000Hz

(c)okawa-denshi.jp

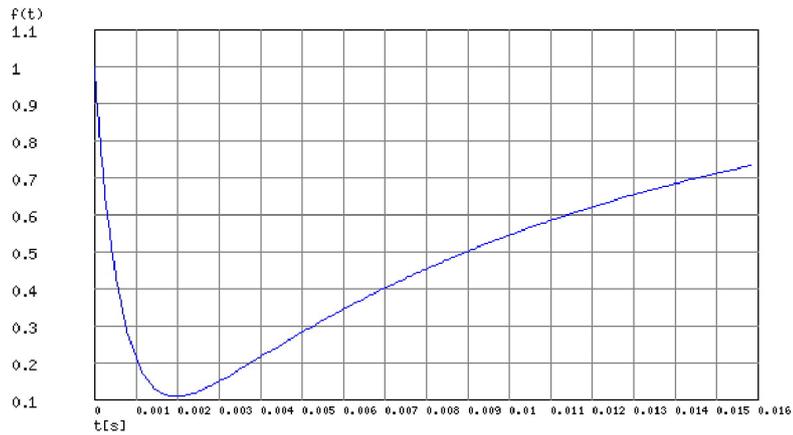
[Nyquist Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

23/02/2018

Twin-T Notch Filter Design Tool - Result -

Transient analysis

StepResponse



(c)okawa-denshi .jp

[Step Response text data](#) (provides up to 1 minute)

Suggestion box

We'll use your suggestion to improve site quality in future.

[disclaimer](#)

[blog](#)

© 2004 - 2018 OKAWA Electric Design

ANEXO C – Filtro Passa-Baixas.

21/02/2018

Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool - Result -

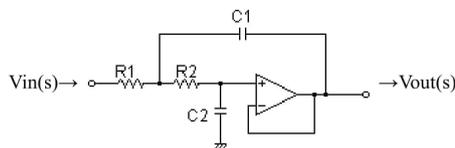
English | Japanese


[Top](#) > [Tools](#) > [Filters](#) > [Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool](#) > Result

Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool - Result -

Calculated the Transfer Function for the Sallen-Key Low-pass filter, displayed on graphs, showing Bode diagram, Nyquist diagram, Impulse response and Step response

Sallen-Key Low-pass Filter



Transfer Function:

$$G(s) = \frac{65746.219592373}{s^2 + 512.82051282051s + 65746.219592373}$$

R1 = 39kΩ**R2 = 39kΩ****C1 = 0.1μF****C2 = 0.1μF**

Cut-off frequency

$$f_c = 40.808959767153[\text{Hz}]$$

Quality factor

$$Q = 0.5$$

Damping ratio

$$\zeta = 1$$

Pole(s)

$$p = -40.808959767153 + 2.6064829494531E-7i[\text{Hz}]$$

$$|p| = 40.808959767153[\text{Hz}]$$

$$p = -40.808959767153 - 1.8153520105361E-7i[\text{Hz}]$$

$$|p| = 40.808959767153[\text{Hz}]$$

Phase margin

$$pm = \text{NaN}[\text{deg}] (f=0[\text{Hz}])$$

 $f_c = 40$ Hz

Q factor | Damping ratio ζ

 Quality factor $Q = 0.707$
 Damping ratio $\zeta = 1$
C1 = FC2 = F

C1, C2 is optional. But when setting these capacitances, C1 and C2 of both are needed to give following the equation

$$(C2/C1) \leq \zeta^2$$

$$(C1/C2) \geq 4Q^2$$

Select Capacitor Sequence: Select Resistor Sequence:

Frequency analysis

- Bode diagram
 - Phase Group delay
- Nyquist diagram
- Pole, zero
- Phase margin
- Oscillation analysis

Analysis on frequency range:

 $f1 = 1 \sim f2 = 1000$ [Hz] (optional)

Transient analysis

- Step response
- Impulse response
- Overshoot
- Final value of the step response

Analysis on time range:

 $0 \sim$ [sec] (optional)

21/02/2018

Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool - Result -

Oscillation frequency

$$f = 0[\text{Hz}]$$

Overshoot (in absolute value)

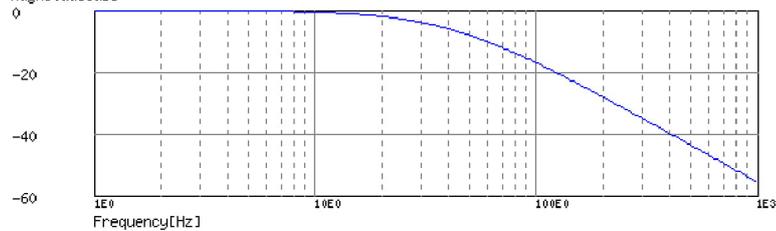
The peak of transient waveform is not detected.

Final value of the step response (on the condition that the system converged when t goes to infinity)

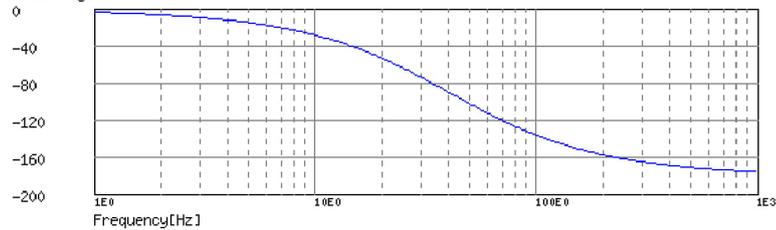
$$g(\infty) = 1$$

Frequency analysis**BodeDiagram**

Magnitude[dB]



Phase[deg]



(c)okawa-denshi.jp

[Gain characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

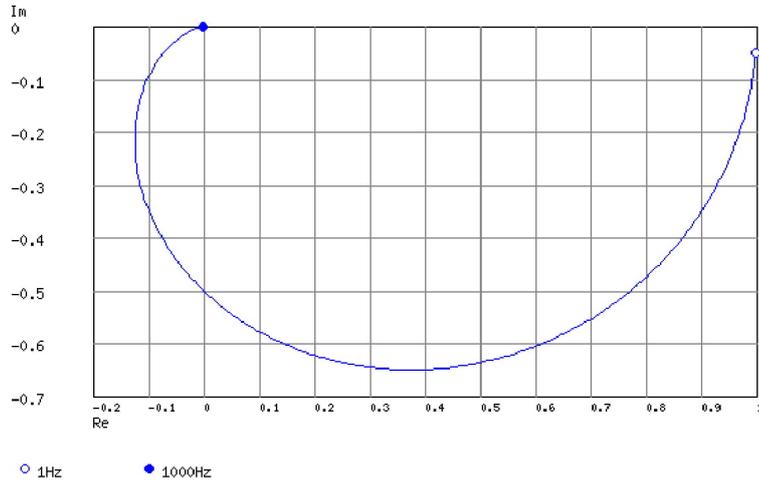
[Phase characteristics at the Bode Diagram](#) (provides up to 1 minute)

[Bode Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

21/02/2018

Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool - Result -

NyquistDiagram

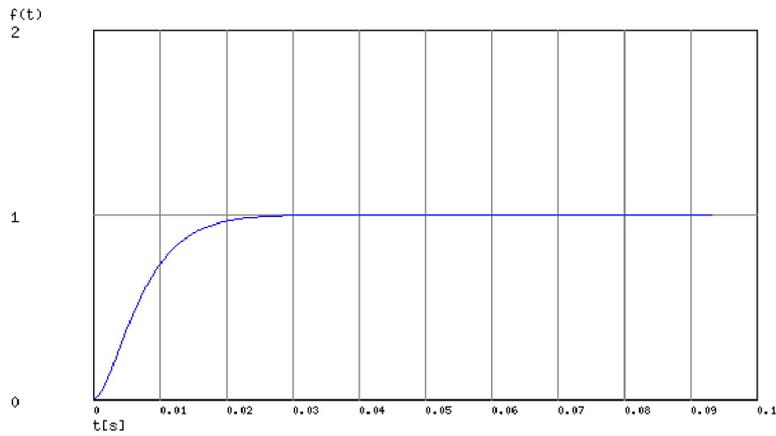


(c)okawa-denshi.jp

[Nyquist Diagram text data](#) (provides up to 1 minute)

Transient analysis

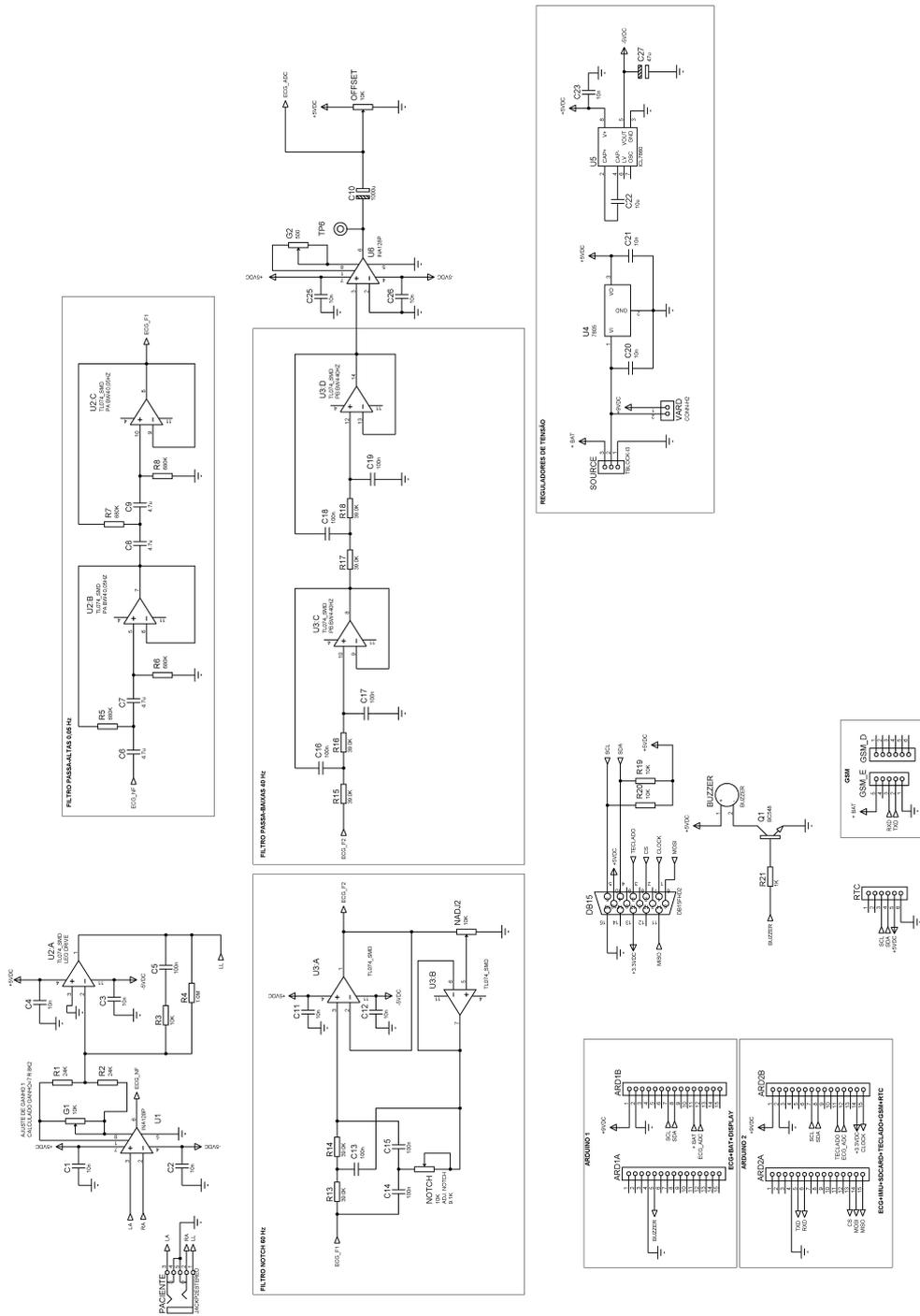
StepResponse



(c)okawa-denshi.jp

[Step Response text data](#) (provides up to 1 minute)

ANEXO D – Diagrama esquemático do sistema implementado.



ANEXO E – *Firmware* Utilizado no Microcontrolador 1

/*

PROGRAMA PARA O PROCESSADOR 1

(*) ECG - ANALOG IN - A0

(*) BPM

() BATERIA - ANALOG IN - A1

() RTC - I2C - (P2)

(*) DISPLAY - I2C - 0x3D

() GSM - SERIAL - (P2)

() SD CARD - SPI - (P2)

COMUNICAÇÃO I2C COM O PROCESSADOR 2 - #8 ENVIAR/RECEBER DADOS P2

PINAGEM SD CARD PINAGEM DISPLAY

GND - GND GND - GND

MISO - D12 VCC - 5V

SCK - D13 SCL - A5

MOSI - D11 SDA - A4

CS - D10

5V - 5V

3V3 - NC

GND - NC

*/

*/

```
#include <Wire.h> //Biblioteca para comunicação I2C
```

```
#include <Adafruit_GFX.h> //Biblioteca para o display OLED
```

```
#include <Adafruit_SSD1306.h>
```

```
#define OLED_RESET 4
```

```
Adafruit_SSD1306 display(OLED_RESET);
```

```
#define NUMFLAKES 10
```

```
#define XPOS 0

#define YPOS 1

#define DELTAY 2

#define LOGO16_GLCD_HEIGHT 16

#define LOGO16_GLCD_WIDTH 16

#define SSD1306_LCDHEIGHT 64

#define SERIAL_PLOTTER 2

int pulsePin = 0;

int blinkPin = 13;

volatile int BPM;

volatile int Signal;

volatile int IBI = 600;

volatile boolean Pulse = false;

volatile boolean QS = false;

static int outputType = SERIAL_PLOTTER;

unsigned int voltage_ant = 0;

byte x_ant = 0;

unsigned int bat=100;

void setup(){

  pinMode(blinkPin, OUTPUT);

  // Serial.begin(115200);

  interruptSetup();
```

```

Wire.begin();

display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); // initialize with the I2C addr 0x3D (for the
128x64)

display.clearDisplay();
}

// Where the Magic Happens
void loop(){

    serialOutput() ;

    if (QS == true){
        QS = false;
    }

    bat = analogRead(A1);
    int bat2 = map(0, 1023, 757, 680);

    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(WHITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.print(F("BAT:"));
    display.print(bat2);
    display.print(F("%"));
    display.setCursor(80, 0);
    display.print(F("BPM:"));

    for (byte x = 0; x <= 127; x++) {
        unsigned int sensorValue = analogRead(A0);
        unsigned int voltage = map(sensorValue, 0, 1023, 63, 8);
    }
}

```

```
    display.drawLine(x_ant, voltage_ant, x, voltage, WHITE); //display.drawLine(xStart, yStart,
xEnd, yEnd, COLOR);

    voltage_ant=voltage;

x_ant = x;
if (x>=127){
    x_ant=0;
}

// Serial.println(voltage);
display.fillRect(104, 0, 20, 7, BLACK);
display.setCursor(104, 0);
display.print(BPM);
display.display();
delay(5);

}
display.clearDisplay();

}
```

ANEXO F – *Firmware* Utilizado no Microcontrolador 2

```
/* PROGRAMA PARA O PROCESSADOR 2
```

```
(* ECG - ANALOG IN - A0 BPM
```

```
( ) BATERIA - ANALOG IN - A1 (P1)
```

```
(* RTC - I2C - #57, #68
```

```
(* IMU - I2C - #69
```

```
( ) DISPLAY - I2C - (P1)
```

```
(* GSM - SERIAL - TX D2, RX D3
```

```
(* SD CARD - SPI -
```

```
( ) COMUNICAÇÃO I2C ENTRE PROCESSADORES - #8
```

```
PINAGEM SD CARD PINAGEM IMU
```

```
GND - GND GND - GND
```

```
MISO - D12 VCC - 3V3
```

```
SCK - D13 SCL - A5
```

```
MOSI - D11 SDA - A4
```

```
CS - D10
```

```
5V - 5V
```

```
3V3 - NC
```

```
GND - NC
```

```
*/
```

```
*/
```

```
#include <Wire.h> //Biblioteca para comunicação I2C
```

```
#include <SD.h>
```

```
#include <DS3231.h>
```

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
#define SERIAL_PLOTTER 2
```

```
// Variables
```

```
int pulsePin = 0;
```

```
int blinkPin = 13;

int buzzerPin = 2;

// Volatile Variables, used in the interrupt service routine!
volatile int BPM;
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false;
static int outputType = SERIAL_PLOTTER;

SoftwareSerial sim800(2,3); //MODULO GSM: TX pino 2, RX pino 3

DS3231 rtc(SDA, SCL); // cria objeto para o RTC
Time t;
int segundos;

File meuArquivo; //cria objeto para o arquivo a ser gravado no sdcard

#define CS_pin 10 // Pino ligado ao CS do modulo sdcard

#define MPU9250_ADDRESS 0x69
#define MAG_ADDRESS 0x0C

#define GYRO_FULL_SCALE_250_DPS 0x00
#define GYRO_FULL_SCALE_500_DPS 0x08
#define GYRO_FULL_SCALE_1000_DPS 0x10
#define GYRO_FULL_SCALE_2000_DPS 0x18

#define ACC_FULL_SCALE_2_G 0x00
```

```

#define ACC_FULL_SCALE_4_G    0x08
#define ACC_FULL_SCALE_8_G    0x10
#define ACC_FULL_SCALE_16_G   0x18

void I2Cread(uint8_t Address, uint8_t Register, uint8_t Nbytes, uint8_t* Data)
{
    // Set register address
    Wire.beginTransmission(Address);
    Wire.write(Register);
    Wire.endTransmission();

    // Read Nbytes
    Wire.requestFrom(Address, Nbytes);
    uint8_t index=0;
    while (Wire.available())
        Data[index++]=Wire.read();
}

// Write a byte (Data) in device (Address) at register (Register)
void I2CwriteByte(uint8_t Address, uint8_t Register, uint8_t Data)
{
    // Set register address
    Wire.beginTransmission(Address);
    Wire.write(Register);
    Wire.write(Data);
    Wire.endTransmission();
}

void setup(){
    pinMode(blinkPin, OUTPUT);
    pinMode(buzzerPin, OUTPUT);
}

```

```

// Serial.begin(115200);
interruptSetup();

Wire.begin();
// Arduino initializations
Wire.begin();
Serial.begin(9600);
sim800.begin(9600);

//Inicialização do SDCARD
Serial.print("Inicializando SD card....."); //Escreve frase de inicialização
pinMode(CS_pin, OUTPUT); //Configura saída para Chip Select

if (!SD.begin(CS_pin)) //Testa se o cartão inicializa com sucesso
{
    Serial.println("Falha no cartao!"); //Não, falha no cartão
    return; //retorna
}
Serial.println("Sucesso na inicializacao!"); //Sim, inicialização ok
meuArquivo = SD.open("log.csv", FILE_WRITE); //Abre arquivo para escrita

if (meuArquivo) //Arquivo aberto com sucesso?
{
    //Sim...
    meuArquivo.println("teste"); //
    String header = "header";
    meuArquivo.println(header);
    meuArquivo.close();
    Serial.println(header);
} //end if
else //Não...

```

```
{  
  Serial.println("Erro ao abrir arquivo");    //Informa que há algum erro  
}
```

```
//INICIALIZAÇÃO IMU
```

```
// Set accelerometers low pass filter at 5Hz
```

```
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,29,0x06);
```

```
// Set gyroscope low pass filter at 5Hz
```

```
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,26,0x06);
```

```
// Configure gyroscope range
```

```
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,27,GYRO_FULL_SCALE_1000_DPS);
```

```
// Configure accelerometers range
```

```
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,28,ACC_FULL_SCALE_4_G);
```

```
// Set by pass mode for the magnetometers
```

```
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,0x37,0x02);
```

```
// Request continuous magnetometer measurements in 16 bits
```

```
I2CwriteByte(MAG_ADDRESS,0x0A,0x16);
```

```
// INICIALIZAÇÃO DO RTC
```

```
rtc.begin();          //Inicializa RTC
```

```
// rtc.setTime(15,19, 0); // Set the time to 12:00:00 (24hr format)
```

```
// rtc.setDate(12,9,2018);
```

```
t = rtc.getTime();
```

```
segundos = t.sec;
```

```
pinMode(A0, INPUT);
```

```
pinMode(A1, INPUT); //Entrada Teclado
```

```

int flagteclado = 0;

}

void loop(){

    serialOutput() ;

    if (QS == true){
        QS = false;
    }

    int valorteclado = analogRead(A1);

    if (valorteclado>100){
        flagteclado ++;
    }

    // ::: accelerometer and gyroscope :::

    // Read accelerometer and gyroscope
    uint8_t Buf[14];
    I2Cread(MPU9250_ADDRESS,0x3B,14,Buf);

    // Create 16 bits values from 8 bits data

    // Accelerometer
    int16_t ax=-(Buf[0]<<8 | Buf[1]);
    int16_t ay=-(Buf[2]<<8 | Buf[3]);
    int16_t az=Buf[4]<<8 | Buf[5];

```

```

// Gyroscope
int16_t gx=-(Buf[8]<<8 | Buf[9]);
int16_t gy=-(Buf[10]<<8 | Buf[11]);
int16_t gz=Buf[12]<<8 | Buf[13];

float arms = (sqrt(((ax * ax) + (ay * ay) + (az * az)) / 3));

uint8_t ST1;

do
{
    I2Cread(MAG_ADDRESS, 0x02, 1, &ST1);
}
while (!(ST1 & 0x01));

int ecg = analogRead(A0);
int teclado = analogRead(A1);

//
String dataString = String(ax) + "," + String(ay) + "," + String(az) + "," + String(arms) + "," +
String(ecg);

// Grava dados em log.csv
File meuArquivo = SD.open("log.csv", FILE_WRITE);
if (meuArquivo) {
    meuArquivo.println(", , , ,"); //
    meuArquivo.println(dataString);
    meuArquivo.close();
}
else

```

```

{
    Serial.println(F("Erro ao abrir arquivo para escrita final"));
}

if (flagteclado >= 2)
{
    // Interrompe o processo e fecha o arquivo
    meuArquivo.close();
    delay(1000);
    while (1) {}
}

if (flagteclado >= 1){
    if (BPM<55){
        enviaSMS1();
    }
    if (BPM>120){
        enviaSMS2();
    }
    if (arms>2000){
        enviaSMS3();
    }
}
}

//=====
//***** END MAIN *****

void enviaSMS1(){
    sim800.write(F("AT+CMGF=1\r\n"));
    delay(1000);
}

```

```
sim800.write(F("AT+CMGS=\`5199999999\`r\n"));
delay(1000);
sim800.write(F("Individuo com BRADICARDIA!"));
delay(1000);
sim800.write((char)26);
delay(1000);
}
```

```
void enviaSMS2(){
sim800.write(F("AT+CMGF=1r\n"));
delay(1000);
sim800.write(F("AT+CMGS=\`5199999999\`r\n"));
delay(1000);
sim800.write(F("Individuo com TAQUICARDIA!"));
delay(1000);
sim800.write((char)26);
delay(1000);
}
```

```
void enviaSMS3(){
sim800.write(F("AT+CMGF=1r\n"));
delay(1000);
sim800.write(F("AT+CMGS=\`5199999999\`r\n"));
delay(1000);
sim800.write(F("Possivel QUEDA do individuo!"));
delay(1000);
sim800.write((char)26);
delay(1000);
}
```

Interrupção

```
volatile int rate[10];          // array to hold last ten IBI values
volatile unsigned long sampleCounter = 0;    // used to determine pulse timing
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;     // used to find IBI
volatile int P = 512;           // used to find peak in pulse wave, seeded
volatile int T = 512;           // used to find trough in pulse wave, seeded
volatile int thresh = 530;      // used to find instant moment of heart beat, seeded
volatile int amp = 0;           // used to hold amplitude of pulse waveform, seeded
volatile boolean firstBeat = true; // used to seed rate array so we startup with reasonable
BPM
volatile boolean secondBeat = false; // used to seed rate array so we startup with
reasonable BPM

void interruptSetup(){ // CHECK OUT THE Timer_Interrupt_Notes TAB FOR MORE ON
INTERRUPTS

// Initializes Timer2 to throw an interrupt every 2mS.
TCCR2A = 0x02; // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO INTO CTC MODE
TCCR2B = 0x06; // DON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER
OCR2A = 0x7C; // SET THE TOP OF THE COUNT TO 124 FOR 500Hz SAMPLE RATE
TIMSK2 = 0x02; // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2 AND OCR2A
sei(); // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED
}

// THIS IS THE TIMER 2 INTERRUPT SERVICE ROUTINE.
// Timer 2 makes sure that we take a reading every 2 milliseconds
ISR(TIMER2_COMPA_vect){ // triggered when Timer2 counts to 124
cli(); // disable interrupts while we do this
```

```

Signal = analogRead(pulsePin);      // read the Pulse Sensor
sampleCounter += 2;                 // keep track of the time in mS with this variable

int N = sampleCounter - lastBeatTime; // monitor the time since the last beat to avoid
noise

// find the peak and trough of the pulse wave
if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3){ // avoid dichrotic noise by waiting 3/5 of last IBI
  if (Signal < T){                  // T is the trough
    T = Signal;                     // keep track of lowest point in pulse wave
  }
}

if(Signal > thresh && Signal > P){  // thresh condition helps avoid noise
  P = Signal;                       // P is the peak
}
// keep track of highest point in pulse wave

// NOW IT'S TIME TO LOOK FOR THE HEART BEAT
// signal surges up in value every time there is a pulse
if (N > 250){                       // avoid high frequency noise
  if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) ){
    Pulse = true;                   // set the Pulse flag when we think there is a pulse
    digitalWrite(blinkPin,HIGH);    // turn on pin 13 LED
    if(BPM>100){
      digitalWrite(buzzerPin,HIGH);
    }
  }
  IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // measure time between beats in mS
  lastBeatTime = sampleCounter;      // keep track of time for next pulse

  if(secondBeat){                   // if this is the second beat, if secondBeat == TRUE
    secondBeat = false;             // clear secondBeat flag
    for(int i=0; i<=9; i++){        // seed the running total to get a realistic BPM at startup

```



```

digitalWrite(buzzerPin,LOW);

Pulse = false;           // reset the Pulse flag so we can do it again
amp = P - T;            // get amplitude of the pulse wave
thresh = amp/2 + T;     // set thresh at 50% of the amplitude
P = thresh;             // reset these for next time
T = thresh;
}

if (N > 2500){          // if 2.5 seconds go by without a beat
  thresh = 530;        // set thresh default
  P = 512;             // set P default
  T = 512;            // set T default
  lastBeatTime = sampleCounter; // bring the lastBeatTime up to date
  firstBeat = true;   // set these to avoid noise
  secondBeat = false; // when we get the heartbeat back
}

sei();                 // enable interrupts when youre done!
} // end isr

```