



Ministério da Educação
Universidade Federal de Ouro Preto
Instituto e Ciências Exatas e Aplicadas
Departamento de Engenharia Elétrica



DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DE CICLISTAS EM TEMPO REAL

RHIVISON DE PAULA DORNELAS

João Monlevade MG
2020

RHIVISON DE PAULA DORNELAS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA MONITORAMENTO DE CICLISTAS EM TEMPO REAL

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Universidade Federal de Ouro Preto como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Elétrica pelo Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas da Universidade Federal de Ouro Preto.

Orientador: Prof. MSc. Edgard Gregory Torres Saravia

Coorientador: Prof. Dr. Glauco Ferreira Gazel Yared

João Monlevade - MG
06 de Outubro de 2020

SISBIN - SISTEMA DE BIBLIOTECAS E INFORMAÇÃO

D713d Dornelas, Rhivison de Paula .
Desenvolvimento de uma plataforma para monitoramento de ciclistas em tempo real. [manuscrito] / Rhivison de Paula Dornelas. - 2020.
51 f.: il.: color., gráf., mapa.

Orientador: Prof. Me. Edgard Gregory Torres Saravia.
Coorientador: Prof. Dr. Glauco Ferreira Gazel Yared.
Monografia (Bacharelado). Universidade Federal de Ouro Preto.
Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas. Graduação em Engenharia Elétrica .

1. Eletrocardiografia. 2. Instrumentos de medição - Batimento cardíaco. 3. Coração - Doenças - Prevenção. 4. Processamento eletrônico de dados em tempo real. 5. Software de sistemas. I. Saravia, Edgard Gregory Torres. II. Yared, Glauco Ferreira Gazel. III. Universidade Federal de Ouro Preto. IV. Título.

CDU 681.2

Bibliotecário(a) Responsável: Flavia Reis - CRB6-2431



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO
REITORIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS E APLICADAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELETRICA

**FOLHA DE APROVAÇÃO****Rhivison de Paula Dornelas**

Desenvolvimento de uma plataforma para monitoramento de ciclistas em tempo real

Membros da banca

Orientador: Edgard Gregory Torres Saravia - Mestre - UFOP
Co-orientador: Glauco Ferreira Gazel Yared - Doutor - UFOP
Marcelo Moreira Tiago - Doutor - UFOP
Talles Henrique de Medeiros - Doutor - UFOP
Miguel Narkievicius Lima de Paula - Fisioterapeuta - Clínica Longevité

Versão final
Aprovado em 16 de outubro de 2020

De acordo

Professor Orientador
Edgard Gregory Torres Saravia



Documento assinado eletronicamente por **Edgard Gregory Torres Saravia, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 30/10/2020, às 22:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://sei.ufop.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0097779** e o código CRC **134EC712**.

Referência: Caso responda este documento, indicar expressamente o Processo nº 23109.008265/2020-03

SEI nº 0097779

R. Diogo de Vasconcelos, 122, - Bairro Pilar Ouro Preto/MG, CEP 35400-000
Telefone: - www.ufop.br

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por permitir que meus objetivos fossem alcançados, durante todos os meus anos de estudos. Agradeço de forma especial aos meus pais, Francisco e Lucimélia, pelo constante apoio, amor incondicional e esforços empregados em minha educação. Aos irmãos que adquiri na Republica Bino, meu muito obrigado por terem se tornado minha segunda família e dividirem não somente uma casa, mas também momentos de felicidade e tristeza. Por fim, ao meu orientador MSc. Edgard Gregory Torres Saravia pelo apoio, ensinamentos e amizade durante todo os anos de graduação.

“Nunca ande por trilhas, pois assim só irá até onde outros já foram.”

Alexander Graham Bell

Resumo

Estudos realizados por entidades, como a Organização Mundial da Saúde, apontam as doenças cardiovasculares como uma das principais causas de mortes no mundo, representando 31% de todos os óbitos a nível global. No Brasil, dados da Sociedade Brasileira de Cardiologia indicam que cerca de 43 brasileiros morrem a cada 1 hora devido a algum tipo de patologia coronariana. A prática de atividade física é considerada como um fator determinante na prevenção deste tipo de doenças, além de melhorar a qualidade de vida em uma sociedade. Entretanto, quando uma modalidade esportiva é praticada de forma inadequada, isto é, sem o correto monitoramento, pode provocar não apenas o surgimento, como também agravar quadros já existentes de doenças cardíacas em atletas. Entre as inúmeras modalidades esportivas recomendadas pela literatura científica, o ciclismo se destaca como uma das principais. Porém, devido à capacidade de expor o atleta em condições extremas, sejam elas físicas ou climáticas, esta categoria carece do monitoramento não apenas dos sinais cardíacos do atleta, como também dos parâmetros que descrevem o local onde está sendo realizada a prática esportiva. O presente trabalho, visa o desenvolvimento de uma plataforma para monitoramento de ciclistas em tempo real, capaz de registrar o Eletrocardiograma (ECG), e correlacioná-lo com temperatura, elevação, velocidade e posição do ciclista, com o intuito de identificar possíveis patologias não previamente diagnosticadas. A análise dos sinais cardíacos coletados será feita através do Algoritmo de Pan-Tompkins, que permitirá a um profissional da medicina esportiva verificar a variação da Frequência Cardíaca (FC) do atleta em função dos parâmetros que descrevem o local da prática esportiva.

Palavras Chave: Eletrocardiograma, Instrumentação Eletrônica, Sistemas em Tempo Real, Georreferenciamento.

Abstract

Studies carried out by entities, such as the World Health Organization, point to cardiovascular diseases as one of the main causes of deaths in the world, representing 31 % of all deaths globally. In Brazil, data from the Brazilian Society of Cardiology indicate that about 43 Brazilians die every 1 hour due to some type of coronary pathology. The practice of physical activity is considered a determining factor in preventing this type of disease, in addition to improving the quality of life in society. However, when a sport is practiced inappropriately, that is, without the correct monitoring, it can cause not only the appearance, but also aggravate already existing conditions of heart disease in athletes. Among the numerous sports recommended by scientific literature, cycling stands out as one of the main ones. However, due to the ability to expose the athlete to extreme conditions, whether physical or climatic, this category lacks the monitoring not only of the athlete's cardiac signals, but also of the parameters that describe the place where the sport is being performed. The present work aims to develop a platform for monitoring cyclists in real time, capable of recording the Electrocardiogram (ECG), and correlating it with temperature, elevation, speed and position of the cyclist, in order to identify possible pathologies not previously diagnosed. The analysis of the collected cardiac signals will be done using the Pan-Tompkins Algorithm, which will allow a sports medicine professional to check the variation of the heart rate (HR) of the athlete according to the parameters that describe the location of the sports practice.

Keywords: Electrocardiogram, Electronic Instrumentation, Real-Time Systems, Georeferencing.

Lista de figuras

Figura 1 – Dispositivos fabricados pela Garmin, Zwift e Polar	3
Figura 2 – Forma de onda registrada em um eletrocardiograma	6
Figura 3 – Forma de onda registrada em um eletrocardiograma	6
Figura 4 – Triângulo de Einthoven.	8
Figura 5 – Derivações precordiais	8
Figura 6 – OP07 da Texas Instruments	9
Figura 7 – Amplificador de Instrumentação	10
Figura 8 – Estágio diferencial do Amplificador de Instrumentação	11
Figura 9 – Classificações dos filtros quanto a função executada	12
Figura 10 – Resposta em frequência das aproximações mais utilizadas	13
Figura 11 – Estágio de ordem 2 com topologia Sallen-Key	14
Figura 12 – Estágio de ordem 2 com topologia <i>Multiple-feedback</i>	15
Figura 13 – ATmega328p	15
Figura 14 – Teorema da Amostragem de Nyquist	16
Figura 15 – Xbee S1	18
Figura 16 – Diagrama de uma aplicação com um sistema SGBD.	19
Figura 17 – Diagrama do sistema desenvolvido	20
Figura 18 – Diagrama do Sistema de Registro dos Sinais	21
Figura 19 – Diagrama do Circuito Condicionador de Sinais	22
Figura 20 – Diagrama da Pré-Amplificação do Circuito Condicionador de Sinais	23
Figura 21 – Simbologia e Razão de Rejeição em Modo Comum do AD620	24
Figura 22 – Diagrama do estágio de Filtros do Circuito Condicionador de Sinais	25
Figura 23 – Resposta em Frequência do Filtro Passa-Baixas do estágio de Filtros	25
Figura 24 – Filtro Notch e sua resposta em frequência	26
Figura 25 – EM406 e Shield fabricado pela SparkFun	27
Figura 26 – Módulo do sensor BMP085 fabricado pela Sparkfun	27
Figura 27 – Arduino Uno	28
Figura 28 – Diagrama do Sistema de Transmissão e Recepção dos Dados	29
Figura 29 – Xbee S1 utilizado	29
Figura 30 – SparkFun Xbee Explorer	30
Figura 31 – Diagrama do Sistema Exibição em Tempo Real e Armazenamento dos Sinais	30
Figura 32 – Diagrama de Armazenamento dos sinais coletados	32
Figura 33 – Filtragem e derivação do Eletrocardiograma	33
Figura 34 – Elevação ao Quadrado, integração e detecção do complexo QRS	34
Figura 35 – Configuração para realização dos ensaios	36
Figura 36 – Exibição dos sinais registrados em Tempo Real.	37

Figura 37 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 60 batimentos por minuto.	38
Figura 38 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 80 batimentos por minuto.	39
Figura 39 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 120 batimentos por minuto.	40

Lista de abreviaturas e siglas

AOP	Amplificador Operacional
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência Cardíaca
OMS	Organização Mundial da Saúde
PA	Passa-Altas
PB	Passa-Baixas
PF	Passa-Faixas
RF	Rejeita-Faixas
RPM	Rotações por Minuto
RRMC	Razão de Rejeição em Modo Comum
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
SGBD	Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados
UPC	Unidade de Processamento Central

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos	2
1.1.1	Objetivos Específicos	2
1.2	Estado da Arte	3
1.3	Estrutura do Trabalho	4
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
2.1	Sinal Cardíaco - Eletrocardiograma	5
2.1.1	Derivações do Eletrocardiograma	7
2.2	Amplificadores Operacionais	9
2.3	Amplificadores de Instrumentação	10
2.4	Filtros Analógicos	11
2.4.1	Filtros ativos	12
2.4.1.1	Tipos de filtros	13
2.4.1.2	Topologias	14
2.5	Microcontroladores	15
2.5.1	Conversor Analógico/Digital	15
2.6	Sistema de Posicionamento Global - GPS	17
2.7	Protocolo Zigbee	17
2.8	Banco de Dados	18
3	METODOLOGIA	20
3.1	Sistema de Registro dos Sinais - Atleta	21
3.1.1	Circuito Condicionador de Sinais	22
3.1.1.1	Pré-Amplificação	22
3.1.1.2	Filtros	24
3.1.2	GPS e Sensores	26
3.1.3	Microcontroladores	28
3.2	Sistema de Transmissão e Recepção dos Dados - Comunicação	29
3.3	Exibição em Tempo Real e Armazenamento dos Sinais	30
3.3.1	Aplicação Desenvolvida em C#	31
3.3.2	Armazenamento em um Banco de Dados	31
3.3.3	Extração de Características do Eletrocardiograma - Algoritmo de Pan-Tompkins	32
3.4	Análise da metodologia	35

4	RESULTADOS	36
4.1	Ensaio	36
4.1.1	Frequência Cardíaca em 60 Batimentos por Minuto	37
4.1.2	Frequência Cardíaca em 80 Batimentos por Minuto	38
4.1.3	Frequência Cardíaca em 120 Batimentos por Minuto	39
4.2	Discussão	40
5	CONCLUSÕES E SUGESTÕES	42
	Referências	43
	Apêndices	47
	APÊNDICE A – ALGORITMO DE PAN-TOMPKINS IMPLEMENTADO NA LINGUAGEM C#	48

1 Introdução

Dados publicados pela Organização Mundial da Saúde (OMS) no ano de 2017, estimaram que 17,7 milhões de pessoas faleceram devido a algum tipo de doença cardíaca (OMS, 2017). Tratando-se da realidade brasileira, os dados também são alarmantes, visto que 3,5 milhões de pessoas vieram a óbito devido a algum tipo de doença cardíaca no período entre 2004 e 2014 (BRASIL, 2017). As entidades de saúde apontam o sedentarismo, tabagismo, obesidade e alimentação inadequada como fatores que podem provocar o surgimento de alguma doença cardíaca (SIMÃO et al., 2013). Com isto, a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) desenvolveu uma aplicação denominada Cardiômetro, capaz de estimar o número de óbitos que são consequências das doenças cardiovasculares no Brasil, cujas estimativas indicam que cerca de 293 mil pessoas vieram a óbito devido a problemas coronarianos nos nove primeiros meses de 2020 (CARDIOLOGIA, 2020).

De acordo com GHORAYEB (2007), a prática de atividade física é vista como um fator determinante para o estado de saúde e qualidade de vida em uma sociedade. Todavia, o mesmo autor cita que a prática esportiva, em alguns casos, provocou o agravamento de quadros de doenças cardíacas ou até mesmo levou a ocorrência de morte súbita em atletas, casos considerados incomuns e de difícil compreensão, apesar de todos os benefícios proporcionados pela prática de atividade física. Define-se como morte súbita em um atleta aquela que ocorre durante ou até uma hora após o término da prática de uma modalidade esportiva (SIEBRA; FEITOSA, 2008). O autor Petkowicz (2004) aponta como paradoxal esta situação, visto que mesmo sendo determinante na prevenção de doenças cardiovasculares, a prática de qualquer atividade física de forma inadequada, isto é, sem o correto monitoramento, pode contribuir para o agravamento de algum tipo de patologia ligada a doenças cardiovasculares (BRONZATTO; SILVA; STEIN, 2001). O ciclismo é uma das modalidades recomendadas na prevenção das doenças cardiovasculares, sendo capaz de melhorar a capacidade cardiorrespiratória do indivíduo e controlar os fatores considerados de risco para o desenvolvimento das doenças cardiovasculares (NÓBREGA et al., 2013). Entretanto, a prática desta modalidade necessita do acompanhamento de um profissional da saúde esportiva, cuja função é auxiliar o atleta, seja ele amador ou profissional, a obter sua melhor performance, de acordo com suas características fisiológicas e metabólicas (COSTA et al., 2014). Os autores Denadai, Ruas e Figueira (2005) e Costa e Oliveira (2010) citam as técnicas da variação da potência e frequência cardíaca como as mais empregadas na melhora da performance de um ciclista. Treinamentos que utilizam a técnica da variação de potência estão diretamente ligados a cadência do ciclista, onde valores entre 80 a 100 rotações por minuto (RPM) são considerados os mais próximos da maior eficiência neuromuscular, ou seja, menor aplicação de força no pedal e menor fadiga do atleta (COSTA; OLIVEIRA, 2010). A cadência de um ciclista associada a fatores como força, torque e velocidade são utilizados em técnicas de

treinamentos de variação da potência e, permitem a quantização da potência aeróbica impressa pelo ciclista (VIEIRA; GONÇALVES, 2015). A medição deste parâmetro é feita através de *Power Meters* (medidores de potência) cujos valores registrados em *Watts* permitem uma análise do gasto energético de um ciclista em função do trajeto percorrido por ele (DIAS; LIMA; NOVAES, 2007).

Por outro lado, as técnicas de treinamento que utilizam a frequência cardíaca consistem na variação da FC do atleta entre 60 a 90% de seu valor máximo, cujos valores estão divididos em zonas de intensidade de esforço, que variam de acordo com peso e idade do ciclista (COSTA; OLIVEIRA, 2010). Sendo a frequência cardíaca facilmente afetada por fatores ambientais, hormonais, farmacológicos e psicológicos, treinamentos em condições extremas podem ocasionar o agravamento de alguma patologia pré-existente, expondo o coração a sobrecargas que podem resultar em alterações no automatismo cardíaco, podendo comprometer a saúde e bem estar do ciclista (COSTA; OLIVEIRA, 2010; AZEVEDO et al., 2007).

Diante das situações expostas pela literatura científica, onde treinamentos realizados sem o devido acompanhamento, associados a cenários de intensidade e condições adversas, podem causar o agravamento de doenças cardiovasculares pré-existentes em um ciclista, seja ele amador ou profissional, este Trabalho de Conclusão de Curso apresenta o desenvolvimento uma Plataforma de Monitoramento de Ciclistas em Tempo Real, capaz de registrar o Eletrocardiograma, e correlacioná-lo com informações que descrevem o local onde o ciclista está praticando a modalidade, possibilitando que um profissional da saúde esportiva possa saber a real condição do atleta durante a prática do ciclismo, assim como realizar uma análise da variação da Frequência Cardíaca, com o intuito de identificar possíveis patologias não previamente diagnosticadas, e que possam causar algum prejuízo a saúde do ciclista.

1.1 Objetivos

Desenvolvimento de uma ferramenta que permitirá ao profissional da medicina esportiva monitorar as condições do ciclista através da análise da variação da frequência cardíaca em função de parâmetros que descrevem o local onde o atleta estará praticando a modalidade (temperatura, elevação, velocidade e posição), com o intuito de detectar possíveis patologias coronarianas que possam comprometer a saúde e o bem estar do ciclista.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Construir um circuito capaz de registrar o Eletrocardiograma;
- Registrar medidas do local da prática esportiva através de sensores de GPS;
- Utilizar protocolos de comunicação sem fio para transmissão das informações de ECG, sensores e GPS coletadas;

- Desenvolver uma aplicação para exibição em tempo real e análise dos sinais utilizando a linguagem de programação C#;
- Criação de uma base de dados onde serão armazenadas as informações registradas.

1.2 Estado da Arte

O monitoramento do Eletrocardiograma de um atleta é considerado como a principal forma de prevenção dos casos de mortes súbitas em esportistas (PRUTKIN; WILSON, 2018). Esse monitoramento, em geral, utiliza a frequência cardíaca como principal critério de avaliação do bem estar do atleta (WILLIAMS et al., 2012).

Sistemas de Monitoramento em Tempo Real de atletas possuem em sua composição dispositivos capazes de registrar a frequência cardíaca e parâmetros que descrevem o ambiente onde o atleta está (BURKOW-HEIKKINEN, 2011). Os dados registrados são enviados de forma remota a um computador ou até mesmo ao celular do treinador, onde a maioria dos dispositivos utilizados realizam o monitoramento da performance do atleta a cada sessão de treinamento (WILLIAMS et al., 2012; BURKOW-HEIKKINEN, 2011). Segundo Massoomi e Handberg (2019), as novas tecnologias empregadas na construção de dispositivos para monitoramento de esportistas permitiram que estes aparelhos se tornassem cada vez mais inteligentes, sendo capazes de embarcar uma série de sensores que descrevem características do atleta durante a prática de uma modalidade esportiva. Tratando-se dos dispositivos de monitoramento disponíveis no mercado, Burkow-Heikkinen (2011) cita aparelhos fabricados pela Garmin® e Polar® como alguns dos mais utilizados em treinamentos. A Figura 1 ilustra dois dispositivos fabricados por estas marcas junto da plataforma Zwift.

Figura 1 – Dispositivos fabricados pela Garmin, Zwift e Polar

Garmin Edge 1030



Plataforma Zwift



Polar V650



Fonte: Adaptado de GARMINBRASIL (2018), Zwift (2020), Polar (2018)

Dispositivos como o Garmin Edge 1030 e o Polar V650 são denominados ciclocomputadores, permitindo não só o monitoramento, como também o gerenciamento dos treinamentos de um esportista para a melhora de sua performance. O Edge 1030, além do monitoramento

da frequência cardíaca, também disponibiliza informações sobre o rendimento do atleta em diferentes ambientes de treinamento, sugestões de exercícios diários e níveis de hidratação e nutrição. O Polar V650, embora possua menos funcionalidades que o Garmin Edge 1030, também possibilita o monitoramento da frequência cardíaca e o rendimento do atleta em função do ambiente onde o treinamento ocorreu. Por outro lado, dispositivos da Plataforma Zwift atuam como simuladores de situações de treinamento, sendo utilizados em treinamentos estacionários, onde o ciclista pedala em um mundo virtual através de uma plataforma *multi-player* que permite sua interação com esportistas de todo o mundo. Dispositivos da Plataforma Zwift podem ser utilizados com ciclocomputadores como o Edge 1030 ou o Polar V650 para a obtenção dos índices de performance do ciclista durante seu treinamento.

1.3 Estrutura do Trabalho

O presente trabalho encontra-se dividido em 5 capítulos. No Capítulo 1 é apresentada uma introdução ao tema da pesquisa, destacando a motivação para o desenvolvimento da mesma, assim como os objetivos gerais do trabalho.

No Capítulo 2 é realizada a fundamentação teórica, destacando-se os principais conceitos teóricos necessários para o desenvolvimento da Plataforma de Monitoramento de Ciclistas em Tempo Real.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia proposta para a implementação da Plataforma de monitoramento, abordando a interpretação dos métodos e tecnologias utilizadas com base na fundamentação teórica do capítulo 2.

No Capítulo 4 é apresentada uma análise sobre os resultados obtidos pelos ensaios realizados na Plataforma de Monitoramento.

No último Capítulo são apresentadas as considerações finais a respeito do trabalho desenvolvido, assim como possíveis etapas futuras e funcionalidades para continuação da pesquisa.

2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo são retratados os principais conceitos teóricos que envolvem o presente trabalho, a fim de introduzir o embasamento teórico necessário para sua execução. Inicialmente são discutidos tópicos relacionados a eletrocardiografia e registro dos sinais provenientes do coração humano. Em seguida, são apresentadas as tecnologias que podem ser utilizadas na construção da Plataforma de Monitoramento de Ciclistas em Tempo Real, bem como as ferramentas utilizadas no desenvolvimento da aplicação responsável pelo recebimento e análise dos dados registrados.

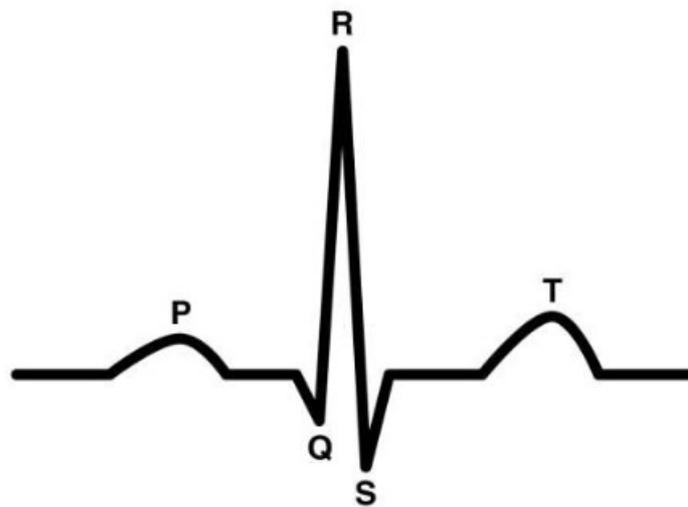
2.1 Sinal Cardíaco - Eletrocardiograma

De acordo com Thaler (2016), o coração humano possui três tipos de células:

1. Células marca-passo, consideradas a fonte de toda a eletricidade presente no coração.
2. Células de condução elétrica, responsáveis por transportar toda a eletricidade para regiões mais distantes do coração, apresentando funções semelhantes aos fios em um circuito elétrico.
3. Células miocárdicas, que constituem a maior parte do tecido cardíaco, sua função é contrair e relaxar repetidamente, fornecendo sangue a todo o corpo.

Mesmo sendo as células marca-passo responsáveis pela eletricidade presente no coração, o Eletrocardiograma registra a atividade das células miocárdicas. A representação de um sinal de Eletrocardiograma (ECG), ilustrada na Figura 2, possui três características bem definidas quando se toma o domínio do tempo como referência. São elas Amplitude, duração e forma de onda definida em segmentos P, Q, R, S e T (SURESH; SASILATHA, 2016).

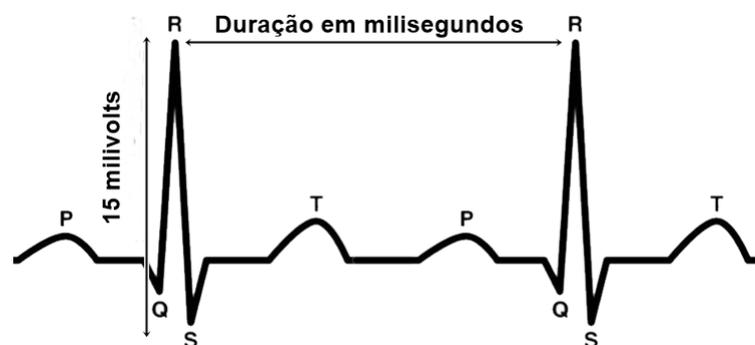
Figura 2 – Forma de onda registrada em um eletrocardiograma



Fonte: Adaptado de Dubin e Silveira (2001)

A divisão através de segmentos permite a identificação de cada atividade do coração. O complexo P indica a despolarização das células miocárdicas, enquanto o QRS e T indicam a contração e relaxamento dos ventrículos, respectivamente (THALER, 2016). A bibliografia científica, citada por Prutchi e Norris (2005), define a frequência cardíaca como o inverso do intervalo de tempo entre dois complexos R-R, possuindo valores entre 0,5 e 4 Hertz (250bpm) e amplitude máxima igual a 15 mV. A Figura 3 ilustra dois complexos P, Q, R, S, e T do sinal de Eletrocardiograma, onde através da análise do tempo decorrido entre dois complexos R, é possível se obter a frequência deste sinal.

Figura 3 – Forma de onda registrada em um eletrocardiograma



Fonte: Adaptado de Dubin e Silveira (2001)

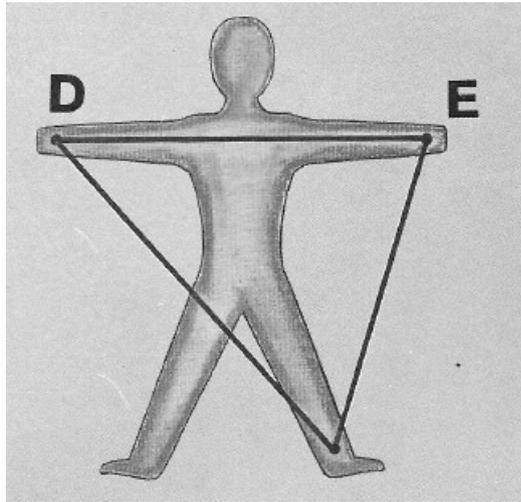
Dentre os obstáculos para a aquisição fidedigna do sinal de Eletrocardiograma, a literatura científica descrita por Prutchi e Norris (2005) destaca como principais: Baixa Relação Sinal/Ruído, tensão de *offset* e o Carregamento no Primário. A baixa relação Sinal/Ruído do Eletrocardiograma está diretamente ligada a sua baixa amplitude, tornando o sinal extremamente susceptível a ruídos de diversas fontes. A tensão de *offset* e o Carregamento no primário mencionados pelo autor, estão diretamente ligados ao contato dos sensores utilizados na aquisição do Eletrocardiograma. A tensão de *offset* é gerada pela constante movimentação durante o registro do ECG em ciclistas, que causa o afastamento, mesmo que instantaneamente, dos sensores e da pele, causando a inserção de tensões de nível contínuo no sinal de Eletrocardiograma. Em contrapartida, o carregamento no primário ocorre quando a pele do indivíduo cujo Eletrocardiograma será registrado está devidamente higienizada, implicando em uma baixa impedância. Assim, para que o acoplamento entre as impedâncias de entrada e saída ocorra, um circuito de aquisição do Eletrocardiograma deve possuir uma alta impedância nos seus terminais de entrada.

Para que seja possível uma aquisição fidedigna do Eletrocardiograma pela Plataforma desenvolvida neste trabalho, os obstáculos citados por Prutchi e Norris (2005) devem ser superados, tornando-se necessário o condicionamento deste sinal. Algumas das tecnologias e dispositivos que possibilitam essa aquisição são descritas nas próximas seções.

2.1.1 Derivações do Eletrocardiograma

O registro de um Eletrocardiograma é feito através de sensores analógicos não invasivos, aos quais se dá o nome de eletrodos. Estes sensores são responsáveis pela captação da diferença de potencial elétrica gerada pela atividade cardíaca (THALER, 2016). Para que a aquisição do sinal de Eletrocardiograma seja fidedigna e, permita a extração das características deste sinal, torna-se necessário o correto posicionamento dos eletrodos sob o corpo do ciclista. Assim, às diversas técnicas de posicionamento destes dispositivos dá-se o nome de derivações (DUBIN; SILVEIRA, 2001). O Triângulo de Einthoven, ilustrado na Figura 4, é considerado uma das derivações mais utilizadas no registro do ECG, cujo posicionamento dos eletrodos dá-se sob os braços e perna esquerda do indivíduo.

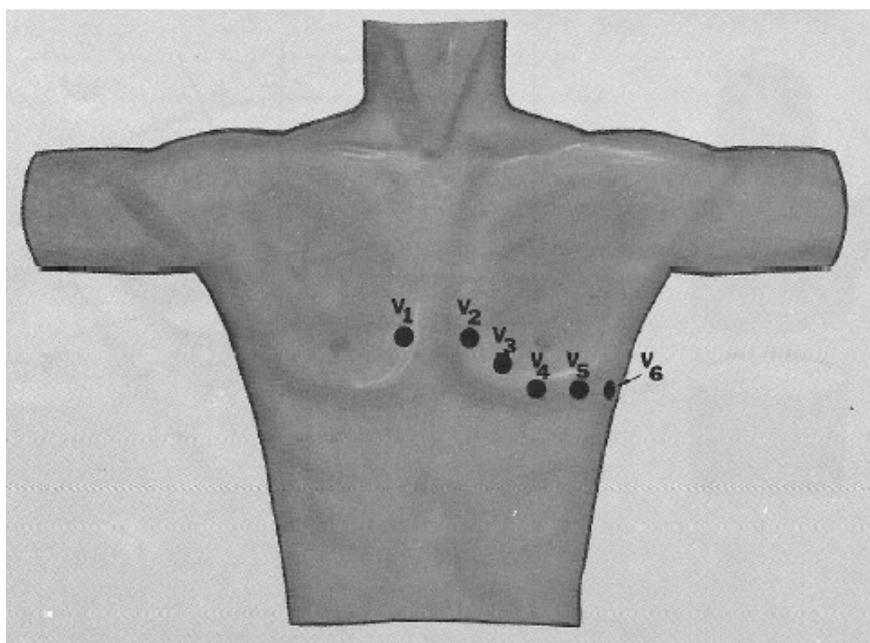
Figura 4 – Triângulo de Einthoven.



Fonte: Adaptado de Dubin e Silveira (2001)

As derivações do Triângulo de Einthoven, quando superpostas formam um plano frontal sobre o tórax, permitindo o registro da atividade cardíaca de diferentes ângulos, entretanto o coração é um órgão tridimensional e o registro das atividades elétricas em um plano horizontal também é necessário. As derivações responsáveis por este registro são denominadas precordiais (THALER, 2016). Para obtenção das derivações precordiais são utilizados seis eletrodos posicionados em seis posições diferentes do tórax, enumerados de V1 a V6, como ilustra a Figura 5.

Figura 5 – Derivações precordiais



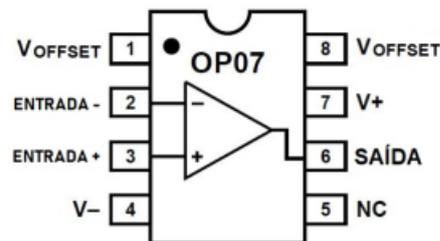
Fonte: Retirado de Dubin e Silveira (2001)

2.2 Amplificadores Operacionais

Sinais provenientes de sensores possuem baixa amplitude e, na maioria das vezes, carecem de amplificação. O dispositivo responsável por esta função é o Amplificador Operacional (AOP), que segundo Alexander, Sadiku e Nascimento (2013), opera como uma fonte de tensão controlada por tensão.

Constituído por um complexo arranjo de resistores, capacitores, transistores e diodos, um AOP ideal possui impedância infinita na entrada, nula na saída e ganho de tensão infinito (PERTENCE, 2003). Os amplificadores operacionais comerciais apresentam características diferentes das citadas. Suas impedâncias de entrada e saída apresentam valores na ordem de 10^5 a 10^{13} e 0 a 100 Ohms respectivamente, assim como o valor máximo de ganho possível na saída limitado a sua tensão de alimentação (ALEXANDER; SADIKU; NASCIMENTO, 2013). O amplificador operacional ilustrado na Figura 6 é o OP07, fabricado pela Texas Instruments, e possui valores típicos de impedâncias entrada e saída iguais a 33 Mega e 60 Ohms (TEXAS INSTRUMENTS, 2014).

Figura 6 – OP07 da Texas Instruments



Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2014)

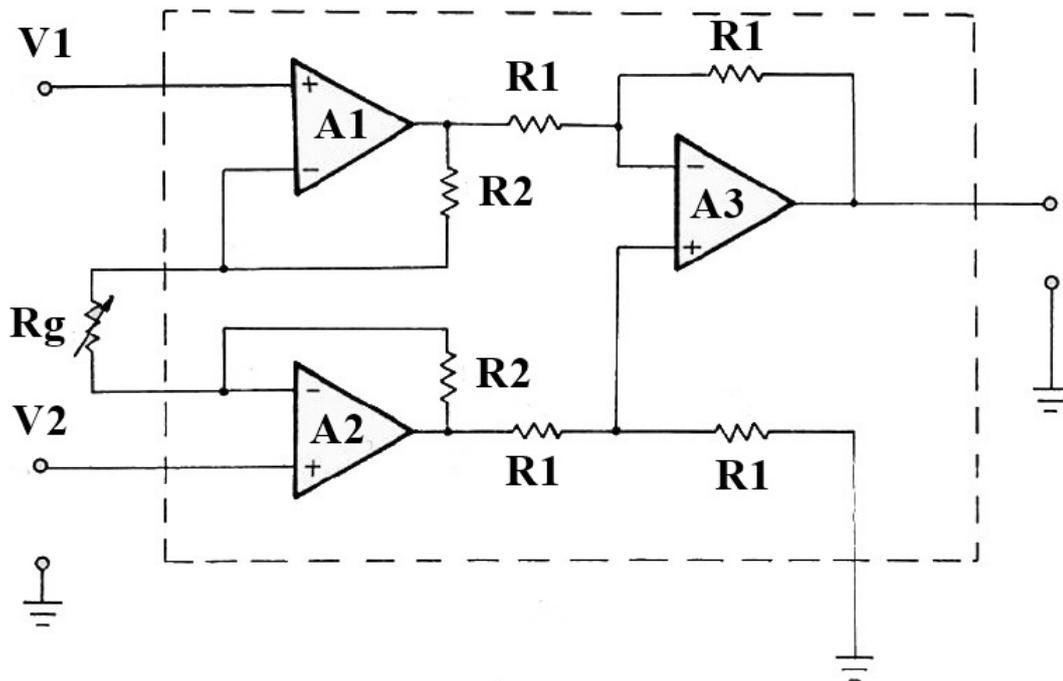
As formas de operação para um amplificador variam de acordo com sua aplicação, sendo possível utilizá-los em malha aberta ou fechada. A configuração de malha aberta, ou seja, sem realimentação, irá fornecer um ganho de tensão igual ao especificado pelo fabricante do componente, enquanto a de malha fechada permite a especificação do ganho desejado através das combinações de resistores na realimentação.

Mesmo sendo capaz de realizar a amplificação de um sinal, o amplificador operacional, por si só, não é capaz de melhorar a Relação Sinal/Ruído do Eletrocardiograma. Isto se deve ao fato de que este dispositivo, quando não utilizado em circuitos capazes de realizar seleções de componentes de frequência, também amplificará o ruído. Entretanto, neste trabalho, o amplificador operacional, em sua configuração seguidora de tensão, pode ser utilizado para garantir o Carregamento no Primário, mencionado por Prutchi e Norris (2005), garantindo uma alta impedância na entrada de um circuito ligado à sensores responsáveis pela aquisição do Eletrocardiograma.

2.3 Amplificadores de Instrumentação

Entende-se por amplificador de instrumentação um tipo especial de amplificador operacional que possui características não encontradas em AOPs convencionais (PERTENCE, 2003). As que se destacam são: alta Razão de Rejeição em Modo Comum (RRMC), tensão de *offset* muito baixa e ajuste de ganho através de um resistor. A Figura 7 ilustra um projeto do amplificador de instrumentação utilizando arranjos de amplificadores operacionais.

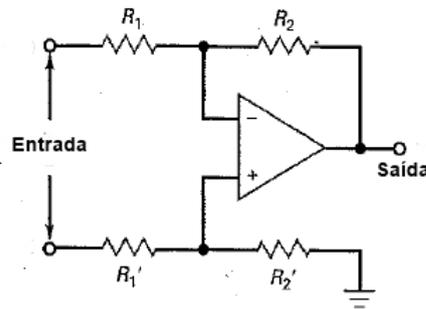
Figura 7 – Amplificador de Instrumentação



Fonte: Adaptado de Pertence (2003)

Em sua composição este dispositivo possui dois estágios. O primeiro é composto por dois amplificadores não inversores, que garantem a altíssima impedância de entrada e baixa impedância na saída. O segundo é um amplificador diferencial, ilustrado na Figura 8, que é responsável pelo alto valor da RRMC.

Figura 8 – Estágio diferencial do Amplificador de Instrumentação



Fonte: Adaptado de Malvino (2009)

Amplificadores de instrumentação são amplamente utilizados em aplicações que trabalham com sinais que possuam uma baixa relação Sinal/Ruído e necessitam do menor nível de tensão de *offset* possível. Essas características justificam a utilização do amplificador de instrumentação em circuitos de aquisição do Eletrocardiograma, sendo este dispositivo recomendado pela literatura científica como um meio para melhorar a Relação Sinal/Ruído do ECG, assim como atenuar a tensão de *offset* presente no sinal (PRUTCHI; NORRIS, 2005; SURESH; SASILATHA, 2016).

2.4 Filtros Analógicos

Apesar das dificuldades na aquisição do Eletrocardiograma, mencionados por Prutchi e Norris (2005), serem superadas com a utilização dos amplificadores operacionais em Conjunto do amplificador de instrumentação, a atenuação de frequências indesejadas do espectro do Eletrocardiograma ainda se faz necessária (PRUTCHI; NORRIS, 2005; SURESH; SASILATHA, 2016). Os circuitos responsáveis por essa atenuação são denominados filtros.

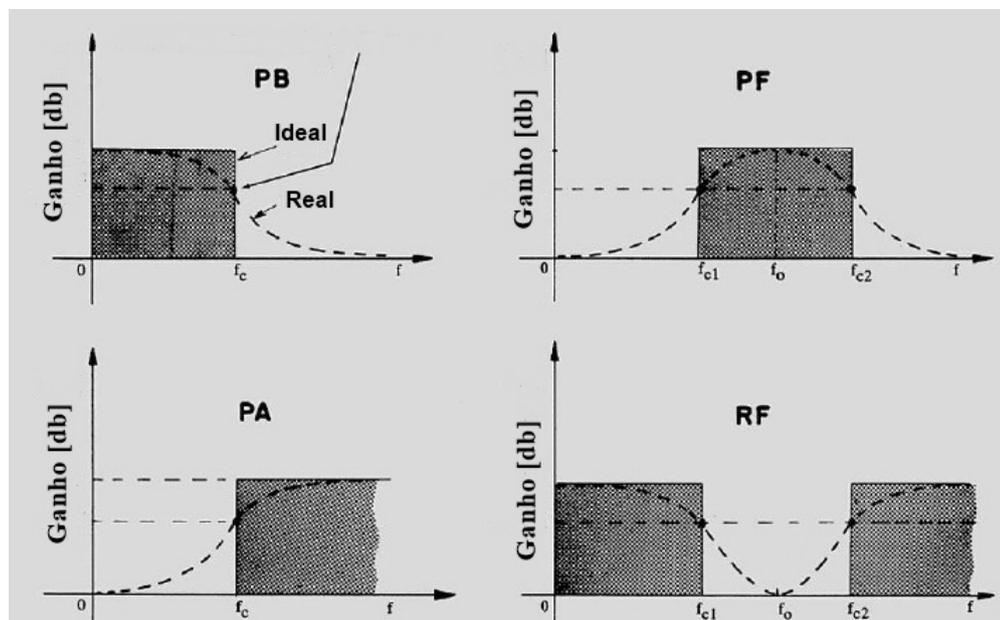
Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro de entrada e permitir a passagem das demais (PERTENCE, 2003). Um filtro pode ser construído apenas com elementos passivos, como resistores, capacitores e indutores, aos quais se dá o nome de filtros passivos, ou através um arranjo de amplificadores operacionais e elementos passivos, chamados de filtros ativos. Quanto à aplicação destes circuitos em dispositivos eletrônicos, existem quatro funções básicas executadas:

1. Filtro Passa-baixas (PB) - Permite a passagem de sinais que possuam frequências abaixo de uma determinada frequência de corte (f_c) e atenua sinais com frequências superiores.
2. Filtro Passa-altas (PA) - Permite a passagem de sinais que possuam frequências superiores a uma determinada frequência de corte (f_c) e a atenua sinais com frequências inferiores.

3. Filtro Passa-faixas (PF) - Permite a passagem de sinais que possuam frequências dentro de uma determinada faixa, a qual é delimitada pela frequência de corte inferior (f_{c1}) e superior (f_{c2}), atenuando sinais com frequências fora desta faixa.
4. Filtro Rejeita-faixas (RF) - Permite a passagem de sinais com frequências fora de uma determinada faixa, a qual é delimitada pela frequência de corte inferior (f_{c1}) e superior (f_{c2}), atenuando sinais dentro da mesma.

A Figura 9 representa as respostas de magnitude dos quatro tipos de filtros.

Figura 9 – Classificações dos filtros quanto a função executada



Fonte: Adaptado de Pertence (2003)

O projeto de um filtro que atenuar totalmente sinais com frequências fora dos limites da frequência de corte é extremamente difícil, carecendo de uma enorme quantidade de amplificadores e elementos passivos. Devido a essa dificuldade, filtros com este tipo de comportamento são chamados de ideais.

2.4.1 Filtros ativos

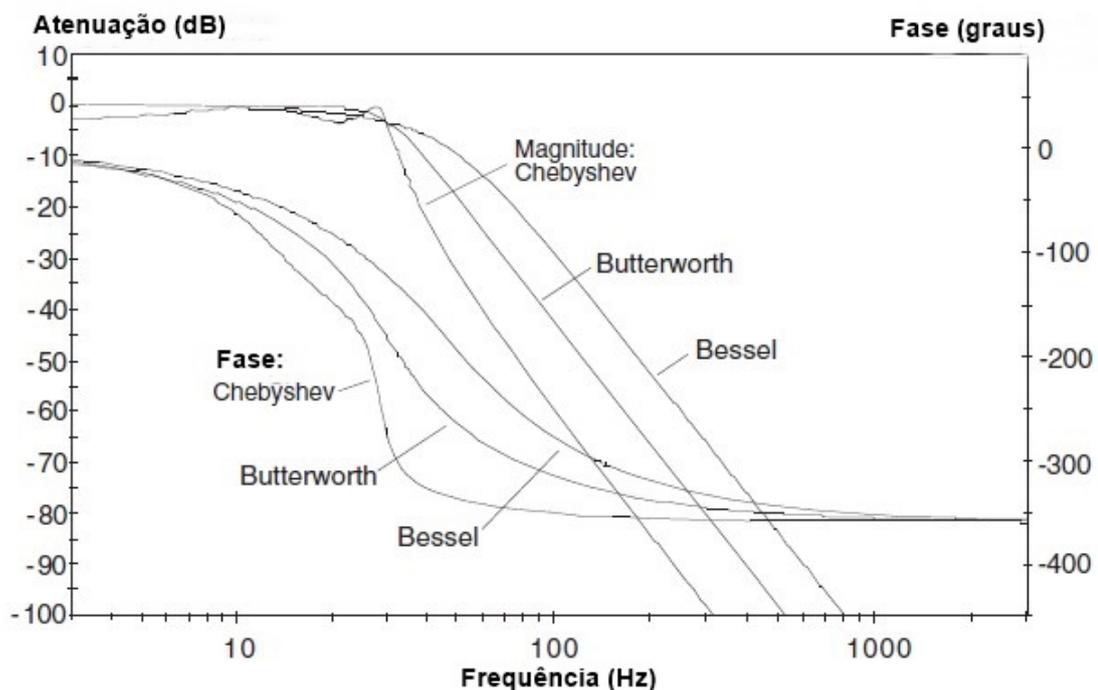
Os filtros ativos são constituídos de arranjos de elementos passivos e amplificadores operacionais através de uma topologia. As principais vantagens quando comparados aos filtros passivos são: possibilidade de amplificação do sinal, permitem o projeto de filtros complexos apenas com a associação de estágios mais simples em cascata e não utilização de indutores. As desvantagens na utilização de filtros ativos consistem na limitada faixa de operação e necessidade de fontes externas para alimentação (PERTENCE, 2003).

2.4.1.1 Tipos de filtros

A seletividade de um filtro ativo está diretamente ligada à aproximação matemática utilizada em seu projeto, dentre as quais pode se citar a Butterworth, Chebyshev e Bessel como mais utilizadas (PERTENCE, 2003). A resposta de um filtro consiste na análise do sinal de saída dividido pelo sinal de entrada, denominado ganho, em função da frequência. Faz-se necessária também a análise de fase em função da frequência do sinal de saída, principalmente quando se está monitorando um sistema em tempo real.

Os filtros Butterworth e Bessel possuem respostas planas na amplitude, ou seja, nenhum tipo de oscilação dentro da faixa de passagem, enquanto os Chebyshev possuem. Tratando-se da seletividade, os filtros Chebyshev apresentam um melhor desempenho devido à sua faixa de transição mais abrupta, porém apresentam não-linearidade na fase. A Figura 10 ilustra as respostas de fase e magnitude das configurações de filtros citadas.

Figura 10 – Resposta em frequência das aproximações mais utilizadas



Fonte: Adaptado de Prutchi e Norris (2005)

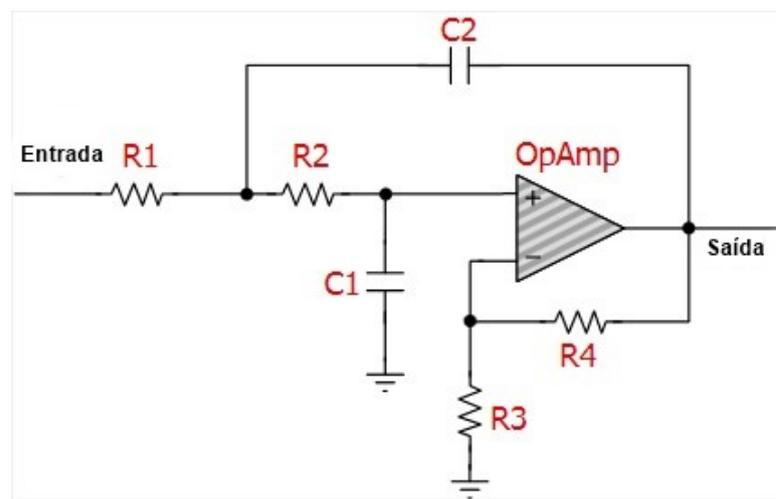
Em aplicações onde é necessária uma boa estimativa do deslocamento de fase, filtros Bessel são os mais recomendados, pois possuem um comportamento mais próximo da linearidade, quando comparado às outras aproximações. Ainda segundo Prutchi e Norris (2005), não é possível se determinar qual é a melhor aproximação, e sim qual pode se tornar a mais indicada para determinada aplicação.

2.4.1.2 Topologias

A topologia de um filtro ativo implica na forma como os componentes passivos estão dispostos na estrutura de cada estágio, e determinam a correta seleção da frequência de corte. Segundo Prutchi e Norris (2005) as duas topologias mais utilizadas são: Sallen-Key e *Multiple-feedback*.

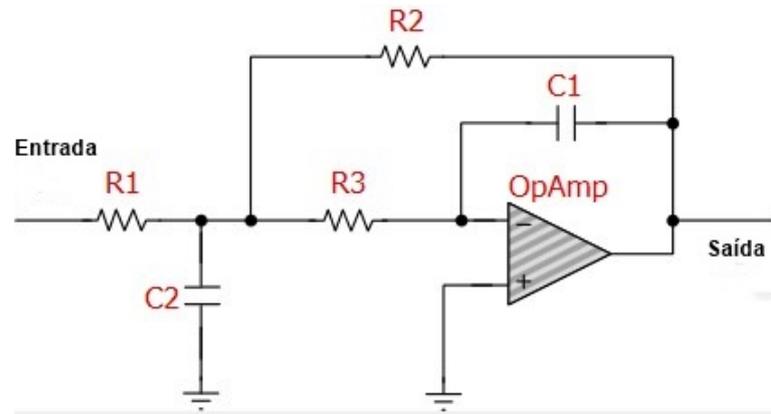
Filtros Sallen-Key utilizam um amplificador operacional como um bloco de ganho, tratando de forma separada o controle de frequência e ganho. Componentes como resistores e capacitores podem apresentar variações em seus valores, o que torna a topologia Sallen-Key, ilustrada na Figura 11, extremamente sensível à variação dos valores destes componentes, podendo acarretar em uma mudança no valor da frequência de corte de um filtro projetado (PERTENCE, 2003).

Figura 11 – Estágio de ordem 2 com topologia Sallen-Key



Fonte: Adaptado de TEXAS INSTRUMENTS (2018)

A topologia *Multiple-feedback* apresenta um ganho invertido, porém possui uma grande robustez à variação dos valores de componente passivos, mantendo assim a frequência de corte em um valor mais próximo do valor definido no projeto (PERTENCE, 2003). A Figura 12 ilustra um estágio de ordem 2 de um filtro ativo de topologia *Multiple-feedback*.

Figura 12 – Estágio de ordem 2 com topologia *Multiple-feedback*

Fonte: Adaptado de TEXAS INSTRUMENTS (2018)

2.5 Microcontroladores

O microcontrolador é um dispositivo capaz de reunir em um único invólucro circuitos complexos, permitindo a execução de diversas funções através da programação (WILMSHURST, 2010). Em sua composição básica, microcontroladores possuem uma Unidade de Processamento Central (UPC), onde nela são executadas as instruções definidas pelo usuário, memória PROM, local no qual são gravadas as instruções, memória RAM e um conjunto de portas, sejam elas analógicas ou digitais, que permitem a interação de um microcontrolador com o meio externo (SMITH, 2008). A Figura 13 ilustra o ATmega328p fabricado pela Microchip.

Figura 13 – ATmega328p



Fonte: Retirado de Microchip (2018)

Em um sistema de monitoramento em tempo real, microcontroladores são utilizados na conversão dos sinais elétricos registrados para sua forma digital, esta conversão é realizada pelo conversor Analógico/Digital presente neste dispositivo (SMITH, 2008).

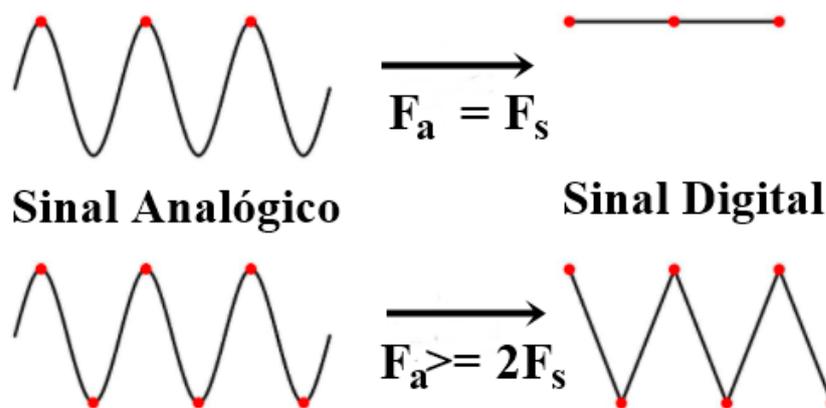
2.5.1 Conversor Analógico/Digital

As grandezas físicas medidas pelos sensores são analógicas e contínuas no tempo. Em aplicações cuja representação digital de um sinal elétrico registrado é necessária, o Conversor

Analogico/Digital é utilizado. Este dispositivo, em geral já presente nos microcontroladores comerciais, é responsável pela conversão de um valor analógico em digital, de acordo com sua frequência de amostragem e resolução. A resolução de um conversor Analógico/Digital está diretamente ligada a tensão máxima que o conversor é capaz de ler e o número de bits para conversão (SMITH, 2008). Exemplificando, o sinal de Eletrocardiograma, cuja amplitude máxima é da ordem de 15 mV, quando registrado em sistemas de monitoramento em tempo real, é amplificado por um fator definido no projeto do circuito de aquisição deste sinal. Supondo-se que este sinal seja amplificado por um fator igual a 30, implicando em 4,5 volts de amplitude máxima, para que sua conversão seja feita de maneira correta, o conversor analógico digital deve possuir no mínimo 10 bits de resolução (PRUTCHI; NORRIS, 2005).

Tratando-se da frequência de amostragem (f_a), a escolha de um conversor Analógico/Digital para determinado projeto deve levar em consideração o Teorema da Amostragem de Nyquist, onde é afirmado que, para uma conversão sem *aliasing*, a frequência de amostragem deve ser minimamente maior ou igual ao dobro da frequência do sinal (f_s). A Figura 14 ilustra este teorema.

Figura 14 – Teorema da Amostragem de Nyquist



Fonte: Adaptado de Instruments (2019)

Segundo Reverter (2018), ao não se respeitar o Teorema da Amostragem de Nyquist, o efeito denominado *aliasing* ocorre, ou seja, a perda das amostras não permitirá que o sinal seja reconstruído de maneira correta pelo conversor Analógico/Digital. Em termos práticos, o Eletrocardiograma, cuja frequência máxima, segundo Prutchi e Norris (2005) é de 4 Hertz, necessita de um conversor Analógico/Digital com frequência de amostragem minimamente igual a 8 Hertz.

2.6 Sistema de Posicionamento Global - GPS

O Sistema de Posicionamento Global, do inglês *Global Positioning System* - GPS, consiste no nome dado ao sistema de navegação via satélite desenvolvido nos Estados Unidos em 1973. Esta tecnologia fornece a um aparelho receptor móvel a sua posição em qualquer lugar na terra (KATAPALLY; BHAWRA; PATEL, 2020). Declarado como totalmente operacional no ano de 1995, o GPS possui cerca de 24 satélites, que permitem a um aparelho receptor captar a sua própria localização através do envio de sinais de rádio enviados pelos satélites (NGUYEN et al., 2020).

O advento do GPS revolucionou as técnicas de posicionamento, permitindo a um cidadão comum a obtenção de sua posição de forma precisa através das informações de latitude e longitude fornecidas pelos satélites ao dispositivo receptor, possibilitando seu uso em diversas aplicações na atualidade. Do ponto de vista do monitoramento de atletas, o GPS pode ser utilizado para a análise do trajeto percorrido por um atleta durante a prática esportiva, permitindo a análise dos parâmetros fisiológicos do esportista em função do trajeto percorrido por ele (LISSNER et al., 2020). Na plataforma de monitoramento desenvolvida neste trabalho, o GPS será utilizado para a obtenção em tempo real das coordenadas geográficas (latitude e longitude) do ciclista durante a prática esportiva, permitindo assim uma análise de seus parâmetros cardíacos em função do local onde ele estava praticando o ciclismo.

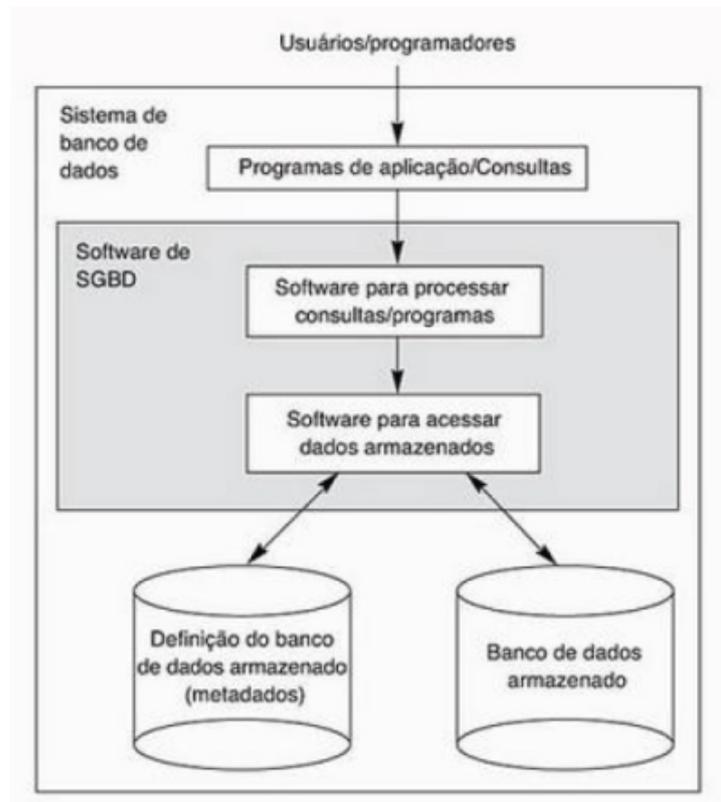
2.7 Protocolo Zigbee

Criado no ano de 2005 pela ZigBee Alliance e classificado como WPAN (redes pessoais sem fio), o protocolo Zigbee foi pensado para aplicações que necessitem interligar dispositivos à pequenas e médias distâncias, com infraestrutura de rede simples, baixa latência e baixo consumo de energia (TOULSON; WILMSHURST, 2017).

Dispositivos baseados no protocolo ZigBee utilizam o padrão IEEE 802.15.4, responsável por especificar o controle de acesso e a camada física de uma rede que não utiliza fios (OUYANG; ZHAO, 2016). Assim, qualquer dispositivo que implemente este protocolo pode ser utilizado para envio e recebimento de dados.

As redes formadas por estes dispositivos possuem em sua composição três tipos básicos: coordenador, roteador e ponto final. O coordenador é considerado o dispositivo mais importante, sendo possível apenas a presença de um por rede. Sua função é formar a rede e atribuir endereços. O roteador por sua vez permite que mais dispositivos se conectem a rede, realizando operações de controle, monitoração e reencaminhamento de dados. O dispositivo denominado de ponto final efetua ações de controle e monitoramento através de elementos conectados a ele, podendo estes serem sensores, atuadores e microcontroladores (TOULSON; WILMSHURST, 2017). A Figura 15 ilustra o módulo Xbee fabricado pela DIGI, que implementa o protocolo Zigbee.

Figura 16 – Diagrama de uma aplicação com um sistema SGBD.



Fonte: Adaptado de Elmasri e Navathe (2011)

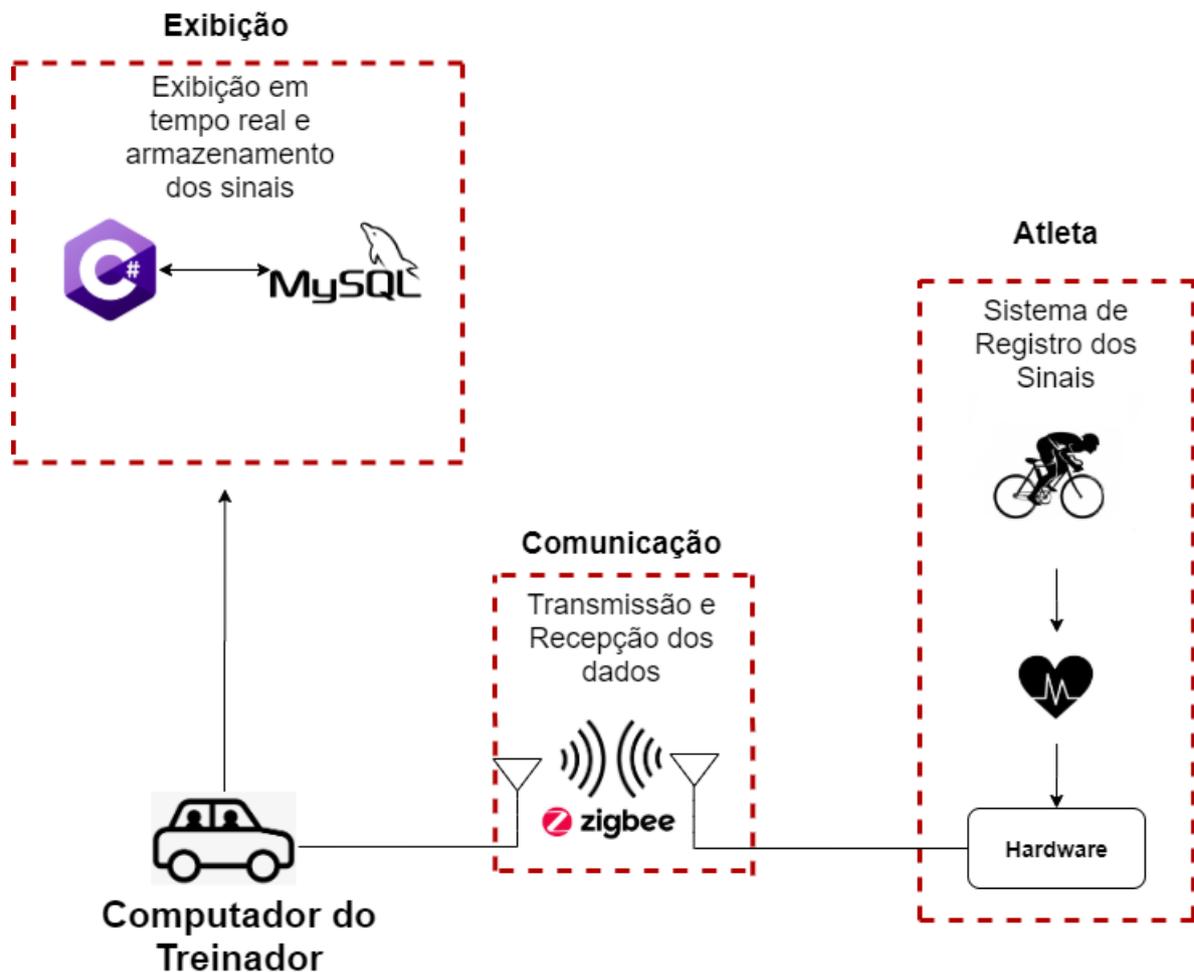
Um SGBD, além de possibilitar o acesso para leitura e escrita de informação em um banco de dados, também permite que desenvolvedores realizem consultas em uma base de dados, garantindo a integridade e segurança dos dados armazenados (ELMASRI; NAVATHE, 2011).

Em um sistema de monitoramento em tempo real, um Banco de Dados é responsável pelo armazenamento das informações coletadas pelo sistema, possuindo como principais vantagens a rapidez na manipulação e acesso das informações bem como redução de redundâncias, inconsistências e problemas de integridade dos dados armazenados (MITSUI; TANAKA; KISHINAMI, 1994).

3 Metodologia

Neste capítulo é apresentada a metodologia proposta para o desenvolvimento de uma Plataforma de Monitoramento de Ciclistas em Tempo Real, assim como as ferramentas e tecnologias utilizadas. A Figura 17 ilustra as etapas do processo.

Figura 17 – Diagrama do sistema desenvolvido



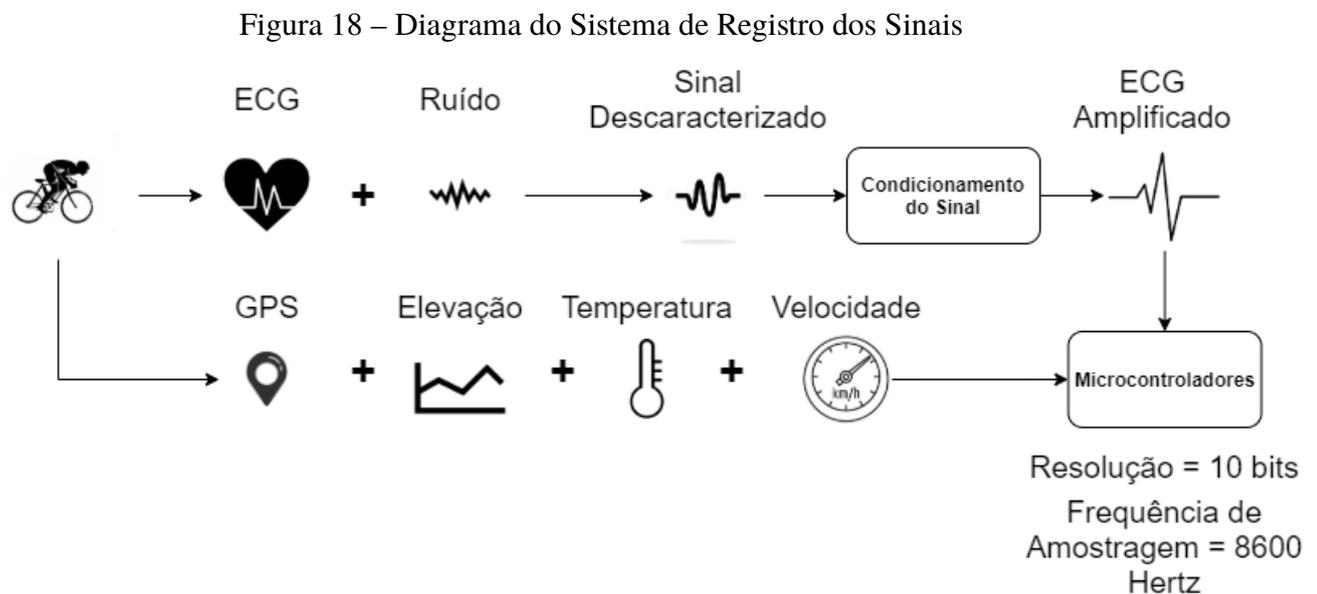
Fonte: Do autor

Através da Revisão Bibliográfica realizada no capítulo 2, foi construída uma plataforma para monitoramento dos sinais cardíacos de ciclistas, cuja estrutura está dividida em três etapas. A primeira, denominada Sistema de Registro dos Sinais, é responsável pela coleta dos sinais de Eletrocardiograma e os parâmetros que descrevem onde o ciclista está realizando a prática esportiva. A segunda etapa é a de transmissão de dados, onde os dados registrados pela primeira são enviados através de dispositivos que implementam o protocolo Zigbee para o computador do treinador que acompanha o atleta. Por fim, a última etapa, denominada Exibição em Tempo Real

e Armazenamento dos Sinais, exibe os dados recebidos em tempo real e os armazena em uma base de dados, possibilitando que uma análise da variação da frequência cardíaca do ciclista seja feita através do Algoritmo de Pan-Tompkins.

3.1 Sistema de Registro dos Sinais - Atleta

A primeira etapa da ferramenta desenvolvida consiste no registro dos sinais de Eletrocardiograma e parâmetros que descrevem o local onde o ciclista está praticando a modalidade esportiva (elevação, temperatura, velocidade e posição). A Figura 18 ilustra o funcionamento desta etapa.

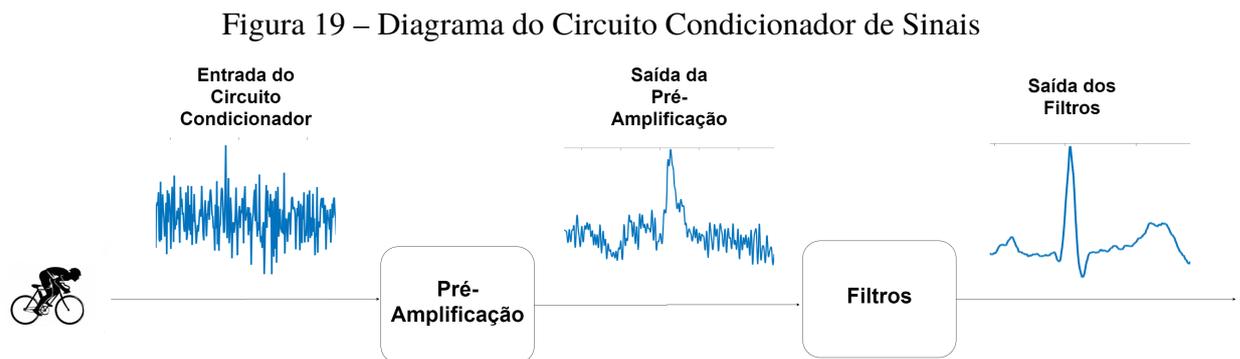


Fonte: Do autor

O Eletrocardiograma, como já mencionado na Revisão Bibliográfica, possui baixa Relação Sinal/Ruído devido à sua baixa amplitude, tornando-o susceptível a diversas fontes de ruído. Em consequência desta característica, o Sistema de Registro de Sinais presente na plataforma desenvolvida possui um circuito condicionador, cuja finalidade é permitir a melhora desta Relação Sinal/Ruído, selecionar as componentes de frequências que compreendem o Eletrocardiograma e amplificar o sinal. Junto do circuito condicionador, estão presentes dispositivos capazes de registrar as informações a respeito do local onde o ciclista estará (temperatura, elevação, velocidade e posição do atleta). Todas as informações obtidas pelo Sistema de Registro de Sinais são entregues aos microcontroladores, cuja finalidade é converter estes sinais para sua forma Digital, respeitando a resolução mínima para aquisição do Eletrocardiograma, que é de 10 bits, tensão de referência de 5 volts e frequência de amostragem da ordem de 8600 Hertz.

3.1.1 Circuito Condicionador de Sinais

O Circuito Condicionador de Sinais, presente na etapa de Sistema de Registro de Sinais, tem como finalidade melhorar a Relação Sinal/Ruído, selecionar as componentes de frequências que compreendem o Eletrocardiograma e amplificá-lo. Sua estrutura está representada na Figura 19.



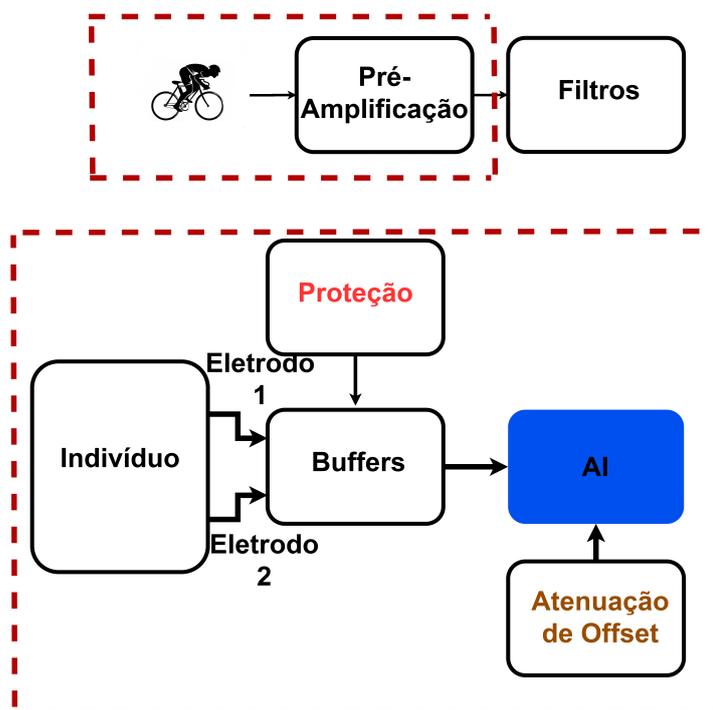
Fonte: Do autor

Em sua composição, o circuito possui dois estágios. O primeiro deles é a Pré-Amplificação. Este estágio recebe em suas entradas um sinal totalmente descaracterizado, onde não é possível extrair nenhuma informação a respeito dos sinais cardíacos do ciclista. Na saída da Pré-Amplificação, o sinal de ECG começa a apresentar características condizentes com o esperado, entretanto ainda está sob influência de ruídos provenientes de diversas fontes. O segundo estágio do Circuito Condicionador de Sinais é o de filtros. O sinal de saída da Pré-Amplificação chega às entradas dos filtros para que estes circuitos atenuem o ruído e amplifiquem o sinal de Eletrocardiograma, tornando possível a visualização e a extração das características deste sinal.

3.1.1.1 Pré-Amplificação

O primeiro estágio do circuito condicionador de sinais é o de Pré-amplificação. Esta etapa é responsável por registrar o sinal através dos eletrodos posicionados sob o tórax do ciclista, melhorar a relação Sinal/Ruído e amplificá-lo. A Figura 20 ilustra os circuitos e dispositivos presentes neste estágio.

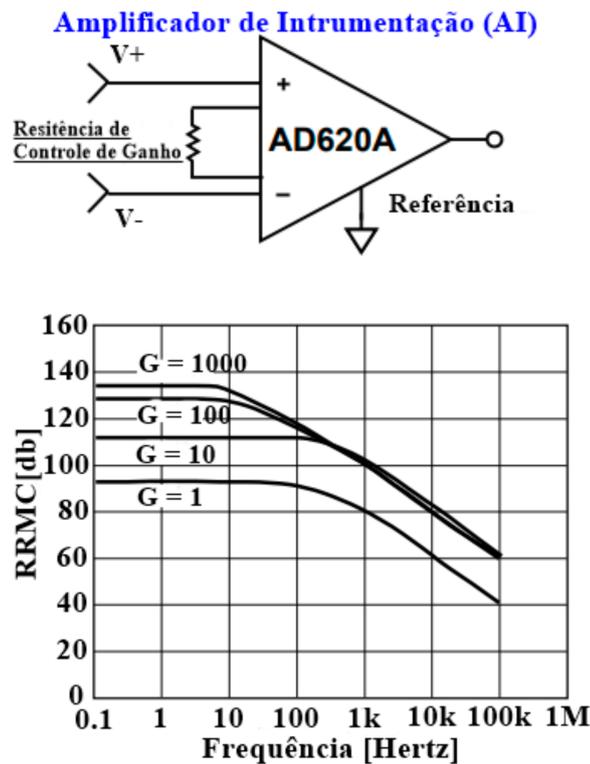
Figura 20 – Diagrama da Pré-Amplificação do Circuito Condicionador de Sinais



Fonte: Do autor

O sinal registrado pelos eletrodos passa por dois Amplificadores Operacionais configurados como *buffers*, cujo objetivo é garantir o acoplamento das impedâncias entre a entrada e a saída, ou seja, o Carregamento no Primário. Junto aos *buffers* um circuito de proteção foi implementado, sendo este responsável por eliminar possíveis potenciais elétricos que possam vir a ser enviados de volta ao tórax do ciclista. Os Amplificadores Operacionais utilizados na Pré-Amplificação são do modelo OP07, da *Texas Instruments*. Este modelo foi escolhido devido à sua baixa impedância de saída, alta impedância de entrada e baixo valor de Tensão de *Offset*. Em seguida, o sinal de saída dos *buffers* é entregue ao Amplificador de Instrumentação (AI). Este dispositivo possui como propósito a melhora da relação Sinal/Ruído do Eletrocardiograma, devido ao seu alto valor de Razão de Rejeição em Modo Comum, assim como amplificar o sinal por um fator de 10 vezes. O Amplificador de Instrumentação escolhido foi o AD620, fabricado pela *Analog Devices*, que proporciona cerca de 110 decibéis de RRMC quando amplifica o sinal por um fator igual a 10, além de possuir uma faixa de frequência de trabalho considerada ideal para aquisição do Eletrocardiograma. A Figura 21 ilustra a simbologia e o gráfico da Razão de Rejeição em Modo Comum deste dispositivo.

Figura 21 – Simbologia e Razão de Rejeição em Modo Comum do AD620



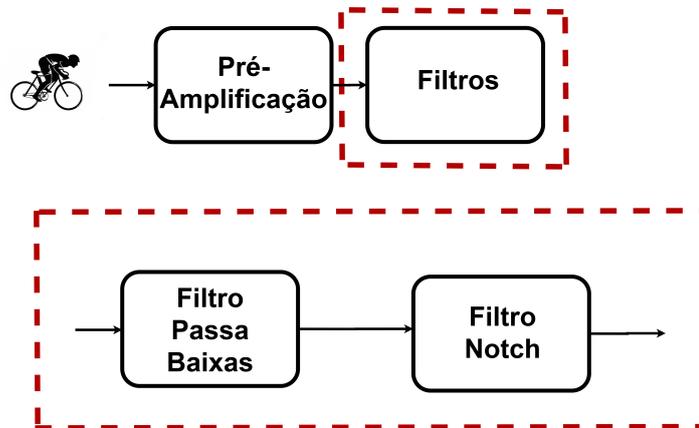
Fonte: Adaptado de Analog Devices (2018a)

Junto ao Amplificador de Instrumentação também se faz presente um circuito de atenuação da Tensão de *Offset*, provocada pelo constante movimento dos eletrodos durante a aquisição do Eletrocardiograma do atleta. Assim como nos *buffers* e proteção, os amplificadores operacionais utilizados neste circuito também são do modelo OP07, justificando sua escolha pelas mesmas características mencionadas.

3.1.1.2 Filtros

O estágio de Pré-Amplificação consegue superar os principais obstáculos de aquisição do Eletrocardiograma mencionados na literatura científica descrita por Prutchi e Norris (2005). Entretanto, a necessidade da atenuação das componentes de frequência que correspondem ao ruído ainda se faz necessária. O segundo estágio do circuito condicionador de sinais é o de filtros. Nesta etapa, o sinal de entrada, amplificado pelo Amplificador de Instrumentação passa por um processo de atenuação das componentes de frequência que não correspondem ao ECG, além da amplificação do sinal de interesse por um fator igual a 30. O estágio de filtros pode ser sub-dividido em duas outras etapas. Sendo a primeira delas um filtro Passa-Baixas, com frequência de corte igual a 100 Hertz, e a segunda um filtro Notch, com frequência de corte igual a 60 Hertz, cuja função é atenuar possíveis interferências provenientes da rede elétrica. A figura 22 ilustra todos os circuitos presentes no estágio de filtros.

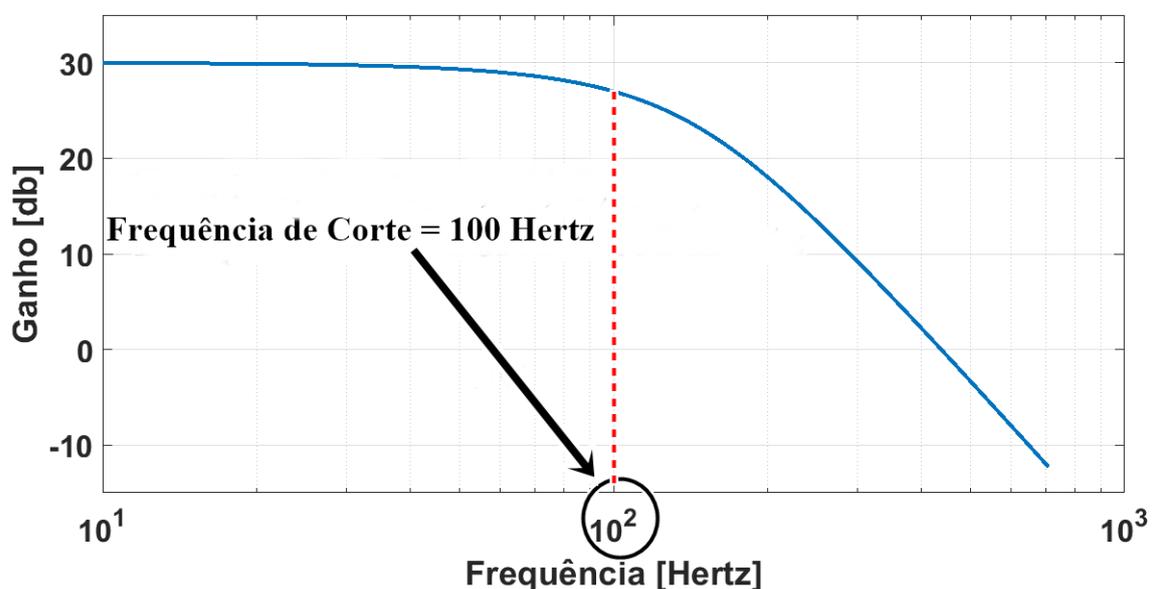
Figura 22 – Diagrama do estágio de Filtros do Circuito Condicionador de Sinais



Fonte: Do autor

A escolha do valor de frequência de corte igual a 100 Hertz para o filtro Passa-Baixas se deve ao fato de um Amplificador Operacional comercial apresentar uma resposta em frequência similar a de um filtro Passa-Baixas, onde o mesmo passa a atenuar sinais com frequências entre 0.1 e 10 vezes sua frequência máxima de operação (MALVINO, 2009). Com a frequência de corte definida em 100 Hz, garante-se que nenhuma componente de frequência correspondente ao sinal de ECG sofrerá atenuação por este efeito. A aproximação utilizada na construção deste filtro foi a Bessel, devido à sua resposta de fase próxima a linearidade, fator considerado crucial em sistemas em tempo real, onde uma boa estimativa do atraso de fase se faz necessária. A figura 23 ilustra a resposta em frequência do filtro passa-baixas projetado.

Figura 23 – Resposta em Frequência do Filtro Passa-Baixas do estágio de Filtros



Fonte: Adaptado de TEXAS INSTRUMENTS (2018)

Tratando-se das topologias, uma baixa sensibilidade em relação aos valores de componentes passivos utilizados na construção do filtro é primordial, uma vez que uma alta sensibilidade à variação destes valores pode acarretar na alteração do valor da frequência de corte. Considerando estes fatores, a topologia *Multiple-feedback* foi escolhida devido a sua robustez em relação à variação dos valores de componentes passivos utilizados na construção do filtro.

O segundo filtro presente nesta etapa é um Notch de topologia ativa duplo T com frequência de corte igual a 60 Hertz. A escolha deste valor de frequência de corte se faz necessária devido a interferências induzidas pela rede elétrica no Circuito Condicionador de Sinais. A Figura 24 ilustra o circuito e a resposta em frequência deste filtro.



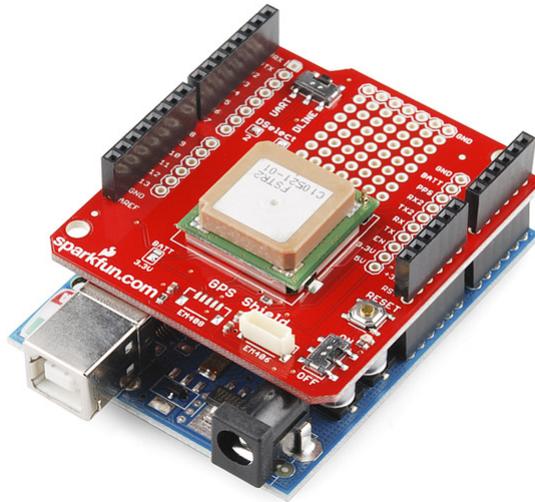
Fonte: Adaptado de Prutchi e Norris (2005)

Uma das características presentes no circuito utilizado para o filtro Notch, é a possibilidade de sua seletividade ser alterada através de uma resistência variável (potenciômetro), evitando que a frequência de corte desejada seja alterada devido a variações de valores de componentes passivos.

3.1.2 GPS e Sensores

Para que seja possível a definição da localização do ciclista em tempo real, é necessário a obtenção das coordenadas geográficas do mesmo. O dispositivo responsável pela obtenção destes parâmetros é o GPS. Para o desenvolvimento da Plataforma de Monitoramento de ciclistas, o modelo escolhido foi o EM406, fabricado pela GlobalSat, e encapsulado em um *Shield* desenvolvido pela SparkFun. A Figura 25 ilustra o EM406 embarcado no *Shield* desenvolvido pela SparkFun.

Figura 25 – EM406 e Shield fabricado pela SparkFun

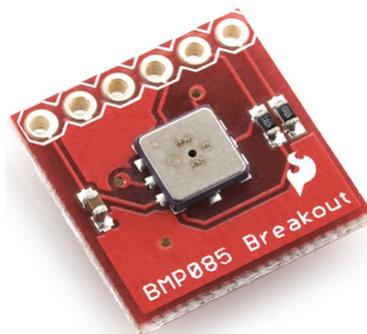


Fonte: Retirado de SparkFun (2016)

A escolha deste dispositivo se deve pela sua capacidade de registrar as coordenadas geográficas, elevação e velocidade, reduzindo o número de sensores necessários para obtenção dos parâmetros a respeito do local onde o ciclista está, além de seu baixo consumo de energia, considerado primordial para maior autonomia do Sistema de Registro de Sinais que acompanhará o atleta.

O sensor de temperatura utilizado foi o BMP085 fabricado pela Bosh, e encapsulado em um *Shield* desenvolvido pela SparkFun. A escolha deste dispositivo foi motivada pelo seu baixo consumo de energia, rápido tempo de resposta, resolução de 0.1 graus Celcius e pela capacidade de medir temperaturas até 85 °C. A figura 26 ilustra o sensor BMP085 encapsulado no *Shield* fabricado pela Sparkfun.

Figura 26 – Módulo do sensor BMP085 fabricado pela Sparkfun



Fonte: Retirado de SparkFun (2015)

3.1.3 Microcontroladores

A conversão Analógica/Digital dos sinais de Eletrocardiograma, GPS e sensores foram realizadas pelo ATmega328p, fabricado pela Microchip, e embarcado na placa de desenvolvimento Arduino Uno. A figura 27 ilustra este dispositivo.

Figura 27 – Arduino Uno



Fonte: Retirado de Arduino (2018)

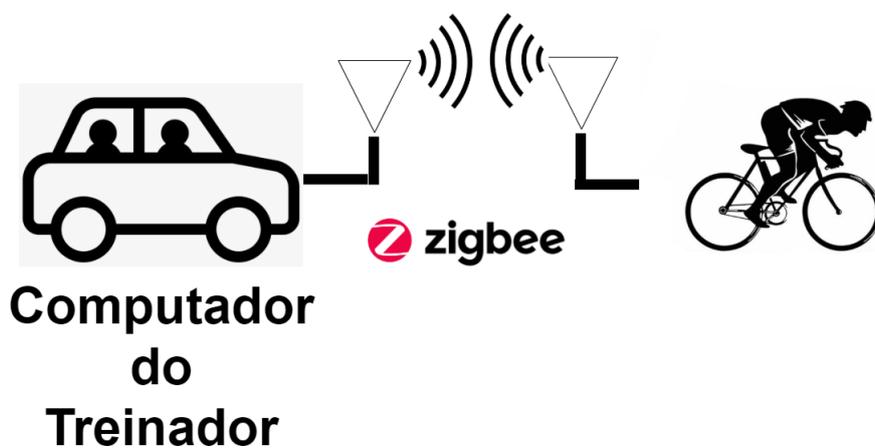
Para a etapa de aquisição dos sinais de Eletrocardiograma, a escolha do Arduino Uno foi motivada pelas características do seu conversor Analógico/Digital. Com um tempo de amostragem da ordem de microssegundos, o conversor analógico do Arduino Uno se mostra eficaz para a conversão Analógica/Digital do Eletrocardiograma. Outro fator levado em consideração para escolha deste dispositivo para a conversão Analógica/Digital do Eletrocardiograma, foi a resolução do conversor do ATmega328p, cujo valor é de 10 bits, atendendo as exigências necessárias para conversão de um sinal de ECG mencionadas na Revisão Bibliográfica.

Para a etapa do sensor de temperatura e GPS, a placa de desenvolvimento Arduino Uno foi escolhida devido a disponibilidade do *Shield* que encapsula o EM406, assim como os protocolos de comunicação seriais utilizados pelo sensor de temperatura estarem disponíveis em seu microcontrolador.

3.2 Sistema de Transmissão e Recepção dos Dados - Comunicação

Os sinais registrados pelo Sistema de Registro devem ser enviados em tempo real e de forma remota ao computador do treinador que acompanha o atleta. A etapa de Transmissão e Recepção dos dados, ilustrada na Figura 28, é responsável pela comunicação entre o Sistema de Registro de Sinais e o de Exibição e Armazenamento dos mesmos.

Figura 28 – Diagrama do Sistema de Transmissão e Recepção dos Dados



Fonte: Do autor

O protocolo de comunicação escolhido foi o Zigbee, cujas características de baixa latência, baixo consumo de energia e infraestrutura de rede simples foram determinantes para a escolha deste protocolo. O dispositivo utilizado foi o Xbee S1, fabricado pela Digi e ilustrado na Figura 29.

Figura 29 – Xbee S1 utilizado



Fonte: Retirado de DIGI (2018)

O Xbee S1 faz uso do protocolo de comunicação serial UART para se comunicar com os microcontroladores, além de ser capaz de realizar transmissões em distâncias de até 1600 metros

em regiões abertas. A comunicação entre o módulo Xbee S1 e o computador é feita através do conversor SparkFun Xbee Explorer, cuja finalidade é realizar a interface entre o protocolo de comunicação UART e o USB, emulando uma porta serial. A figura 30 ilustra o conversor utilizado.

Figura 30 – SparkFun Xbee Explorer

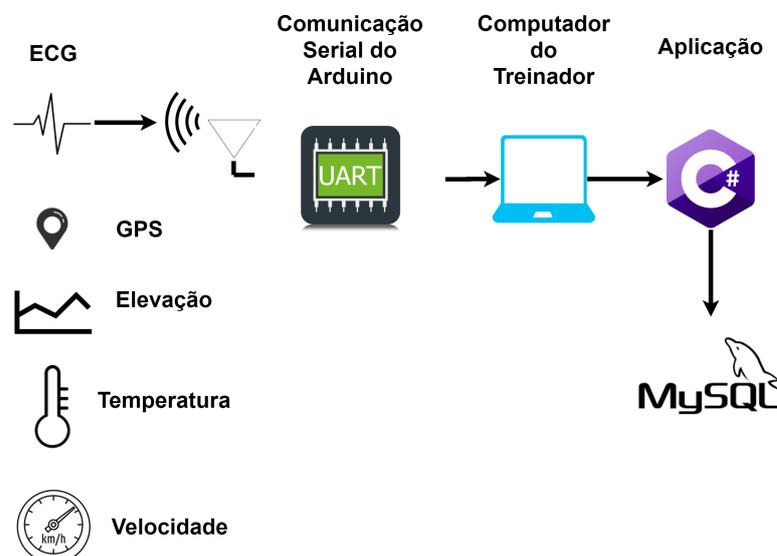


Fonte: Retirado de SparkFun (2018)

3.3 Exibição em Tempo Real e Armazenamento dos Sinais

A última etapa da ferramenta desenvolvida consiste na exibição em tempo real e armazenamento das informações coletadas em uma base de dados. Os sinais que chegam até as portas USB do computador são exibidos em tempo real e armazenados em uma base de dados por uma aplicação com Interface Gráfica. O diagrama ilustrado na Figura 31 representa o sistema de exibição e armazenamento dos sinais.

Figura 31 – Diagrama do Sistema Exibição em Tempo Real e Armazenamento dos Sinais



Fonte: Do autor

3.3.1 Aplicação Desenvolvida em C#

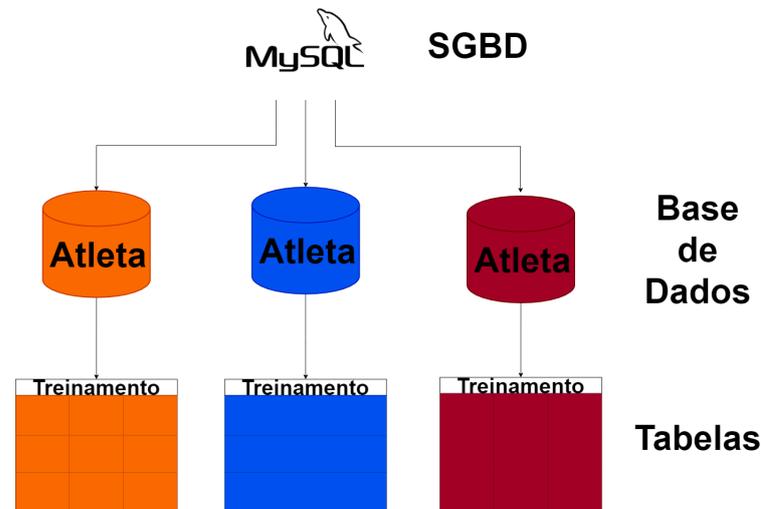
A Interface Gráfica responsável pela exibição em tempo real e armazenamento dos dados foi desenvolvida na linguagem de programação C#. A escolha do C# se deve ao fato de ela ser uma linguagem visual que permite o desenvolvimento de aplicações multiplataformas, podendo ser utilizada para desenvolvimento em plataformas Web, dispositivos móveis e aplicações *desktop*. A aplicação desenvolvida para a Plataforma de Monitoramento de ciclistas fez uso de bibliotecas para exibição de dados e mapas, temporizadores e *Threads*. As *Threads* presentes na aplicação desenvolvida permitem que as tarefas de recepção do sinal de Eletrocardiograma, Sensores e GPS ocorram de forma independente, onde os dados que irão descrever o local onde o ciclista pratica a modalidade são tratados em segundo plano pela aplicação, o que evita a perda de informações do sistema em tempo real.

A aplicação desenvolvida possui duas telas. A primeira, permite ao treinador do ciclista visualizar o Eletrocardiograma, a rota percorrida pelo atleta e os parâmetros de temperatura, elevação, velocidade e distância percorrida, e também os armazena em um banco de dados. A segunda tela é responsável pela leitura dos sinais armazenados no banco de dados do atleta, e realiza a análise da variação da frequência cardíaca em função dos parâmetros de que descrevem o local onde o ciclista estava.

3.3.2 Armazenamento em um Banco de Dados

Para o armazenamento dos dados recebidos pela aplicação desenvolvida, uma base de dados foi implementada. O SGBD utilizado para gerenciamento desta base foi o MySQL, da Oracle Corporation. A escolha deste SGBD se deve ao fato de o MySQL ser um sistema de código aberto e amplamente utilizado. A arquitetura da base de dados implementada levou em consideração que um mesmo ciclista pode realizar uma série de treinamentos em diversas datas e horas. Assim, ao iniciar o treinamento, o treinador do ciclista deve informar à aplicação o nome e idade do atleta, de forma que uma base de dados seja criada para ele. Após a criação desta base de dados, a aplicação cria uma tabela de treinamento que conterá todas as informações coletadas de acordo com a data e hora do início do treinamento. A Figura 32 ilustra este processo.

Figura 32 – Diagrama de Armazenamento dos sinais coletados



Fonte: Do autor

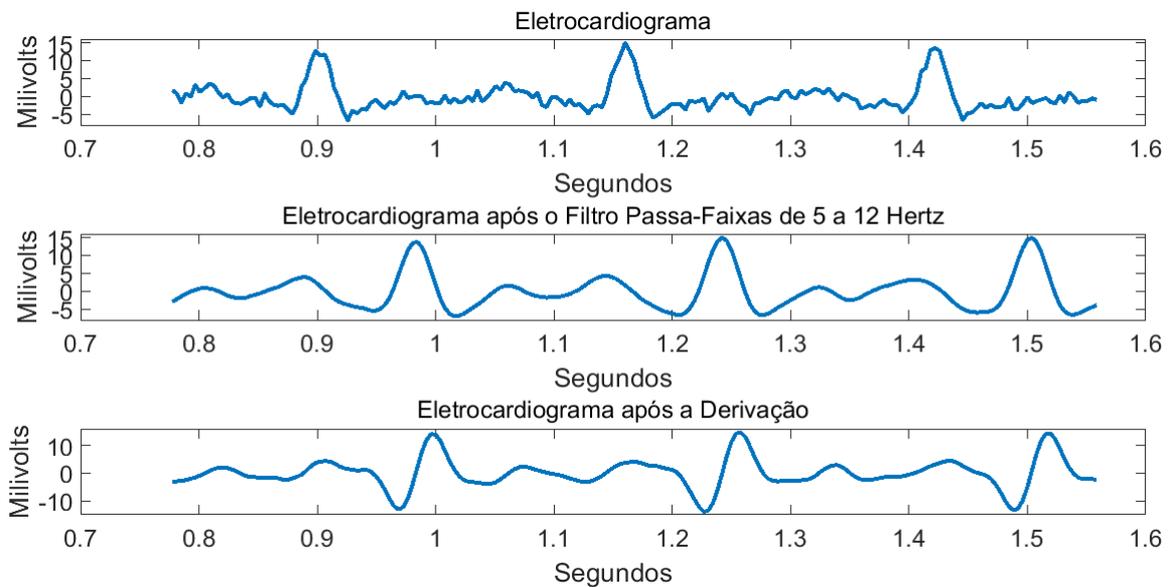
3.3.3 Extração de Características do Eletrocardiograma - Algoritmo de Pan-Tompkins

Os sinais de Eletrocardiograma registrados na base de dados de cada atleta passam por uma análise da variação da frequência cardíaca em função dos parâmetros de temperatura, elevação, velocidade e posição do ciclista. Para que esta análise fosse possível, o Algoritmo de Pan-Tompkins foi implementado junto a segunda tela da aplicação desenvolvida em C#.

Desenvolvido por Pan e Tompkins (1985), o Algoritmo de Pan-Tompkins permite a detecção do complexo QRS do sinal de Eletrocardiograma em tempo real. Para que a detecção seja fidedigna, o algoritmo faz uso de análises digitais baseadas na amplitude, largura e inclinação do sinal de ECG.

Sua implementação é baseada em filtros digitais e processos de ajustes de limiares. Os filtros implementados no algoritmo possuem como função a atenuação de artefatos (ruídos musculares e interferências da rede elétrica). O primeiro filtro implementado pelos autores é do tipo Passa-Faixas, com frequências de corte entre 5 e 12 Hertz, cuja função é atenuar as componentes de frequência indesejadas. Após o processo de filtragem, o sinal passa por uma derivação, para que seja possível encontrar a taxa de variação do Eletrocardiograma em função do tempo. A figura 33 ilustra um sinal de Eletrocardiograma registrado, e os sinais resultantes do processo de filtragem e derivação do Algoritmo de Pan-Tompkins.

Figura 33 – Filtragem e derivação do Eletrocardiograma



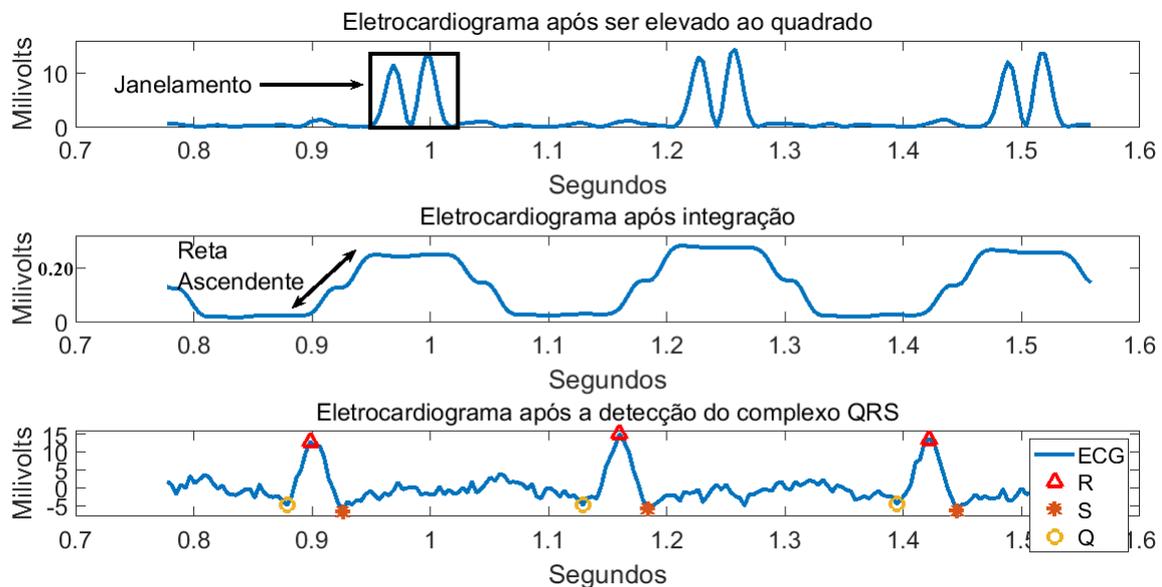
Fonte: Do autor.

O sinal derivado passa por uma elevação ao quadrado de cada amostra, para que assim as componentes provenientes do Eletrocardiograma sejam enfatizadas. Isso se deve ao fato de o ruído, em geral, possuir baixos valores de amplitude, e ao ser elevado ao quadrado, esse valor tende a diminuir ainda mais. O sinal resultante desta operação passa por uma integração utilizando janelas móveis, sendo este processo responsável pela determinação do pico R do Eletrocardiograma e a largura do complexo QRS. O pico R é determinado pela máxima inclinação da reta ascendente obtida pela integração. Em contrapartida, a largura do complexo QRS é igual a duração da reta ascendente em segundos. Durante o processo de integração, o tamanho da janela utilizada é considerada como um fator crucial pelos autores. Esta importância se deve ao fato de que caso seu tamanho seja muito maior do que o complexo QRS, o sinal irá passar a detectar picos referentes ao complexo T do sinal de Eletrocardiograma. Enquanto uma janela muito pequena pode gerar a detecção de falsos positivos do complexo QRS.

Após a integração, o algoritmo passa por uma etapa de ajustes de limiares, possuindo dois valores utilizados na detecção do sinal. Estes limiares são ajustados de acordo com a relação Sinal/Ruído do sinal de Eletrocardiograma, e são atualizados a cada iteração do algoritmo. O primeiro limiar é utilizado para uma detecção normal do complexo QRS, onde para que um valor seja considerado como um pico deste complexo, ele deve ser maior do que o primeiro limiar. O segundo limiar é utilizado para a detecção retroativa do algoritmo. Essa situação ocorre quando em um determinado período de tempo não for detectado nenhum pico do complexo QRS. Assim, o algoritmo faz uma busca nas amostras já registradas no período de tempo sem detecção e verifica os possíveis candidatos a picos pertencentes ao complexo de interesse. Para que um valor analisado seja considerado, ele deve ser maior do que o segundo limiar. A Figura 34 ilustra

os resultados dos processos descritos, assim como o Eletrocardiograma com seus respectivos complexos QRS detectados.

Figura 34 – Elevação ao Quadrado, integração e detecção do complexo QRS



Fonte: Do autor.

A metodologia utilizada no algoritmo implementado permite a detecção do complexo QRS de maneira fidedigna, mesmo o sinal estando em condições ruidosas, o que torna o Algoritmo de Pan-Tompkins uma das principais técnicas utilizadas na literatura científica para extração de características do Eletrocardiograma. Uma vez extraídos, estes parâmetros permitem a determinação da frequência cardíaca, assim como a detecção de inúmeras doenças cardiovasculares (KUMAR et al., 2020).

A referência Jindal et al. (2018) define como frequência cardíaca a relação:

$$FC_{[bpm]} = \frac{60}{RR[s]}$$

Esta equação determina a frequência cardíaca em batimentos por minuto, sendo ela definida pelo período de 60 segundos dividido pelo intervalo de tempo entre dois picos R do ECG. Esta análise permite a detecção de Arritmias, cujos autores Prakash e Ari (2019), Sangaiah, Arumugam e Bian (2020) definem como ritmo cardíaco irregular. Em seus trabalhos, os mesmos autores fazem uso do Algoritmo de Pan-Tompkins para detecção de três tipos de Arritmias, sendo elas:

- Taquicardia Ventricular - Frequência cardíaca entre 102 e 250 batimentos por minuto e largura do complexo QRS maior que 120 milissegundos.

- Taquicardia Sinusal - Frequência cardíaca maior do que 100 batimentos por minuto.
- Bradicardia sinusal - Frequência cardíaca menor do que 60 batimentos por minuto.

3.4 Análise da metodologia

A metodologia empregada na construção da plataforma de monitoramento de ciclistas fez uso de dispositivos capazes de superar os obstáculos de aquisição do sinal cardíaco de um ciclista, mencionados no Capítulo 2, através de um circuito condicionador de sinais construído. Os sensores, microcontroladores e GPS utilizados permitem o registro de informações como elevação, temperatura e posição do atleta durante a prática da modalidade esportiva.

Os sinais registrados são entregues de maneira remota ao computador do treinador em tempo real. Além disso, a escolha de dispositivos de baixo consumo energético permite ao sistema uma maior autonomia, o que torna a plataforma desenvolvida capaz de operar mesmo durante sessões de treinamentos consideradas mais longas.

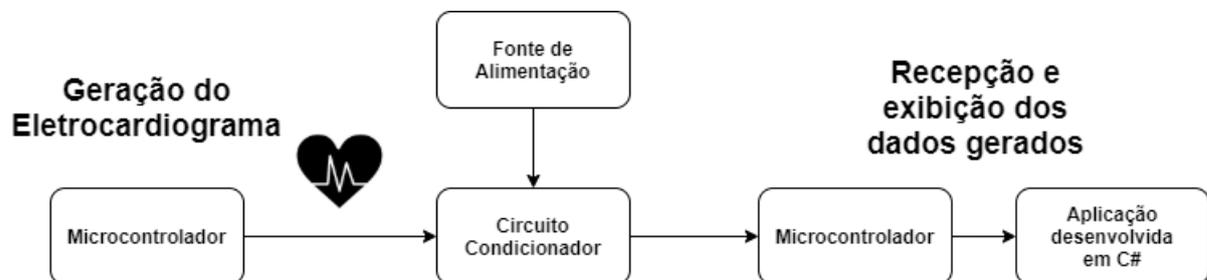
No quesito de análise dos sinais registrados, o Algoritmo de Pan-Tompkins se mostrou uma importante ferramenta de detecção de diversas patologias coronarianas capazes de gerar complicações ao bem estar e saúde de um atleta. Assim, a plataforma construída possibilita ao profissional da medicina esportiva o monitoramento de seu atleta em tempo real.

4 Resultados

4.1 Ensaios

Em virtude da Pandemia de Covid-19 causada pelo vírus Sars-CoV-2, os ensaios realizados na Plataforma de Monitoramento desenvolvida fizeram uso de sinais de Eletrocardiograma gerados por um microcontrolador, cujas frequências variam entre 1 e 2 Hertz, ou seja, entre 60 e 120 batimentos por minuto. Os sinais gerados pelo microcontrolador possuem as mesmas características de um Eletrocardiograma real, sendo elas: Amplitude da ordem de 15 milivolts, baixa Relação Sinal/Ruído e duração dos complexos P, Q, R, S e T em milissegundos. Os dados de GPS, elevação e temperatura simulam uma rota saindo do bairro República até o Campus da Universidade Federal de Ouro Preto da cidade de João Monlevade. A realização dos ensaios utilizando essa metodologia garante o cumprimento dos protocolos de segurança propostos pela Organização Mundial da Saúde, respeitando assim, o período de Distanciamento Social, onde ensaios com voluntários são considerados inviáveis. A Figura 35 ilustra a configuração utilizada nos testes realizados.

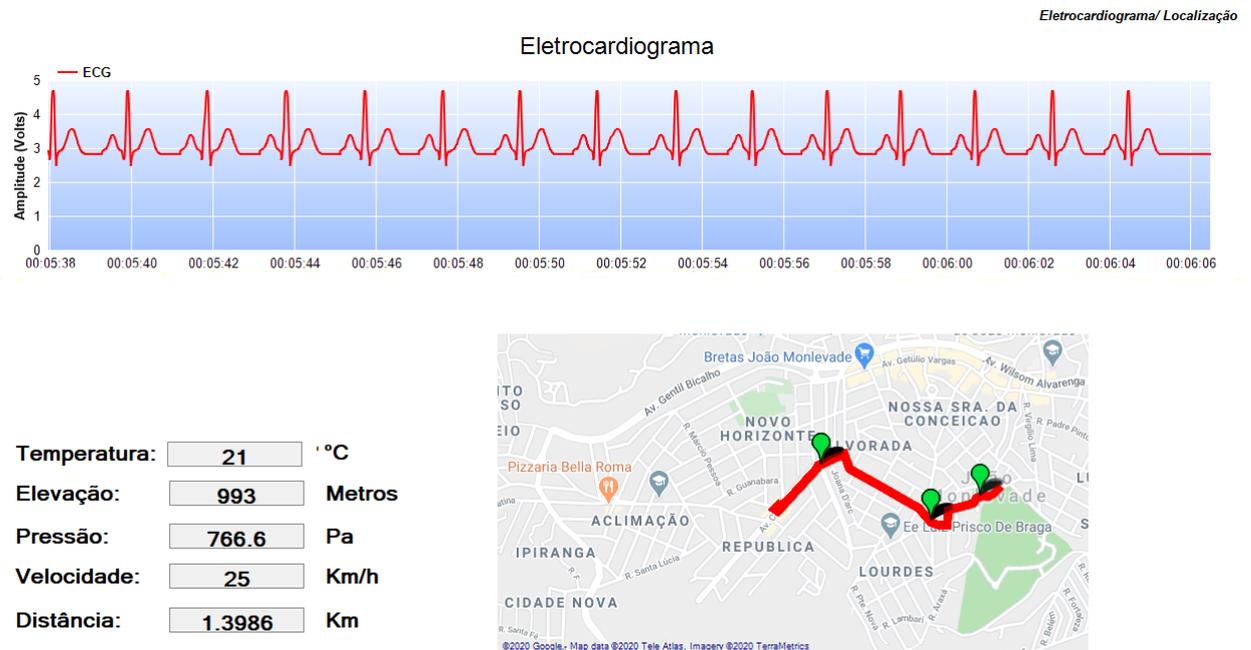
Figura 35 – Configuração para realização dos ensaios



Fonte: Do autor.

As informações transmitidas ao computador são exibidas na primeira tela da aplicação desenvolvida, permitindo ao treinador escolher trechos do percurso onde deseja analisar a frequência cardíaca do atleta através de um clique no mapa durante a prática do ciclismo. O local demarcado pelo treinador recebe um marcador da cor verde, cuja finalidade é indicar que aquele é um ponto de interesse de análise. A Figura 36 ilustra os dados sendo exibidos em tempo real, assim como os pontos marcados para análise da frequência cardíaca.

Figura 36 – Exibição dos sinais registrados em Tempo Real.



Fonte: Do autor.

As informações exibidas pela primeira tela da aplicação são armazenadas em uma base de dados, onde cada tabela contém as informações do treinamento do ciclista. A segunda tela da aplicação desenvolvida é responsável pela extração dos dados do treinamento e, através do Algoritmo de Pan-Tompkins, detectar o complexo QRS do Eletrocardiograma, calcular a frequência cardíaca ao longo do percurso demarcado e exibir os dados de temperatura, elevação, velocidade e rota percorrida de forma gráfica.

4.1.1 Frequência Cardíaca em 60 Batimentos por Minuto

O primeiro ensaio realizado consistiu na aplicação de um sinal de Eletrocardiograma de frequência igual a 1 Hertz (60 bpm) nas entradas do Circuito Condicionador de Sinais presente no Sistema de Registros dos Sinais. Um ponto de interesse foi demarcado, cuja finalidade é informar à ferramenta a necessidade de realizar a extração de características do Eletrocardiograma para um período de tempo antes e depois da demarcação deste ponto de interesse. A Figura 37 ilustra os resultados obtidos e exibidos pela segunda tela da aplicação desenvolvida.

Figura 37 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 60 batimentos por minuto.



Fonte: Do autor.

Verifica-se que o Algoritmo de Pan-Tompkins realizou a detecção do complexo QRS do Eletrocardiograma, permitindo o cálculo da frequência cardíaca no período de tempo demarcado como de interesse para análise. Os dados de temperatura, elevação e velocidade foram exibidos de forma gráfica, assim como a rota simulada, cujo o início do percurso é demarcado com o marcador azul, o ponto de interesse de análise na cor verde e o final da rota na cor vermelha.

4.1.2 Frequência Cardíaca em 80 Batimentos por Minuto

O segundo ensaio realizado consistiu na aplicação de um sinal de Eletrocardiograma com frequência de aproximadamente 1,3 Hertz (80 bpm) nas entradas do Circuito Condicionador de Sinais do Sistema de Registro. Novamente, um ponto de interesse foi demarcado, cuja finalidade se assemelha ao do primeiro ensaio. A Figura 38 ilustra os resultados obtidos e exibidos pela segunda tela da aplicação desenvolvida.

Figura 38 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 80 batimentos por minuto.



Fonte: Do autor.

Assim como no primeiro ensaio realizado, o Algoritmo de Pan-Tompkins foi capaz de realizar a detecção do complexo QRS do Eletrocardiograma. Da mesma forma, a frequência cardíaca para o trecho de análise foi calculada e exibida de forma gráfica junto dos dados de temperatura, elevação, velocidade e rota simulada para o ensaio realizado.

4.1.3 Frequência Cardíaca em 120 Batimentos por Minuto

No último ensaio realizado, um sinal de Eletrocardiograma com frequência igual a 2 Hertz (120 bpm) foi aplicado às entradas do Circuito Condicionador de Sinais. Assim como nos primeiros dois ensaios, um ponto de análise foi demarcado para informar ao sistema a necessidade da obtenção da frequência cardíaca. A Figura 39 ilustra os resultados obtidos e exibidos pela segunda tela da aplicação desenvolvida.

Figura 39 – Extração de características do Eletrocardiograma com frequência igual a 120 batimentos por minuto.



Fonte: Do autor.

De maneira similar aos dois primeiros ensaios, o Algoritmo de Pan-Tompkins também realizou a detecção do complexo QRS do Eletrocardiograma e permitiu o cálculo da frequência cardíaca. Os dados que descrevem parâmetros a respeito do local, assim como nos dois primeiros ensaios, foram exibidos de forma gráfica.

4.2 Discussão

Os ensaios realizados permitiram verificar as funcionalidades da Plataforma Desenvolvida. O sinal de Eletrocardiograma coletado pelo Sistema de Registro de Sinais teve seus obstáculos de aquisição superados pelo Circuito Condicionador projetado, permitindo ao sistema a exibição e armazenamento de um sinal cujas características trazem importantes informações sobre a condição do ciclista que será monitorado.

No que tange à extração de características do Eletrocardiograma registrado, o Algoritmo de Pan-Tompkins realizou a detecção do complexo QRS do ECG, onde através da determinação da localização dos picos que correspondem a este complexo, a frequência cardíaca foi calculada e exibida ao longo do tempo, apresentando valores condizentes aos dos sinais de entrada aplicados no Sistema de Registro de Sinais (60, 80 e 120 bpm). As informações que descrevem o local onde o ciclista pratica a modalidade esportiva foram exibidas de forma gráfica, o que permite ao profissional da medicina esportiva realizar a análise da frequência cardíaca ao longo do tempo em função destes parâmetros.

A aplicação desenvolvida para exibição, armazenamento e extração das características do Eletrocardiograma se mostrou eficaz, uma vez que a utilização de *Threads* permitiram o tratamento em segundo plano das informações recebidas por GPS e sensor de temperatura, evitando perdas de amostras durante o processo de exibição em tempo real e armazenamento na base de dados.

De modo geral, os resultados obtidos através dos ensaios realizados permitem afirmar que a plataforma desenvolvida é capaz de cumprir os objetivos propostos para seu projeto, permitindo não somente a exibição de todas as informações a respeito do ciclista em tempo real, como também possibilitando a detecção de patologias ligadas à variação da frequência cardíaca citadas pelas referências deste trabalho.

5 Conclusões e Sugestões

Por meio dos estudos realizados acerca do Eletrocardiograma, é possível concluir que este sinal apresenta uma certa complexidade em sua aquisição. Isto se deve a sua baixa amplitude, implicando em uma baixa Relação Sinal/Ruído, o que torna necessário Circuitos de Condicionamento para seu registro. Este circuito deve ser projetado de forma que todos os obstáculos para aquisição do ECG sejam superados. Entretanto, em Sistemas de Monitoramento em Tempo Real, cuja finalidade é monitorar práticas esportivas que possam ocorrer em áreas abertas, o Circuito Condicionador que, em sua composição, possui filtros que utilizam componentes passivos, pode sofrer alterações em parâmetros, como a frequência de corte destes filtros. Esta variação pode ser tanto devido à tolerância dos componentes utilizados quanto à variações de temperaturas no ambiente onde a prática esportiva ocorre.

Tratando-se da conversão Analógica/Digital dos sinais registrados por um Sistema de Monitoramento em Tempo Real, a escolha do conversor digital que respeite o Teorema da Amostragem de Nyquist e a resolução mínima para conversão é primordial, pois evita que perdas de amostras ocorram no processo de conversão e prejudiquem a representação dos sinais monitorados. Do ponto de vista das aplicações para monitoramento em tempo real, estas devem possuir uma implementação otimizada. Isto se deve ao fato de que um grande número de informações chegam as essas aplicações e necessitam ser exibidas ao usuário.

Algumas possíveis etapas futuras para o desenvolvimento deste trabalho podem ser citadas:

- Realização de testes em voluntários, uma vez que devido ao período de pandemia da Covid-19, os ensaios realizados fizeram uso de sinais gerados através de microcontroladores, para que as normas de distanciamento social fossem cumpridas.
- Implementação do Algoritmo de Pan-Tompkins para detecção em tempo real do complexo QRS.
- Desenvolvimento de uma etapa de interação entre treinador e o ciclista. Esta etapa tem como objetivo o envio de comandos por parte do treinador para que o ciclista diminua, aumente ou até mesmo pare a prática esportiva de acordo com suas condições fisiológicas.

Referências

- AGUIRRE, L. *Fundamentos De Instrumentação*. [S.l.]: PEARSON BRASIL, 2013. ISBN 9788581431833.
- ALEXANDER, C.; SADIKU, M.; NASCIMENTO, J. D. *Fundamentos De Circuitos Elétricos Com Aplicações*. [S.l.]: MCGRAW HILL - ARTMED, 2013. ISBN 9788580551723. 9
- ANALOG DEVICES. *Folha de dados AD620*,. [S.l.], 2018. 24
- ANALOG DEVICES. *Folha de dados AD8221*,. [S.l.], 2018.
- ARDUINO. *Arduino Uno Rev3*. 2018. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>>. 28
- AZEVEDO, L. F. et al. Características cardíacas e metabólicas de corredores de longa distância do ambulatório de cardiologia do esporte e exercício, de um hospital terciário. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, p. 17 – 25, 2007. 2
- BRASIL, G. F. do. *Cerca de 300 mil brasileiros morrem de doenças cardiovasculares por ano*. 2017. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/noticias/saude/2017/09/cerca-de-300-mil-brasileiros-morrem-de-doencas-cardiovasculares-por-ano>>. 1
- BRASIL, M. da S. *Dia Mundial do Coração: saiba como prevenir doenças cardíacas*". 2012. Disponível em: <<http://www.blog.saude.gov.br/index.php/servicos/31178-dia-mundial-do-coracao-saiba-como-prevenir-doencas-cardiacas>>.
- BRONZATTO, H.; SILVA, R. d.; STEIN, R. Morte súbita relacionada ao exercício. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, p. 163 – 169, 2001. 1
- BURKOW-HEIKKINEN, L. Non-invasive physiological monitoring of exercise and fitness. *Neurological Research*, Taylor & Francis, v. 33, n. 1, p. 3–17, 2011. 3
- CARDIOLOGIA, S. B. de. *Cardiômetro. Mortes por doenças cardiovasculares no brasil*. 2020. Disponível em: <<http://www.cardiometro.com.br/>>. 1
- COSTA, V. et al. Efeitos do treinamento intervalado em variáveis fisiológicas e na performance de ciclistas competitivos. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, Elsevier, v. 7, n. 2, p. 83–89, 2014. 1
- COSTA, V. P.; OLIVEIRA, F. R. d. A resposta de frequência cardíaca durante as competições de "mountain bike cross-country". *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, SciELO Brasil, v. 24, n. 3, p. 379–387, 2010. 1, 2
- DENADAI, B. S. A.; RUAS, V. A.-c. D. d. A. A.; FIGUEIRA, T. R. Efeito da cadência de pedalada sobre as respostas metabólica e cardiovascular durante o exercício incremental e de carga constante em indivíduos ativos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, scielo, v. 11, n. 2, p. 83–89, 2005. 1
- DIAS, M. R.; LIMA, J. R.; NOVAES, J. d. S. Cadência de pedalada no ciclismo: uma revisão de literatura. *Motricidade*, Revista Motricidade/Edições Desafio Singular, v. 3, n. 1, p. 270–278, 2007. 2

- DIGI. *Digi XBee® 802.15.4*. 2018. Disponível em: <<https://www.digi.com/products/xbee-rf-solutions/2-4-ghz-modules/xbee-802-15-4>>. 18, 29
- DUBIN, D.; SILVEIRA, I. da. *Interpretação rápida do ecg: ... um curso programado*. [S.l.]: Editora de Publicações Científicas, 2001. 6, 7, 8
- ELMASRI, R.; NAVATHE, S. *Sistemas de banco de dados*. [S.l.]: PEARSON BRASIL, 2011. ISBN 9788579360855. 18, 19
- GARMINBRASIL. *Edge 1030 - Bike Computer*. 2018. Disponível em: <<https://buy.garmin.com/pt-BR/BR/p/567991>>. 3
- GHORAYEB, N. e. a. Morte súbita de atletas: fato novo?. *Arq. Bras. Cardiol.*, v. 89, n. 6, p. 169–170, dec 2007. 1
- HADIYOSO, S.; USMAN, K.; RIZAL, A. Arrhythmia detection based on ecg signal using android mobile for athlete and patient. In: *2015 3rd International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 166–171.
- INSTRUMENTS, N. *Aquisição de sinais analógicos: largura de banda, teorema de amostragem de Nyquist e aliasing*. 2019. Disponível em: <<https://www.ni.com/pt-br/innovations/white-papers/06/acquiring-an-analog-signal--bandwidth--nyquist-sampling-theorem-.html>>. 16
- Jindal, B. et al. Matlab based gui for ecg arrhythmia detection using pan-tompkin algorithm. In: *2018 Fifth International Conference on Parallel, Distributed and Grid Computing (PDGC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 754–759. 34
- KATAPALLY, T. R.; BHAWRA, J.; PATEL, P. A systematic review of the evolution of GPS use in active living research: A state of the evidence for research, policy, and practice. *Health & Place*, Elsevier BV, v. 66, p. 102453, nov 2020. 17
- KUMAR, A. et al. An intelligent learning approach for improving ecg signal classification and arrhythmia analysis. In: . [S.l.: s.n.], 2020. v. 103, p. 101788. ISSN 0933-3657. 34
- LISSNER, S. et al. GPS-data in bicycle planning: “which cyclist leaves what kind of traces?” results of a representative user study in germany. *Transportation Research Interdisciplinary Perspectives*, Elsevier BV, v. 7, p. 100192, sep 2020. 17
- MALVINO, A. *Eletrônica (v.2)*. [S.l.]: McGraw Hill Brasil, 2009. ISBN 9788580550047. 11, 25
- MASSOOMI, M. R.; HANDBERG, E. M. Increasing and evolving role of smart devices in modern medicine. *European Cardiology Review*, Radcliffe Cardiology, v. 14, n. 3, p. 181, 2019. 3
- MICROCHIP. *ATmega328p*. 2018. Disponível em: <<https://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega328p>>. 15
- MITSUI, S.; TANAKA, F.; KISHINAMI, T. Design method of tool database for real time tool management system. In: *Advancement of Intelligent Production*. [S.l.]: Elsevier, 1994. p. 120–125. 19
- MURUGAN, K.; RAMESH, R. Electrocardiogram signal analysis using zoom fft. In: *2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 1–4. ISSN 2326-7771.

- NGUYEN, M. H. et al. Reviewing trip purpose imputation in GPS-based travel surveys. *Journal of Traffic and Transportation Engineering (English Edition)*, Elsevier BV, v. 7, n. 4, p. 395–412, aug 2020. 17
- NÓBREGA, A. C. L. d. et al. Diretriz em cardiologia do esporte e do exercício da sociedade brasileira de cardiologia e da sociedade brasileira de medicina do esporte. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, SciELO Brasil, v. 100, n. 1, p. 1–41, 2013. 1
- OMS. *Doenças cardiovasculares*. 2017. Disponível em: <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=839>. 1
- OUYANG, G.; ZHAO, Y. An application of ieee802.15.4/zigbee simulation model. In: *2016 3rd International Conference on Systems and Informatics (ICSAI)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 674–679. 17
- Pan, J.; Tompkins, W. J. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32, n. 3, p. 230–236, 1985. 32
- PERTENCE, A. *Amplificadores operacionais e filtros ativos: teoria, projetos, aplicacoes e laboratorio*. [S.l.]: ARTMED, 2003. ISBN 9788536301907. 9, 10, 11, 12, 13, 14
- PETKOWICZ, R. de O. Coração de atleta e morte súbita. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul*, p. 1–3, 2004. 1
- POLAR. *Ciclocomputador com GPS Polar V650*. 2018. Disponível em: <<https://www.polar.com/br/produtos/pro/V650>>. 3
- PRAKASH, A. J.; ARI, S. A system for automatic cardiac arrhythmia recognition using electrocardiogram signal. In: *Bioelectronics and Medical Devices*. [S.l.]: Elsevier, 2019. p. 891–911. 34
- 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.]: Wiley, 2005. ISBN 9780471681830. 6, 7, 9, 11, 13, 14, 16, 24, 26
- PRUTKIN, J. M.; WILSON, M. G. Electrocardiography in athletes: normal and abnormal findings. *Heart*, BMJ Publishing Group Ltd and British Cardiovascular Society, v. 104, n. 23, p. 1902–1909, 2018. 3
- REVERTER, F. Interfacing sensors to microcontrollers. In: *Smart Sensors and MEMs*. [S.l.]: Elsevier, 2018. p. 23–55. 16, 18
- SANGAIAH, A. K.; ARUMUGAM, M.; BIAN, G.-B. An intelligent learning approach for improving ECG signal classification and arrhythmia analysis. *Artificial Intelligence in Medicine*, Elsevier BV, v. 103, p. 101788, mar 2020. 34
- SIEBRA, F. B. A.; FEITOSA, G. S. Morte súbita em atletas: Fatores predisponentes e preventivos. *Revista Brasileira de Clínica Médica*, p. 1–7, 2008. 1
- SIMÃO, A. F. et al. I diretriz brasileira de prevenção cardiovascular. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, SciELO Brasil, v. 101, n. 6, p. 1–63, 2013. 1
- SMITH, D. Introduction to the PIC microcontroller. In: *PIC in Practice*. [S.l.]: Elsevier, 2008. p. 1–10. 15, 16

- SPARKFUN, E. *Barometric Pressure Sensor - BMP085 Breakout*. 2015. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/retired/9694>>. 27
- SPARKFUN, E. *GPS Shield Hookup Guide*. 2016. Disponível em: <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/gps-shield-hookup-guide/all>>. 27
- SPARKFUN, E. *SparkFun XBee Explorer USB*. 2018. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/11812>>. 30
- SURESH, N.; SASILATHA, T. Improved performance of fft based cardiac analyzer using advanced booth algorithm. In: *2016 2nd International Conference on Advances in Electrical, Electronics, Information, Communication and Bio-Informatics (AEEICB)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 656–659. 5, 11
- TEXAS INSTRUMENTS. *Folha de dados OP07*. [S.l.], 2014. 9
- TEXAS INSTRUMENTS. *FilterPro*. 2018. 14, 15, 25
- THALER, M. *ECG Essencial - 7ed.* [S.l.: s.n.], 2016. ISBN 9788565852760. 5, 6, 7, 8
- TOULSON, R.; WILMSHURST, T. Wireless communication – bluetooth and zigbee. In: *Fast and Effective Embedded Systems Design*. [S.l.]: Elsevier, 2017. p. 257–290. 17
- VIEIRA, M. E. M.; GONÇALVES, V. C. *Medidor de potência fisiológica para ciclistas: desenvolvimento do protótipo*. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015. 2
- WILLIAMS, E. et al. Electrocardiogram interpretation in the athlete. *Herzschrittmachertherapie+Elektrophysiologie*, Springer, v. 23, n. 2, p. 65–71, 2012. 3
- WILMSHURST, T. Tiny computers, hidden control. In: *Designing Embedded Systems with PIC Microcontrollers*. [S.l.]: Elsevier, 2010. p. 3–23. 15
- ZWIFT. *WAHOO KICKR SMART BIKE*. 2020. Disponível em: <<https://www.zwift.com/shop/wahoo-kickr-bike-learn>>. 3

Apêndices

APÊNDICE A – Algoritmo de Pan-Tompkins implementado na Linguagem C#

```
private void PanTompkins(List<double> dataSeriesA)
{
    var lp = new double[13] { 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 5.0,
        4.0, 3.0, 2.0, 1.0, 0.0, 0.0 };
    var data = dataSeriesA.ToArray();
    var media = data.Average();
    for (int i = 0; i < data.Length; i++)
    {
        data[i] = data[i] - media;
    }
    for (int i = 0; i < data.Length; i++)
    {
        data[i] = data[i] / Convert.ToDouble(data.Max());
    }
    var x2 = Conv(data, lp);
    var max_x2 = x2.Max();
    for (int i = 0; i < x2.Length; i++)
    {
        x2[i] = x2[i] / max_x2;
    }
    var hp = new double[33];
    for (int i = 0; i <= 15; i++)
    {
        hp[i] = -1.0;
    }
    hp[16] = 31.0;
    for (int i = 17; i < 32; i++)
    {
        hp[i] = -1.0;
    }
    hp[32] = 0.0;
}
```

```
var x3 = Conv(x2, hp);
var max_x3 = x3.Max();
for (int i = 0; i < x3.Length; i++)
{
    x3[i] = x3[i] / max_x3;
}
var h = new double[5] { -1.0, -2.0, 0.0, 2.0, 1.0 };
for (int i = 0; i < h.Length; i++)
{
    h[i] = h[i] / 8.0;
}
var x4_aux = Conv(x3, h);
List<int> indices = new List<int>();
for (int i = 0; i < dataSeriesA.Count; i++)
{
    indices.Add(2 + i);
}
var x4 = new double[indices.Count];
for (int i = 0; i < x4.Length; i++)
{
    x4[i] = x4_aux[indices[i]];
}
var x5 = new double[x4.Length];
var max_x4 = x4.Max();
for (int i = 0; i < x4.Length; i++)
{
    x4[i] = x4[i] / max_x4;
    x5[i] = Math.Pow(x4[i], 2);
}
var max_x5 = x5.Max();
for (int i = 0; i < x5.Length; i++)
{
    x5[i] = x5[i] / max_x5;
}
double[] h1 = new double[31];
for (int i = 0; i < 31; i++)
{
    h1[i] = 1.0 / 31.0;
}
```

```
var x6_aux = Conv(x5, h1);
List<int> indices1 = new List<int>();
for (int i = 0; i < dataSeriesA.Count; i++)
{
    indices1.Add(15 + i);
}
var x6 = new double[indices1.Count];
for (int i = 0; i < x6.Length; i++)
{
    x6[i] = x6_aux[indices1[i]];
}
var max_x6 = x6.Max();
for (int i = 0; i < x6.Length; i++)
{
    x6[i] = x6[i] / max_x6;
}
var max_h = Convert.ToDouble(x6.Max());
var thresh = x6.Average();
List<int> poss_reg = new List<int>();
for (int i = 0; i < x6.Length; i++)
{
    if (x6[i] > thresh * max_h)
    {
        poss_reg.Add(1);
    }
    else
    {
        poss_reg.Add(0);
    }
}
List<int> left = new List<int>();
List<int> right = new List<int>();
List<double> x1 = dataSeriesA.ToList();
left = diff(poss_reg, 1);
for (int i = 0; i < left.Count; i++)
{
    left[i] = left[i] - (6 + 16);
}
```

```
right = diff(poss_reg, 2);
for (int i = 0; i < right.Count; i++)
{
    right[i] = right[i] - (6 + 16);
}
R_loc = new int[left.Count];
Q_loc = new int[left.Count];
S_loc = new int[left.Count];
for (int i = 0; i < left.Count; i++)
{
    int cont = right[i] - left[i];
    List<double> aux = new List<double>();
    if (cont > 0 && left[i] > 0)
    {
        aux = x1.GetRange(Convert.ToInt32(left[i]), cont);
        double val = aux.Max();
        int rloc = aux.IndexOf(val);
        rloc = rloc - 1 + left[i];
        R_loc[i] = rloc;
        List<double> aux1 = new List<double>();
        cont = R_loc[i] - left[i];
        if (left[i] > 0 && cont > 0)
        {
            aux1 = x1.GetRange(Convert.ToInt32(left[i]), cont);
            val = aux1.Min();
            int qloc = aux.IndexOf(val);
            qloc = qloc - 1 + left[i];
            Q_loc[i] = qloc;
            val = aux.Min();
            int sloc = aux.IndexOf(val);
            sloc = sloc - 1 + left[i];
            S_loc[i] = sloc;
        }
    }
}
```



ANEXO X - TERMO DE RESPONSABILIDADE

O texto do trabalho de conclusão de curso intitulado “Desenvolvimento de uma plataforma para monitoramento de ciclistas em tempo real” é de minha inteira responsabilidade. Declaro que não há utilização indevida de texto, material fotográfico ou qualquer outro material pertencente a terceiros sem a devida citação ou consentimento dos referidos autores.

João Monlevade, 08 de Dezembro de 2020 .

Roberson de P. Alencar

Nome completo do(a) aluno(a)