



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

JOÃO LUIZ DE DEUS HOLANDA VALENÇA

**SISTEMA EM TEMPO REAL DE ELETROCARDÍOGRAFO SEM FIO E
DE BAIXO CUSTO**

RECIFE

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

JOÃO LUIZ DE DEUS HOLANDA VALENÇA

**SISTEMA EM TEMPO REAL DE ELETROCARDÍOGRAFO SEM FIO E
DE BAIXO CUSTO**

Monografia apresentada ao Centro de Informática (CIN) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), como requisito parcial para conclusão do Curso de Engenharia da Computação, orientada pelo professor Djamel Fawzi Hadj Sadok e coorientada por Andrea Maria Nogueira Cavalcanti Ribeiro.

RECIFE

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE INFORMÁTICA
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO

JOÃO LUIZ DE DEUS HOLANDA VALENÇA

**SISTEMA EM TEMPO REAL DE ELETROCARDÍOGRAFO SEM FIO E
DE BAIXO CUSTO**

Monografia submetida ao corpo docente da Universidade Federal de Pernambuco, defendida e aprovada em 13 de Dezembro de 2017.

Banca Examinadora:

Djamel Fawzi Hadj Sadok

Doutor

Orientador

Abel Guilhermino da Silva Filho

Doutor

Examinador

Dedico este trabalho a minha mãe, Maria de Fátima, e a minha Avó, Lúcia, por serem tão guerreiras e passarem esse dom para mim.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a minha família, principalmente minha mãe, Maria de Fatima, minhas irmãs, Marília e Marianna, minha tia, Eugênia e meu tio, Fernando e minha avó, Lúcia, por ter me dado apoio, incentivo e muito amor.

Gostaria de agradecer também ao meu orientador, Djamel Fawzi Hadj Sadok, minha coorientadora, Andrea Maria Nogueira Cavalcanti Ribeiro, a professora, Judith Kelner, ao Dr. José Henrique e ao meu companheiro de pesquisa, Léo Botler, que, mesmo com pouco tempo que lhes coube, ajudaram com correções, orientações, incentivos e, claro, bastante paciência.

Por fim gostaria também de deixar minha gratidão a esta universidade e todos os professores envolvidos, já que me ofereceram boa infraestrutura e boa parte do conhecimento que tenho hoje.

“A visão é o mais avançado dos nossos sentidos,
de forma que não é de surpreender que as
imagens exerçam o papel mais importante na
percepção humana.”
Rafael C. Gonzalez

RESUMO

Visto a grande quantidade de óbito por doenças cardíacas, a crescente popularidade de dispositivos sem fio na área médica e a necessidade de analisar e acompanhar o sinal cardíaco em tempo real para ajudar a diagnosticar doenças, este trabalho visa propor um dispositivo Eletrocardiógrafo (ECG) sem fio, de baixo custo e confiável, que possa ser facilmente transportado, provendo uma maior praticidade de uso e comodidade ao paciente. Como parte do trabalho, uma arquitetura cliente servidor e dois métodos simples e eficazes para tratamento de perda de pacotes foram definidos. Para validação do sistema foram realizadas três análises estatísticas dos métodos e uma avaliação geral do sistema realizando a comparação entre o sistema proposto e diferentes formas de analisar a frequência cardíaca, já consolidado na área médica, como: dispositivo sonar, oxímetro e o método auscultação cardíaca. Com este trabalho foi concluído que é possível construir um dispositivo ECG sem fio de baixo custo e que os métodos propostos têm alta eficácia, já que os mesmos apresentam baixa distorção no sinal e variância da frequência cardíaca.

Palavras-chave: eletrocardiograma (ECG), sistema em tempo real, dispositivo sem fio, transformada rápida de Fourier (FFT), perdas de pacotes.

ABSTRACT

Considering the great amount of death caused by heart disease, the increasing popularity of wireless devices in the medical field and the need to analyze and monitor the cardiac signal in real time to help diagnose diseases. This work aims to propose a wireless, low cost and reliable electrocardiograph (ECG) device that can be easily transported, providing more practicality and comfort to the patient. As part of the work, a client server architecture and two simple and effective methods for packet loss handling have been defined. In order to validate the system, three statistical approaches and analyzes of the methods and a general evaluation of the system were carried out, comparing the proposed system and other consolidated ways of analyzing the heart rate in the medical field, such as: sonar device, oximeter and cardiac auscultation . Within this work, it was concluded that it is possible to build a low cost wireless ECG device and that the proposed methods have high efficacy since they present low distortion and variance.

Keywords: electrocardiogram (ECG), real time system, wireless device, fast Fourier transform (FFT), packet loss.

Sumário

1. Introdução.....	20
1.1. Motivação.....	20
1.2. Objetivos	20
1.3. Estrutura do Documento.....	21
2. Fundamentação Teórica.....	22
2.1. Amplificador Operacional	22
2.2. Amplificador de Instrumentação	22
2.3. Filtros.....	23
2.4. Distorção do Sinal.....	24
2.5. Variância.....	25
2.6. Teste de Hipótese para a Média de uma População com Variância Conhecida	25
2.7. Interferências Eletromagnéticas	26
2.8. Threads e Compartilhamento de Dados entre Threads.....	26
2.9. Dispositivos Eletrocardiógrafos.....	27
2.10. Sistema de Derivação e Morfologia do Sinal Cardíaco.....	28
2.11. Cálculo da Frequência Cardíaca	30
3. Estado da Arte	31
4 Métodos para Minimizar o Impacto Gerado pela Perda de Pacotes	33
4.1 Método Ignora as Perdas	34
4.2 Método repete o Último Pacote	35
4.3 Método Amostra com Tempo	36
5 Dispositivo ECG.....	37
5.1 Módulo Sensor	38
5.2 Módulo Receptor	40
5.3 Aplicação	41
6 Experimentos e Resultados.....	44
6.1 Experimento Valida Métodos.....	44
6.2 Experimento Valida Dispositivo ECG.....	46
6.3 Resultado das Variâncias Obtidas Usando o Experimento Valida métodos	47
6.4 Resultados da Análise de Distorção dos Sinais	50
6.5 Teste de Hipótese.....	50
6.6 Comparação entre o Sistema Proposto neste Trabalho e os Métodos de Auscultação, Ultrassom e Oximetria	51

6.7	Tamanho do Módulo Sensor	52
6.8	Consumo do Módulo Sensor	53
6.9	Custos do Sistema	53
7	Conclusões e Trabalhos Futuros.....	55
7.1	Contribuições	55
7.2	Dificuldades Encontradas	56
7.3	Trabalhos Futuros.....	56
8	Bibliografia	57

Lista de Figuras

Figura 1. Circuito de um amplificador de instrumentação que utiliza AOPs comuns. Imagem adaptada de [16].	23
Figura 2. Transformada rápida de Fourier (FFT) de um sinal com soma de harmônicos e uma frequência de 2Hz.	25
Figura 3 Eletrocardiógrafo Cardiotouch 3000. Imagem adaptada de [24].	27
Figura 4. Posicionamento dos eletrodos idealizado por Einthoven e a representação visual das ondas em cada derivação. Imagem adaptada de [9].	29
Figura 5. Forma do sinal cardíacos com suas componentes, segmentos e intervalos. Adaptado de [9].	30
Figura 6. Sinal cardíaco entre dois picos.....	33
Figura 7. Máquina de estados do método repete o último pacote.	35
Figura 8. Máquina de estados do método amostra com tempo.	36
Figura 9. Arquitetura geral do sistema.	37
Figura 10. Arquitetura do módulo sensor.....	38
Figura 11. Fluxograma do circuito de aquisição do sinal cardíaco.	39
Figura 12. Arquitetura geral do módulo receptor.	40
Figura 13. Interface da aplicação monitoramento instantâneo.	41
Figura 14. Funcionalidade das <i>threads</i> na aplicação monitoramento instantâneo.	42
Figura 15. Aba de exibição do eletrocardiograma na aplicação pós exame.	43
Figura 16. Aba de frequência cardíaca pelo tempo na aplicação pós exame	43
Figura 17. Montagem do experimento valida métodos.	45
Figura 18. Experimento para obtenção do sinal referência.	46
Figura 19. Interface do sistema proposto e o sistema de oximetria utilizado neste experimento.....	47
Figura 20. As 50 frequências cardíacas calculadas com os 50 primeiros intervalos R-R.	48
Figura 21. 2 segundos posteriores ao primeiro pico recebido. O gráfico (a) é referente ao sinal original, o gráfico (b) é referente ao sinal adquirido pelo método ignora as perdas, o (c) é referente ao sinal adquirido pelo método repete o último pacote e o (d) é referente ao sinal adquirido pelo método amostra com tempo.	49
Figura 22. Placa do módulo sensor.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dispositivos ECGs e seus preço.	28
Tabela 2 – Diferença entre este trabalho e outros trabalhos relacionados.....	32
Tabela 3 – Impacto das perdas de pacotes.....	34
Tabela 4 – Variância do sinal referência e dos métodos apresentados.....	48
Tabela 5 – Comparação entre as FCs medidas usando o sonar, oximetria e o dispositivo ECG proposto.	51
Tabela 6 – Comparação entre as FCs medidas usando a auscultação, oximetria e o dispositivo ECG proposto.....	52
Tabela 7 – Preço dos componentes do sistema.	54

TABELA DE SIGLAS

Sigla	Significado	Página
Opas	Organização Pan-Americana da Saúde	20
DCV	Doenças Cardiovasculares	20
ECG	Eletrocardiógrafo	20
FC	Frequência Cardíaca	20
AOP	Amplificador Operacional	22
CMRR	Razão de Rejeição Comum (do inglês <i>Codmom-Mode Rejection Ratio</i>)	22
CC	Corrente Contínua	22
ADC	Conversor Analógico para Digital (do inglês: <i>Analogic to Digital Converter</i>)	24
THD	Distorção Harmônica Total	24
FFT	Transformada Rápida de Fourier	25
IEM	Interferência Eletromagnética	26
BPM	Batimento por Minuto	31
SPI	Interface Serial Periferica (do inglês: <i>Serial Peripheral Interface</i>)	37
SARM	Memória Estática de Acesso Aleatório (do inglês: <i>Static Random Access Memory</i>)	39
EPROM	Memória Programável Apagável só para Leitura (do inglês: <i>Erasable Programmable Read-Only Memory</i>)	39
USB	Porta Serial Universal (do inglês: <i>Universal Serial Bus</i>)	39
EEM	Equipamento Eletromédico	43
SDR	Rádio Definido por <i>Software</i> (do inglês: <i>Software Defined Radio</i>)	44
SA	Sonar Audível	45
OP	Oxímetro de Pulso	45
AC	Auscultação Cardíaca	45

1. Introdução

Este capítulo apresenta uma introdução do trabalho, explicando um pouco a motivação, os objetivos do sistema que será proposto e também a estrutura do documento.

1.1. Motivação

De acordo com a Organização Pan-Americana da Saúde (Opas), as Doenças Cardiovasculares (DCV) são as principais causas de morte no mundo. No ano passado, 17 milhões de pessoas foram vítimas de problemas coronarianos [17]. Parte dessas mortes é culpa de um sistema público de saúde ineficaz e os elevados custos dos exames feitos em redes particulares.

A aplicação de sistemas sem fio vem crescendo bastante na área médica nos últimos anos [5]. Questões como mobilidade, conforto e praticidade são as principais vantagens desses sistemas em relação a sistemas que utilizam fios.

Na literatura vários dispositivos eletrocardiógrafos (ECG) sem fio são citados, porém a maioria desses sistemas se preocupam apenas em calcular o batimento cardíaco no próprio medidor e enviar apenas essa informação a um servidor remoto. Nesse caso é interessante que os sistemas tenham um alto poder de processamento e uma boa eficiência energética. Porém em determinadas situações, como diagnóstico de doenças cardiovasculares, é relevante a análise do sinal cardíaco, não sendo suficiente apenas a informação da frequência cardíaca (FC).

1.2. Objetivos

Este trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de um sistema de monitoramento dos sinais cardíacos de um ser humano, através da construção de um dispositivo ECG sem fio, capaz de medir a frequência cardíaca, exibir e gravar o sinal em tempo real.

Para atingir o objetivo geral os seguintes objetivos específicos foram definidos:

- Projetar e analisar o circuito de aquisição e amplificação do sinal cardíaco;

- Transmitir e receber o sinal cardíaco;
- Analisar e atenuar os problemas causados pelas perdas dos pacotes;
- Calcular a FC;
- Exibir o sinal e a frequência cardíaca;
- Validar o dispositivo ECG.

Para que o sistema possa se enquadrar na estrutura descrita em [14] e tornar a tecnologia mais acessível, as seguintes restrições foram impostas ao sistema:

- Uso de tecnologia sem fio;
- Solução de baixo custo comparado aos atuais dispositivos disponíveis;
- Aplicação em tempo real com baixa latência, ou seja, atraso imperceptível pelo olho humano;
- Transmissão do sinal completo.

1.3. Estrutura do Documento

A estrutura do documento seguirá da seguinte forma:

- Capítulo 2: serão apresentados conceitos necessários para a compreensão e desenvolvimento do sistema proposto;
- Capítulo 3: serão detalhadas as características dos trabalhos relacionados, bem como a comparação entre o trabalho proposto e os encontrados na literatura;
- Capítulo 4: será proposto dois métodos úteis para redução dos impactos na perda de pacotes;
- Capítulo 5: será detalhada a arquitetura e funcionamento do dispositivo ECG;
- Capítulo 6: será descrito os experimentos realizados, assim como os resultados obtidos;
- Capítulo 7: serão apresentadas as conclusões, as dificuldades encontradas e os trabalhos futuros.

2. Fundamentação Teórica

Neste capítulo, serão introduzidos alguns conceitos utilizados para a construção e validação do sistema do ECG.

Para que o Eletrocardiógrafo funcione corretamente é preciso entender a propagação do sinal cardíaco; o uso de amplificadores de instrumentação para captura e amplificação do sinal; emprego do filtro para atenuação do ruído; interferências eletromagnéticas; e o cálculo da frequência cardíaca. Também é importante compreender os conceitos referentes a distorção do sinal e a variância das FCs. Para a implementação da interface da aplicação é relevante o conhecimento a respeito de *threads* e compartilhamento de memória.

2.1. Amplificador Operacional

O Amplificador Operacional (AOP), cuja as características se aproximam de um amplificador ideal, é um circuito integrado de multi-estágio com entrada diferencial e corrente contínua (CC) [16].

As características de um amplificador ideal são:

- Impedância de entrada infinita;
- Impedância de saída nula;
- Ganho infinito;
- Resposta de frequência infinita.

2.2. Amplificador de Instrumentação

Como os sinais do corpo humano possuem potência muito baixa, é necessário que seu tratamento seja feito usando um modelo de AOP especial, amplificadores de instrumentação, que apresentam as características a seguir[16]:

- Resistência de entrada extremamente alta, para evitar atenuação do sinal de entrada;
- Resistência de saída menor que a dos AOPs comuns, evitando assim uma atenuação do sinal de saída;
- Razão de rejeição de modo comum (CMRR: *commom-mode rejection ratio*) superior a 100dB, para atenuar sinais idênticos que são aplicados simultaneamente nas entradas dos AOPs;

- Ganho de tensão em malha aberta muito superior ao dos AOPs comuns, já que se for por um AOP de malha fechada, este terá uma resistência de entrada baixa;
- Tensão de offset de entrada muito baixa.

Um amplificador de instrumentação pode ser obtido utilizando outros AOPs conforme Figura 1. Deve-se notar que os primeiros estágios não inversores garantem uma altíssima impedância.

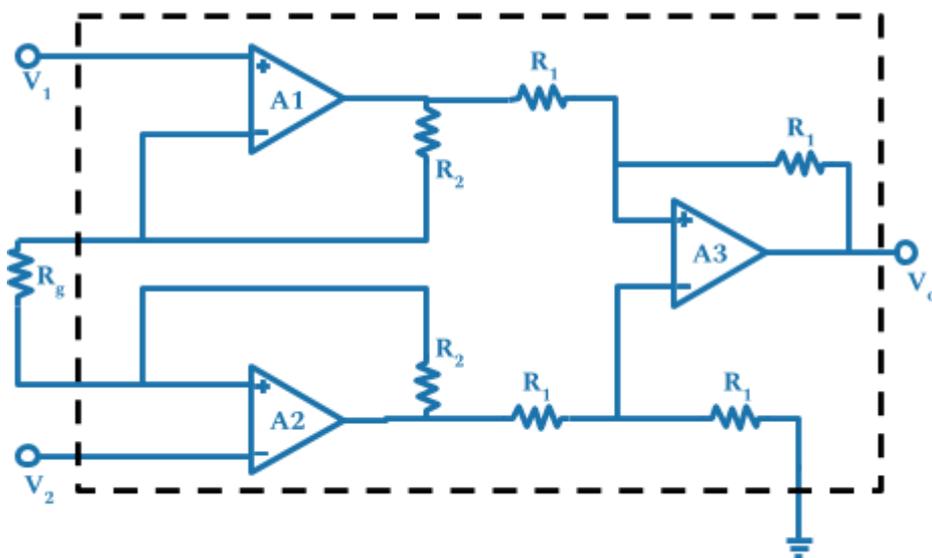


Figura 1. Circuito de um amplificador de instrumentação que utiliza AOPs comuns. Imagem adaptada de [16].

2.3. Filtros

Um filtro é um circuito elétrico que tem a capacidade de atenuar frequências indesejadas dentro de uma faixa específica e podem ser classificados quanto a função exercida, tecnologias utilizadas e função resposta projetada [16].

Quanto a função exercida eles podem ser classificados como:

- Filtros passa baixa: frequências superiores a frequência de corte são atenuadas;
- Filtros passa alta: frequências abaixo da frequência de corte são atenuadas;
- Filtros passa faixa: frequências no intervalo delimitado por uma frequência de corte inferior e uma frequência de corte superior são aceitas;

- Filtros rejeita faixa: frequências no intervalo delimitado por uma frequência de corte inferior e uma frequência de corte superior são atenuadas.

Já quanto as tecnologias fundamentais utilizadas:

- Passivo: são construídos com componentes passivos, capacitores, indutores e resistores;
- Ativos: são projetados com componentes ativos (AOPs e transistores) associados a componente passivos;
- Digital: são construídos usando dispositivos digitais. A aquisição do sinal é feita usando um conversor analógico digital (ADC, do inglês *analogic to digital converter*), pois o sinal que será processado é um sinal digital.

Quanto a função resposta os mais comuns são:

- Butterworth: sua resposta a frequência na banda passante é linear, porém a atenuação é mais lenta para frequências indesejadas;
- Chebyshe: sua resposta a frequência possui uma atenuação mais íngreme a partir da frequência de corte, porém há uma ondulação na banda passante.

2.4. Distorção do Sinal

Distorção Harmônica Total (THD) é usado quando as harmônicas aparecem como resultado da não linearidade do sistema e refletem a magnitude dos harmônicos maiores em relação ao primeiro, que é o único que deve aparecer se o sistema for linear. Porém alguns sinais possuem a soma de muitos harmônicos, conforme é possível ver na Figura 2. Então, com a métrica descrita na Equação 1 [19], é possível avaliar o quão distorcido é um sinal em relação a outro sinal. σ é o desvio, x_i é o valor para o harmônico i , y_i é o harmônico i do valor relacionado ao sinal referência que se deseja comparar e n é o número total de amostras. Como pode ser visto na equação, quanto maior a distância entre os valores dos harmônicos do sinal referência e um outro sinal, maior o desvio e, portanto, mais distorcido é o sinal.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2}{n-1}} \quad \text{Equação (1)}$$

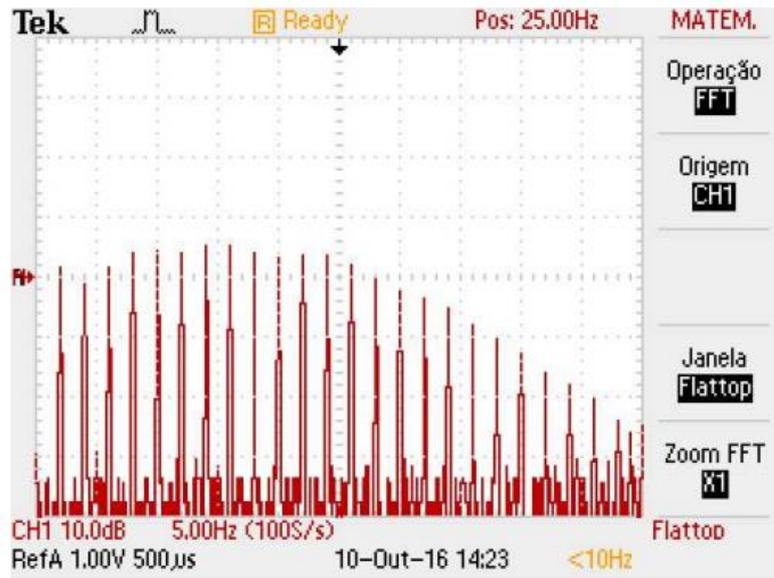


Figura 2. Transformada rápida de Fourier (FFT) de um sinal com soma de harmônicos e uma frequência de 2Hz.

2.5. Variância

O cálculo da variância pode ser feito usando a Equação 2 [19]. x_i é a i -ésima medida feita, \bar{M} é a média das medidas, n é o número de medidas e σ a variância. Esse cálculo reflete a dispersão dos valores obtidos em relação ao valor real esperado.

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{M})^2}{n} \quad \text{Equação (2)}$$

2.6. Teste de Hipótese para a Média de uma População com Variância Conhecida

O teste de hipótese é utilizado com o propósito de verificar se uma determinada afirmação sobre uma população, referente a um parâmetro, será aceita ou rejeitada de acordo com as amostras adquiridas em um experimento[18].

Um valor Z será utilizado na comparação com o valor crítico da significância escolhida, que se encontra na tabela Z , e pode ser obtido utilizando a Equação 3.

$$Z = \frac{(\bar{X} - \mu)}{(\sigma / \sqrt{n})} \quad \text{Equação (3)}$$

Dado que \bar{X} é a média esperada, μ é a média dos valores obtidos, σ é o desvio padrão e n é o número de amostras.

2.7. Interferências Eletromagnéticas

A interferência eletromagnética (IEM) está presente em qualquer ambiente. Ela pode ser irradiada, quando o meio é o ar, ou propagada, quando o meio é um condutor [20].

O ruído pode ser originado de circuitos elétricos, através da indutância, e sua interferência em uma transmissão sem fio é capaz de corromper ou até mesmo evitar que pacotes cheguem ao seu destino.

2.8. Threads e Compartilhamento de Dados entre *Threads*

Threads são ramificações de um determinado processo que são executadas quase que em paralelo, de forma independente e apresentam um espaço de endereçamento comum, além de diversos fluxos de controle, como se fossem processos distintos [22].

Quando mais de uma *thread* necessita acessar um mesmo objeto é indispensável haver um controle para evitar inconsistências nos dados. Uma forma de manter a consistência, é travar o objeto (*locking* em inglês), impedindo que outras *threads* acesse-o enquanto estiver sendo utilizado.

2.9. Dispositivos Eletrocardiógrafos

O eletrocardiógrafo (ECG), Figura 3, é um dispositivo capaz de capturar o sinal elétrico, decorrente de um potencial gerado pela atividade cardíaca, convertendo-o em um gráfico, chamado eletrocardiograma, da amplitude em função do tempo [23]. A principal diferença entre os modelos é a quantidade de canais ou eletrodos, e consequentemente a quantidade de derivações simultâneas que são exibidas.



Figura 3 Eletrocardiógrafo Cardiotouch 3000. Imagem adaptada de [24].

Existem diversos modelos dispositivos de ECG no mercado. Na tabela 1 foram descritos alguns desses modelos, ressaltando a quantidade de eletrodos, portabilidade e seus respectivos custos.

Tabela 1 – Dispositivos ECGs e seus preço.

Modelo (Marca)	Quantidade de Eletrodos	Dispositivo de “Bolso”	Preço em dólar (US\$)
Meet Kardia Mobile (AliveCor)	2	✓	99,00
180-B (Heal Force Prince)	3	✓	130,00
MX-100 (Emai)	5	X	1.000,00
EX-01(Emai/Transmai)	5	X	1.290,00
CardioCare 2000 (Bionet)	12	X	2.000,00
Cardiotouch 3000 (ionet)	12	X	5.460,00

2.10. Sistema de Derivação e Morfologia do Sinal Cardíaco

Em 1912 houve uma proposta para padronizar o posicionamento dos eletrodos no corpo humano. Einthoven propôs que três eletrodos fossem posicionando formando um triângulo, que ficou conhecido como triângulo de Einthoven. Cada uma das arestas que compõe o triângulo forma as derivações DI, DII e DIII [9], Figura 4.

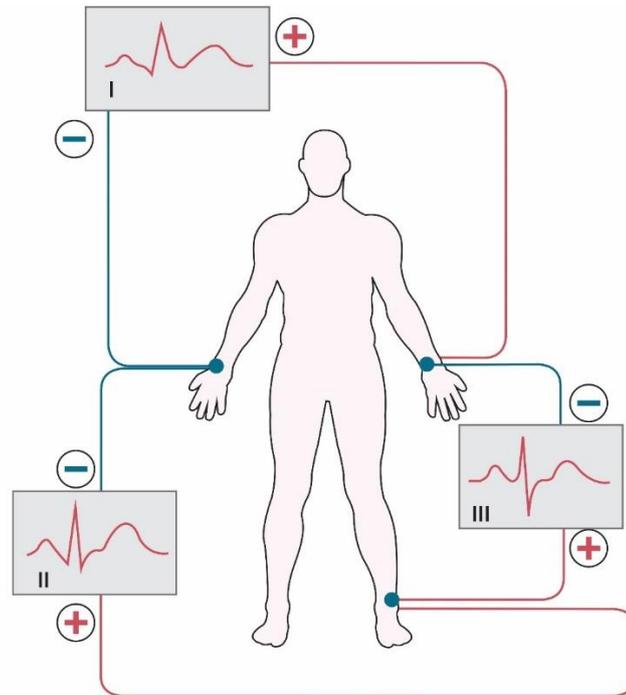


Figura 4. Posicionamento dos eletrodos idealizado por Einthoven e a representação visual das ondas em cada derivação. Imagem adaptada de [9].

A forma de onda do sinal cardíaco e suas componentes da Derivação II de Einthoven pode ser observada na Figura 5 [9]. O ciclo do sinal cardíaco capturado pelo eletrodo é iniciado pelo pulso positivo P, o sinal elétrico sofre um atraso produzindo um segmento PQ. O complexo QRS é gerado a partir da contração dos ventrículos: a onda Q apresenta polaridade negativa, a onda R apresenta polaridade positiva e a onda S polaridade negativa. A sequência da onda é dada por um segmento isoelétrico (segmento ST) que é seguido por um pulso T. Em alguns eletrocardiogramas é possível observar uma onda U [9].

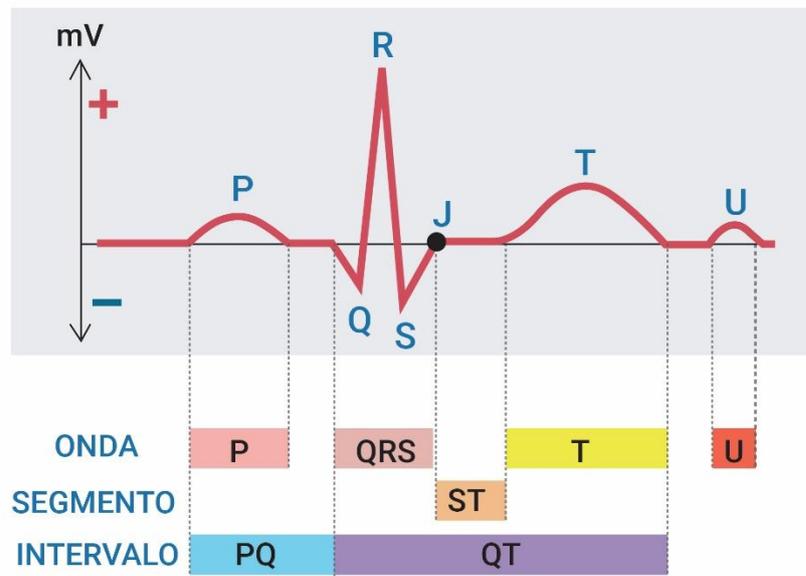


Figura 5. Forma do sinal cardíacos com suas componentes, segmentos e intervalos. Adaptado de [9].

2.11. Cálculo da Frequência Cardíaca

Alguns algoritmos para cálculos das frequências cardíacas (FC) podem ser encontrados em [10], [11] e [13]. Em [10] estratégia adotada é o uso da transformada *wavelet* para detectar as características do sinal e assim fazer o cálculo da FC. Em [11] a pesquisa combina o uso de filtros, quadratura de ondas e limiares adaptativos. Já em [13] apresenta um método mais simples e eficiente quando o sinal tem pouca interferência de ruídos, através de um limiar os picos R são encontrados e sabendo o tempo, ou o número de amostras, entre esses picos é possível calcular a frequência em Hertz e depois multiplicar por sessenta para converter de Hertz para batimentos por minutos (BPM). Vale salientar que para reconstruir fielmente os sinais de eletrocardiograma, a frequência de amostragem mínima requerida é de 300 Hz, de acordo com [8].

3. Estado da Arte

Na literatura existem alguns trabalhos que utilizam sistemas sem fio para transmissão de sinais do corpo. Desta forma, neste capítulo é apresentado alguns trabalhos relacionados ao tema desta pesquisa.

Em [3] são citadas três arquiteturas de um sistema ECG que possuem baixo consumo, alta taxa de transferência, conectividade universal e que é facilmente vestível, já que é utilizado um eletrodo capacitivo que não precisa de um contato com a pele. A taxa de amostragem utilizada para capturar o sinal é maior que 300 amostras por segundo, ou seja, se adequada em relação a amostragem mínima necessária para reconstruir fielmente um sinal cardíaco. O principal problema é que, como a amostragem é feita no módulo transmissor, não foi feito um estudo sobre os impactos das perdas de pacotes quando há interferências eletromagnéticas (IEMs). Não é citado se o sinal é transmitido em tempo real.

Em [2] a pesquisa projeta um monitor ECG sem fio e portátil. O sistema é controlado por um único microcontrolador que envia o sinal em tempo real para um controlador central. É afirmado pelos autores que o sistema é de baixo consumo, porém nenhum estudo foi realizado. A taxa de amostragem do módulo monitor é de 512 Hz, porém não há uma explicação de como os dados são enviados, se é amostra por amostra ou se é por empacotamento, como também não há nenhuma explicação referente ao tratamento de perdas de pacotes e se há esse tratamento qual é o atraso que ele insere na transmissão.

Em [12] também é citado um sistema em tempo real, de baixo consumo, com eletrodo capacitivo, com taxa de amostragem superior a 300 Hz e usa um rádio com alta taxa de transferência, porém, mais uma vez, não é apresentado o tratamento e o impacto das perdas dos pacotes.

Já em [4] é desenvolvido um sistema de monitoramento do sinal cardíaco. O sistema monitora, grava e, só em casos críticos, ele emite um alerta a um hospital avisando sobre um possível problema cardíaco do paciente, ou seja, não há transmissão do sinal em tempo real.

Como é possível observar, os trabalhos relacionados que implementam sistemas de transmissão em tempo real, não se preocuparam em fazer uma análise detalhada das influências nas perdas ou corrompimento dos pacotes, nem fazem uma análise de custos.

Será mostrado neste trabalho que as perdas de pacotes podem influenciar diretamente no cálculo da frequência cardíaca e na distorção do sinal e que dificilmente podem ser observados, sem um estudo mais aprofundado.

Na Tabela 2 é possível verificar as características relevantes de cada trabalho relacionado, além disso, é possível realizar uma comparação entre os trabalhos selecionados e o projeto proposto nesta pesquisa.

Tabela 2 – Diferença entre este trabalho e outros trabalhos relacionados.

Trabalhos	Estudo sobre perda de pacotes	Exibição do sinal em tempo real	Cálculo do Batimento por minuto (BPM) em tempo real	Baixo consumo
[12]	X	✓	✓	X
[2]	X	✓	✓	X
[3]	X	X	X	✓
[4]	X	X	X	X
Este trabalho	✓	✓	✓	✓

4 Métodos para Minimizar o Impacto Gerado pela Perda de Pacotes

Ao transmitir um sinal cardíaco em tempo real, é necessário levar em consideração a influência da perda de pacotes no sinal recebido. Considere um sinal cardíaco amostrado com taxa de amostragem f_s e o tempo entre duas amostras t_s , como ilustrado na Figura 6. Se, por exemplo, houver uma perda de pacote entre dois picos e essa perda for ignorada, a distância entre eles é reduzida em t_s segundos.

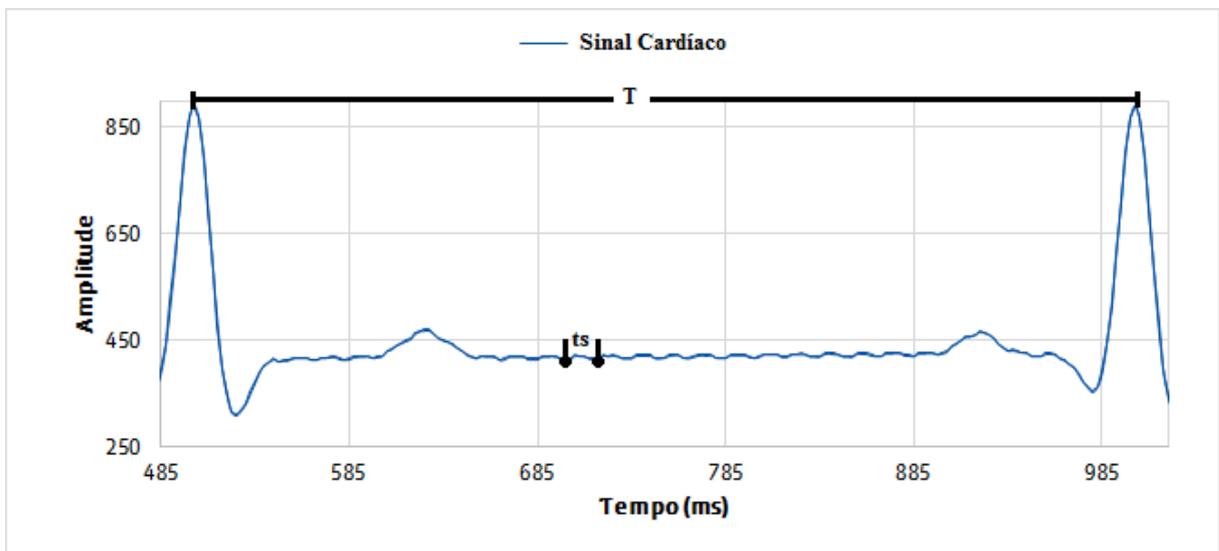


Figura 6. Sinal cardíaco entre dois picos.

Com a Equação 4 é possível calcular qual seria a frequência cardíaca medida (FC) caso uma quantidade k de pacotes sejam perdidos em um sistema que usa um tempo de amostragem t_s .

$$FC = \frac{60}{(T - kt_s)} \quad \text{Equação (4)}$$

Dado que T é o tempo entre dois picos consecutivos do sinal medido em segundos.

Para exemplificar suponha um paciente, no hospital, com um batimento de 30BPM, se o médico usar um sistema que tenha um tempo de amostragem de 20ms e as interferências no local provoquem uma perda 5 pacotes entre um intervalo R-R, o exame iria apresentar uma FC de 31,58 BPM, ou seja, o resultado estaria com um erro de 5,37% a mais.

Para evidenciar o impacto causado pelas perdas de pacotes, a Tabela 3 foi criada utilizando a Equação 4.

Tabela 3 – Impacto das perdas de pacotes.

Frequência cardíaca (BPM)	Tempo de amostragem (ms)	Cálculo da FC com 5 perdas de pacotes entre 2 picos consecutivos (BPM)	Erro de medição (%)
30	20	31,58	5,27
	5	30,38	1,27
	2,5	30,19	0,63
150	20	200	33,33
	5	160	6,67
	2,5	154,84	3,22
300	20	600	100
	5	342,85	14,29
	2,5	320	6,67

Neste trabalho, dois métodos, para minimizar o impacto das perdas de pacotes, serão apresentados: **método repete o último pacote** e **método amostra com o tempo**. Os métodos propostos serão comparados com o **método ignora as perdas**, já que este desconsiderando o impacto das perdas de pacotes.

Para facilitar o entendimento dos métodos apresentados serão definidos nomes para os módulos utilizados na explicação dos métodos: módulo sensor, módulo receptor e aplicação. O módulo sensor é responsável por amostrar e enviar o sinal cardíaco; o módulo receptor recebe o sinal e encaminha-o a aplicação; e a aplicação exibe o sinal e a FC.

4.1 Método Ignora as Perdas

O método **ignora as perdas** é o método que não leva em consideração as perdas de pacotes. Isto é, exibe a amostra que é recebida ignorando as perdas e que elas não influenciam na visualização do sinal e no cálculo da FC para o usuário.

O método **ignora as perdas** consiste em seguir os seguintes passos:

1. O módulo emissor está configurado para realizar uma amostragem com frequência fixa;
2. Quando a amostragem é feita o dado é enviado ao módulo receptor;
3. Toda vez que o módulo receptor recebe um pacote ele envia à aplicação.

4.2 Método repete o Último Pacote

O método **repete o último pacote** considera que se o pacote não chegou em um determinado tempo, é porque ele foi perdido ou corrompido, então ele repete o valor da última amostra recebida.

A Figura 7 apresenta a máquina de estados do método **repete o último pacote** que é descrito pelos seguintes passos:

1. O módulo sensor, está configurado para amostrar o sinal de forma contínua;
2. Uma interrupção de tempo é configurada no módulo receptor de modo que a cada t ms uma *flag* seja levantada;
3. O módulo receptor está configurado no modo escuta, recebendo dados da rede, até que uma *flag* seja levantada;
4. Quando uma *flag* é levantada no módulo receptor:
 - a. Se recebeu um novo pacote, este é encaminhado à aplicação;
 - b. Se não recebeu o pacote, ele envia o último pacote recebido à aplicação;
5. Abaixa a *flag* e volte para a etapa 3.

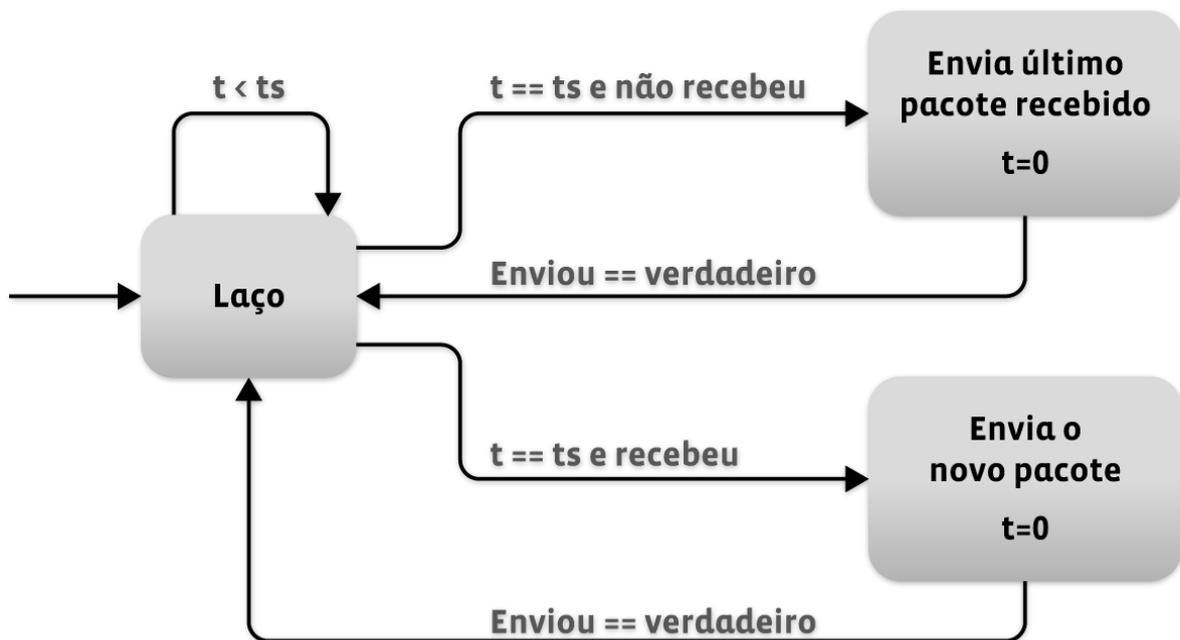


Figura 7. Máquina de estados do método **repete o último pacote**.

4.3 Método Amostra com Tempo

O método **amostra com tempo**, associa a amostra recebida a um contador que é incrementado em um intervalo determinado. Mesmo que pacotes sejam perdidos, é possível saber quantos foram perdidos e fazer uma interpolação linear.

A Figura 8 apresenta a máquina de estados do método **amostra com tempo** que é descrito pelos seguintes passos:

1. O módulo sensor está configurado para amostrar o sinal de forma contínua e enviá-lo ao módulo receptor;
2. Uma interrupção de tempo é configurada no módulo receptor, de modo que cada t ms uma *flag* seja levantada;
3. Sempre que a *flag* é levantada, um contador é incrementado;
4. Quando um pacote é recebido, ele será associado ao valor do contador no mesmo instante. Com a informação do contador, é possível saber o tempo que a amostra foi recebida;
5. Os pacotes perdidos são ignorados, portanto quando o sinal é exibido, uma reta é criada entre o pacote anterior e o pacote perdido. Isso é conhecido como interpolação linear.

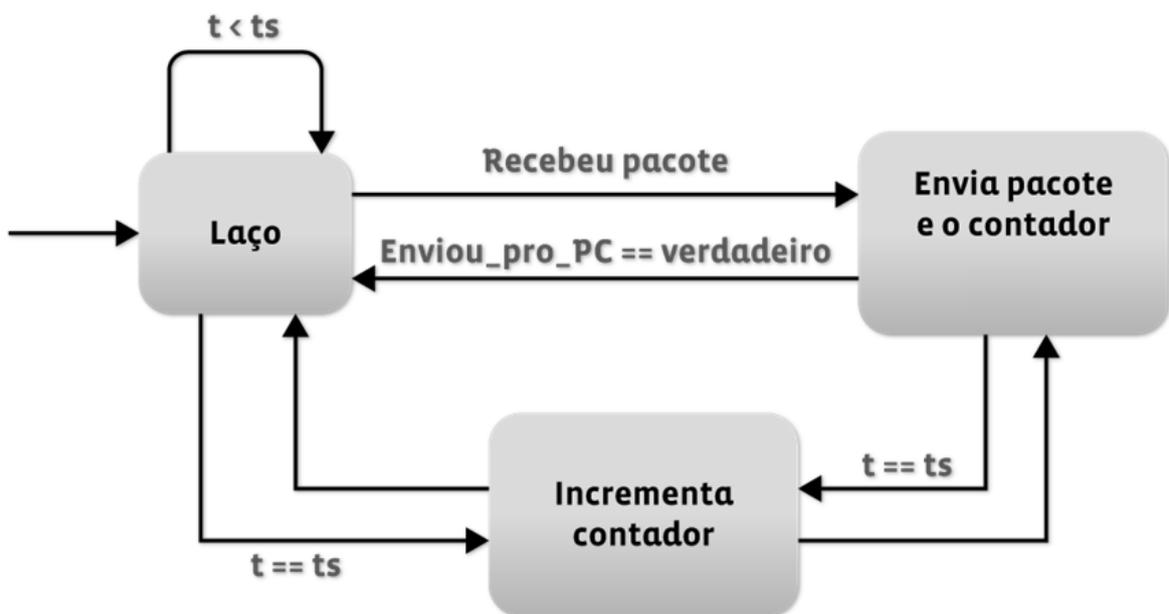


Figura 8. Máquina de estados do método **amostra com tempo**.

5 Dispositivo ECG

Este capítulo é dedicado à explicação do desenvolvimento do dispositivo ECG, através do detalhamento da arquitetura e funcionamento do sistema, do circuito para aquisição do sinal cardíaco e da interface da aplicação.

A arquitetura geral do sistema é do tipo cliente servidor, cujo cliente é um módulo sensor responsável por capturar o sinal cardíaco através dos eletrodos, já o servidor é formado por uma aplicação executada em um computador e um módulo receptor.

Na Figura 9 é possível analisar como os módulos da arquitetura do sistema do dispositivo ECG se comunicam. O módulo sensor juntamente com os eletrodos capturam o sinal a ser analisado pelo sistema ECG e envia-o, via comunicação sem fio, para o módulo receptor que, ao recebe-lo, encaminha-o para interface de aplicação que exibe o sinal e a frequência cardíaca que será analisada pelo usuário.

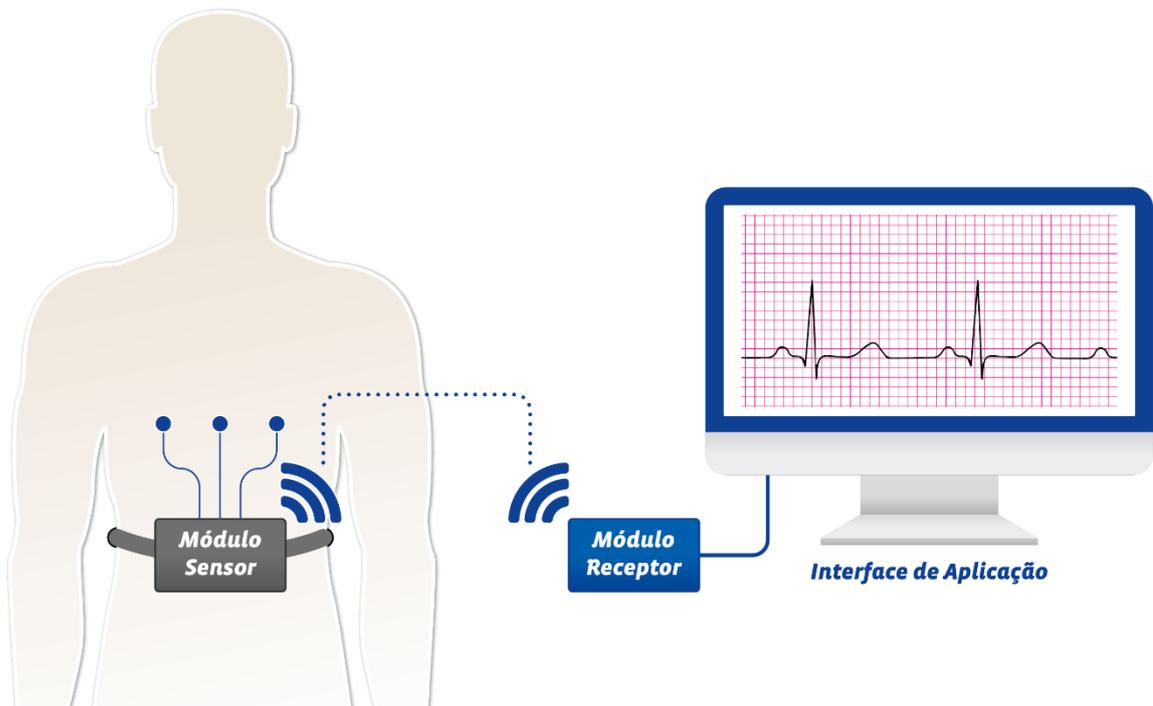


Figura 9. Arquitetura geral do sistema.

5.1 Módulo Sensor

O módulo sensor é a entrada do sistema do dispositivo ECG, responsável em capturar, filtrar, amostrar e enviar o sinal cardíaco. Os eletrodos estão em contato direto com o corpo do paciente e possuem a responsabilidade de conduzir o sinal elétrico ao módulo sensor.

Os elementos que compõem o módulo sensor são (Figura 10):

- Circuito de aquisição do sinal cardíaco;
- Microcontrolador com ADC e interface SPI (do inglês *Serial Peripheral Interface*);
- Rádio.

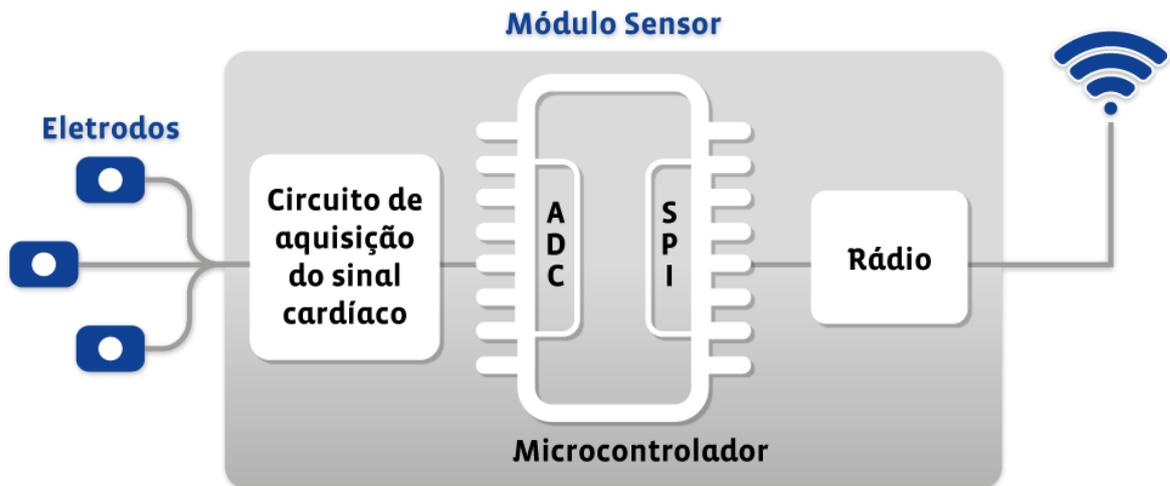


Figura 10. Arquitetura do módulo sensor.

O circuito de aquisição do sinal cardíaco, formado por quatro circuitos que desempenham diferentes funções, é responsável por capturar, amplificar e filtrar os ruídos do sinal (Figura 11). Segue a descrição da funcionalidade de cada um deles:

1. Circuito de instrumentação: responsável por capturar o sinal cardíaco e amplificá-lo em 101 vezes, já que o sinal cardíaco tem uma potência baixa;

2. Circuito de geração do referencial: responsável por criar um referencial com metade da tensão de alimentação (V_{cc}) e acoplá-lo ao referencial do corpo;
3. Filtro passa baixa butterworth de 2ª ordem com frequência de corte em 150Hz;
4. Circuito de *buffer*: gera uma tensão de $\frac{V_{cc}}{2}$ com ganho de corrente.

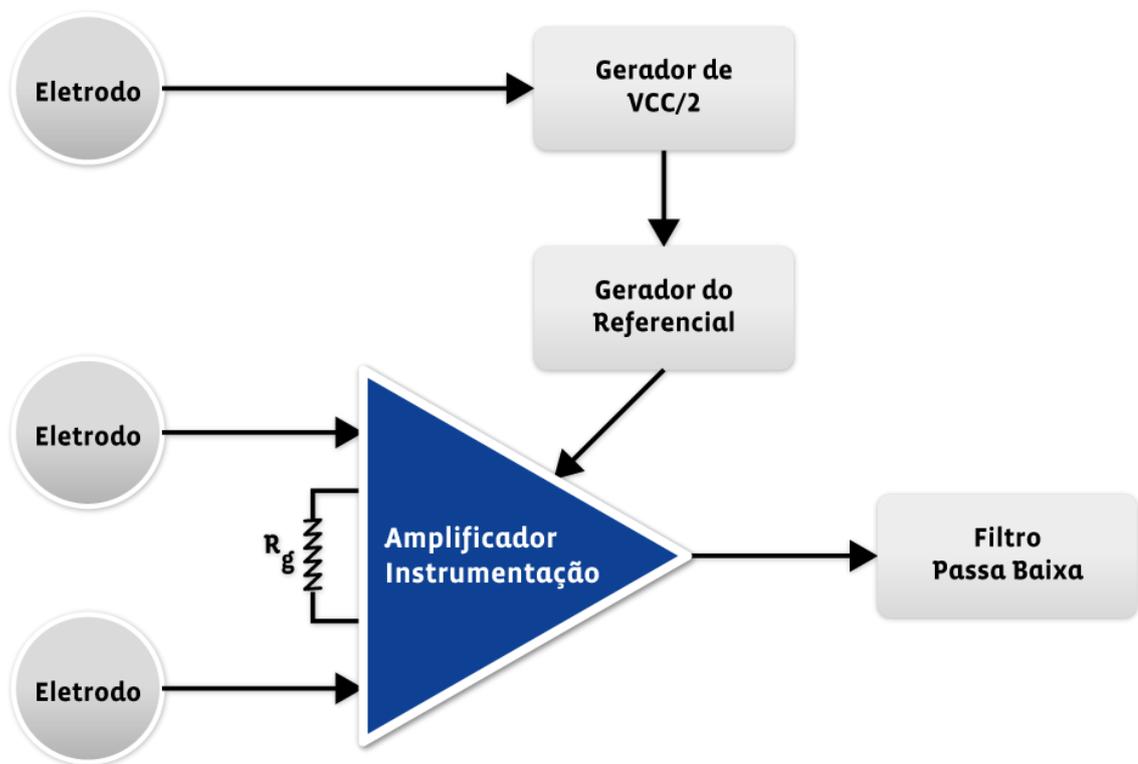


Figura 11. Fluxograma do circuito de aquisição do sinal cardíaco.

O microcontrolador possui frequência de processamento de 16MHz e tem um ADC com taxa de amostragem de 200.000 amostras por segundos. As amostras são coletadas de forma contínua pelo ADC e enviadas ao rádio usando a interface SPI.

O rádio utiliza uma banda de frequência em 2,4GHz, tem taxa de transferência máxima de 2Mbps e é indicado para aplicação de baixo consumo. Sua função é enviar os dados ao módulo receptor.

5.2 Módulo Receptor

O módulo receptor é o responsável por receber o sinal do módulo sensor e fazer a amostragem utilizando o método **amostra com tempo** ou o método **repete o último pacote**, Figura 12.

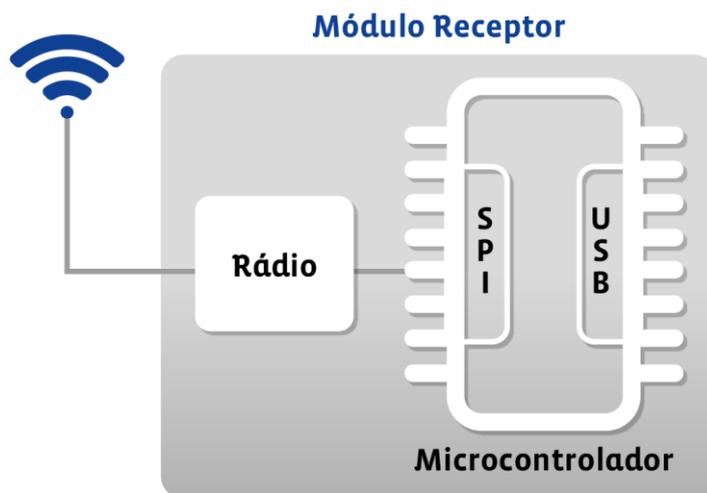


Figura 12. Arquitetura geral do módulo receptor.

O módulo receptor possui um rádio, com as mesmas configurações do rádio pertencente ao módulo sensor, que é conectado ao microcontrolador usando a interface SPI. O rádio é responsável por receber os dados do módulo sensor e encaminhá-los para o microcontrolador.

O microcontrolador possui uma frequência de processamento de 16MHz, memórias SRAM de 8KB e EPROM de 4KB e é responsável por fazer a amostragem, garantindo sempre uma taxa de 400 amostras por segundo, e enviar os dados para a aplicação, usando a interface RS232 que é convertida para USB (da sigla em inglês *Universal Serial Bus*) por um chip conversor. A perda de pacotes durante a transmissão dos dados para a aplicação foi em média de 0,7% e foi desprezada.

5.3 Aplicação

O sistema é composto por duas aplicações. A aplicação **monitoramento instantâneo**, que é executada em tempo real, recebe e grava os dados oriundos do módulo receptor e renderiza o sinal cardíaco. O cálculo e a exibição da FC, também são realizadas no **monitoramento instantâneo**, Figura 13. Já a aplicação **pós exame** tem o objetivo de exibir o sinal cardíaco e as FCs gravadas para futuras análises.



Figura 13. Interface da aplicação monitoramento instantâneo.

A aplicação **monitoramento instantâneo** foi implementada usando a linguagem Python e a biblioteca gráfica PyQt. A fila, que armazena as amostras, é inicializada sempre com zeros, para evitar que seja exibido lixo e haja um equívoco com o sinal cardíaco. Três *threads* foram criadas com os seguintes propósitos (Figura 14):

- *Thread* coleta valores: coleta os valores que chegam da serial, coloca na fila das amostras e retira a primeira amostra desta fila;
- *Thread* calcula e atualiza FC: utilizando a fila com as amostras é feito o cálculo e a atualização da FC para o usuário;

- *Thread* *exibe* *signal*: usa a fila com as amostras e *exibe* o *signal* na tela.

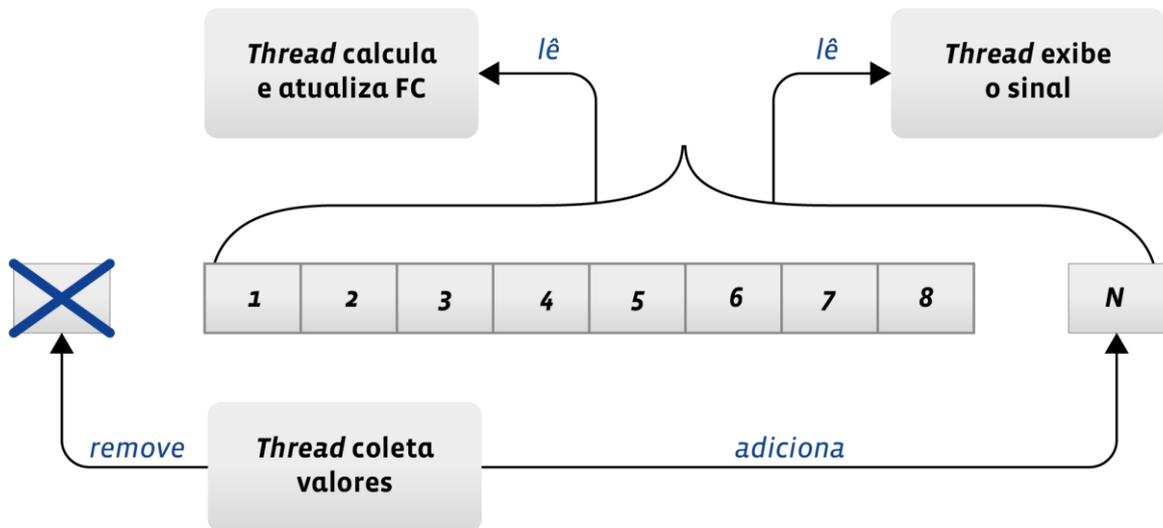


Figura 14. Funcionalidade das *threads* na aplicação **monitoramento instantâneo**.

A aplicação **pós exame** também foi implementada usando a linguagem Python e a biblioteca PyQT para implementação da interface. Duas abas foram criadas, a primeira mostra o eletrocardiograma, Figura 15, e a segunda mostra as FCs com o tempo, Figura 16.

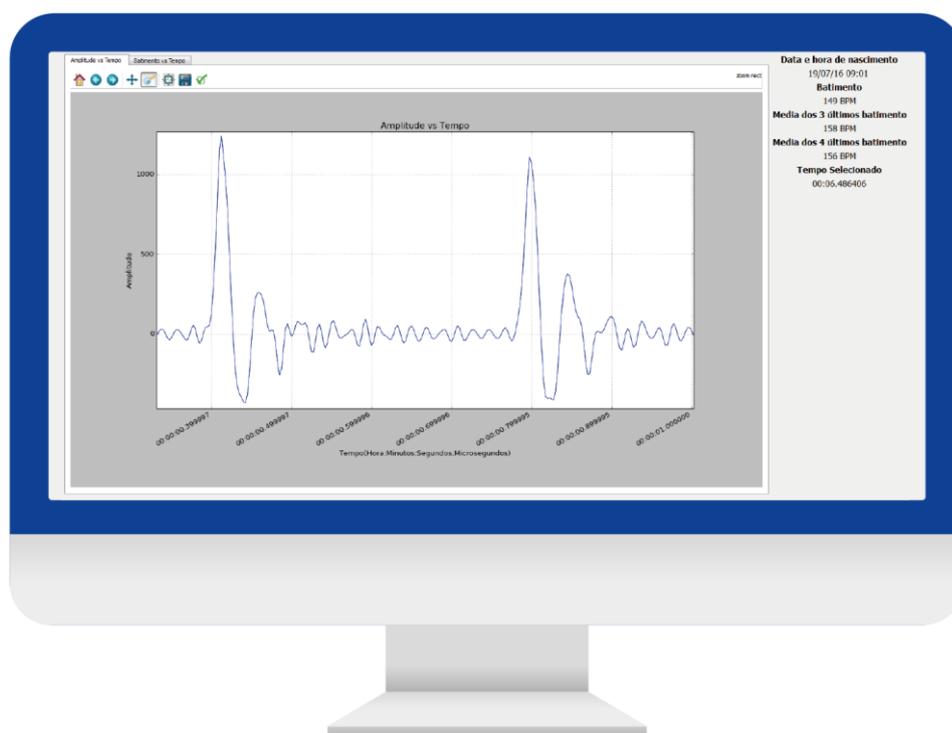


Figura 15. Aba de exibição do eletrocardiograma na aplicação **pós exame**.

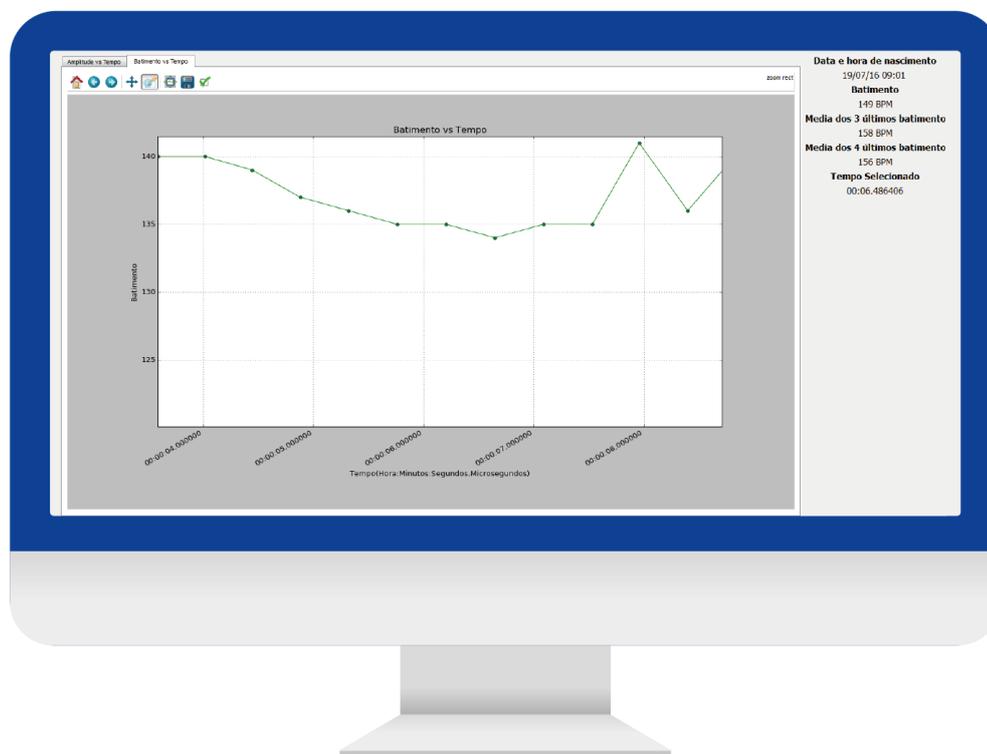


Figura 16. Aba de frequência cardíaca pelo tempo na aplicação **pós exame**

6 Experimentos e Resultados

São apresentados neste capítulo os experimentos realizados para validação do sistema do dispositivo ECG e dos métodos propostos, **ignora as perdas, repete o último pacote e amostra com tempo**. Também são avaliados os resultados obtidos decorrentes dos experimentos efetuados.

6.1 Experimento Valida Métodos

Segundo [15] os efeitos adversos das IEMs são preocupantes quando se trata de equipamentos eletromédicos (EEMs), principalmente se estão monitorando ou dando suporte à vida de um paciente. Este experimento tem como objetivo avaliar o impacto das perdas de pacotes ou do recebimento de dados corrompidos, devido as IEMs, e avaliar a eficiência dos métodos **ignora as perdas, repete o último pacote e amostra com tempo**. As frequências cardíacas foram calculadas conforme o método apresentado em [13].

Para este experimento duas métricas foram definidas:

- Variância: avaliará o erro acumulado no cálculo das FCs dos métodos **ignora as perdas, repete o último pacote e amostra com tempo** em relação às FCs calculadas a partir de um sinal referência;
- Distorção do sinal: tem como objetivo mensurar o quanto o sinal oriundo da aplicação dos métodos se distorceu em relação ao sinal referência.

Para a realização deste experimento foi necessário a utilização de um gerador de sinal, dois microcontroladores, dois rádios, um computador e uma fonte de ruído, na Figura 17 é possível verificar como o experimento foi montado. Visando facilitar o entendimento, o experimento, valida métodos, será dividido em 3 partes:

1. Um gerador de sinal, com o intuito de simular um sinal cardíaco com frequência controlada, será acoplado ao pino do ADC, presente internamente no microcontrolador 1. Este é utilizado para enviar o sinal amostrado ao rádio 1, usando a comunicação SPI. O transceptor, por sua vez, envia as amostras para o rádio 2;

2. Através do rádio 2, o microcontrolador 2 recebe o sinal amostrado e encaminha-o ao computador, que tem a função de armazenar os dados, através da interface USB. Caso o experimento use os métodos **repete o último pacote** ou **amostra com tempo**, a amostragem também será efetuada no microcontrolador 2;
3. Um rádio definido por *software* (SDR, do inglês *software defined radio*) gera uma interferência controlada de alta potência, isto é, a cada 9 ms é emitido um pulso com duração de 1ms na faixa de frequência que o rádio opera.

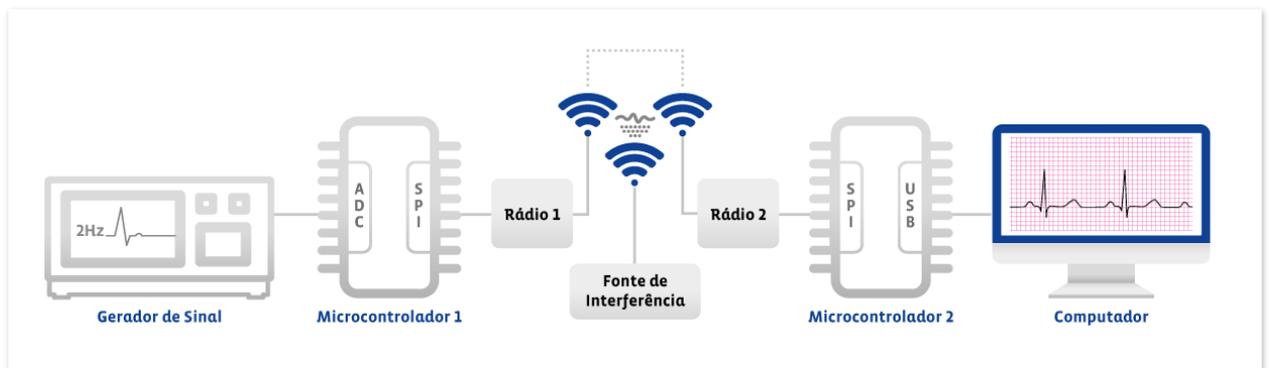


Figura 17. Montagem do experimento valida métodos.

A frequência utilizada pelo gerador de sinal, modelo RIGOL DG1022A, durante os experimentos foi de 2 Hz ou 120 BPM. Foram coletadas 600.000 amostras para a aplicação de cada método avaliado. Dois microcontroladores com iguais frequências de *clocks* e com ADCs de resolução de 10 bits capazes de coletar 200.000 amostras por segundo, foram utilizados. Os rádios, com função de recepção e transmissão, operam na frequência de 2,4GHz e com taxa de transferência máxima de 2Mbps. A taxa de amostragem de todo experimento foi fixada em 400 amostras por segundo. Para simular a fonte de ruído, foi empregado um rádio definido por *software* da marca Ettus Research. O *software* GNU Radio foi usado para controlar o SDR.

Para garantir que os resultados fossem comparados com um sistema que usasse a mesma taxa de amostragem e o mesmo método para o cálculo da FC, os dados do sinal referência foram obtidos conforme Figura 18 e seguiram os seguintes passos:

1. O gerador de sinal foi conectado ao pino do ADC do microcontrolador;

2. O microcontrolador amostra o sinal a cada 2,5ms e envia-o, através da comunicação serial, ao computador;
3. O computador armazena os dados recebidos.

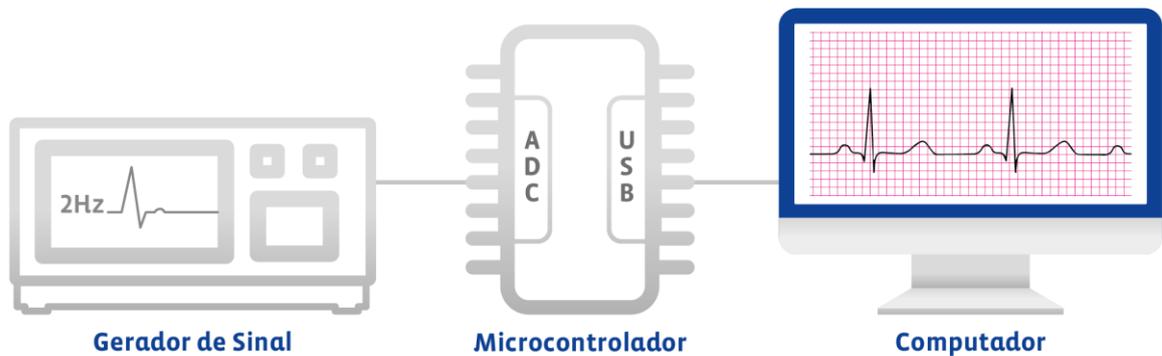


Figura 18. Experimento para obtenção do sinal referência.

6.2 Experimento Valida Dispositivo ECG

Há diferentes formas, consolidadas pelos profissionais da área de saúde, para calcular a frequência cardíaca: auscultação, ultrassom, oximetria, eletrocardiograma, entre outros. Desta forma, é relevante realizar a comparação entre as FCs calculadas pelo sistema projetado e por alguns equipamentos comerciais.

Com a ajuda do hospital das clínicas da Universidade Federal de Pernambuco, foi possível realizar este experimento que tem como objetivo comparar o cálculo da frequência cardíaca do sistema do dispositivo ECG com os seguintes métodos: O sonar audível (SA), usando o dispositivo Pocket Fetal Doppler Sanoline de 3MHz, Oximetria de Pulso (OP), usando o aparelho NELLCOR N-560 e Auscultação Cardíaca (AC).

Para a realização deste experimento foram selecionados cinco recém-nascidos e adotados os seguintes passos:

1. O médico escolhia de forma aleatória o sonar ou o estetoscópio para iniciar o experimento. O método escolhido será nomeado como método inicial e outro como método secundário;

2. O recém-nascido era levado ao aquecedor (tempo zero) e o primeiro batimento ouvido era anunciado e registrado;
3. A frequência cardíaca era contada durante os seis (FC6) e quinze (FC15) primeiros segundos após o primeiro batimento e eram anotadas juntamente com as FCs medidas pelo oxímetro e pelo ECG proposto neste trabalho (Figura 19);
4. O tempo era zerado e o passo três era repetido com o método secundário.

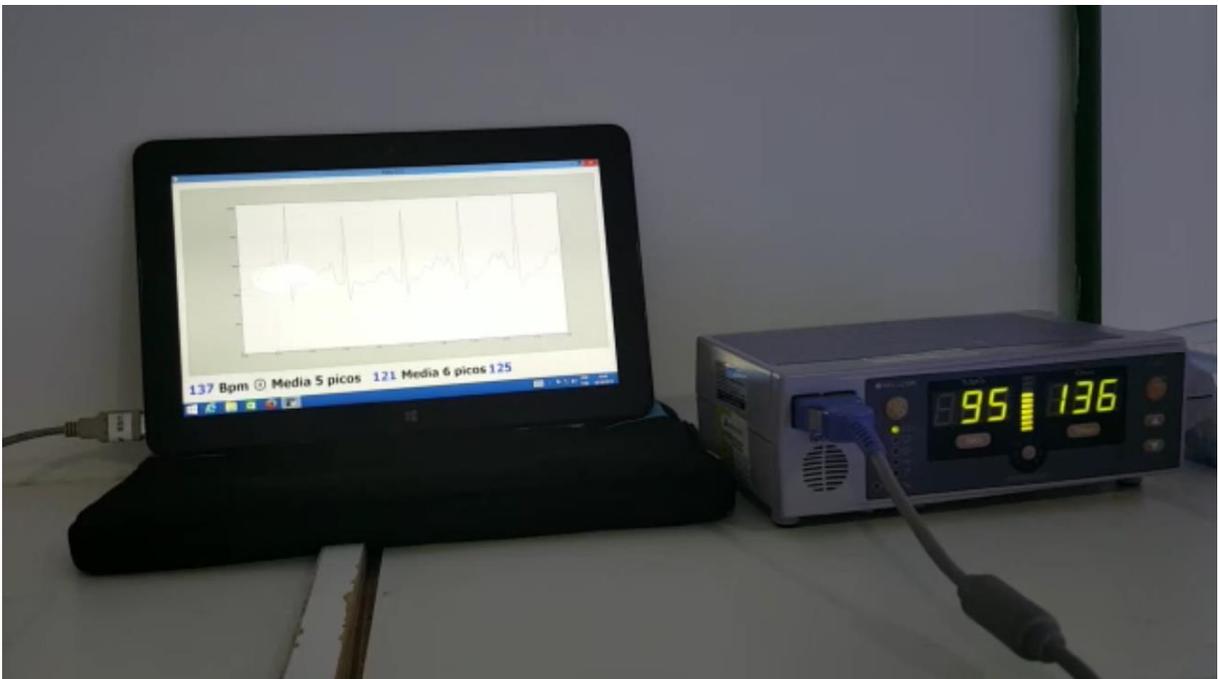


Figura 19. Interface do sistema proposto e o sistema de oximetria utilizado neste experimento.

6.3 Resultado das Variâncias Obtidas Usando o Experimento Valida métodos

Com os sinais obtidos utilizando o experimento valida métodos e aplicando a cada método apresentado, foi possível calcular a variância das FCs calculadas e compará-las às FCs calculadas com o sinal de referência. Com a variância é possível observar o erro acumulado de cada método. Como pode ser visto na Tabela 4, os erros somados para os 750 intervalos R-R dos métodos **repete o último pacote** e **amostra**

com tempo foi menor que um, com uma pequena vantagem para o método **repete o último pacote**, ou seja, as medições foram bastante precisas. Já no método **ignora as perdas** a variância foi extremamente alta.

Tabela 4 – Variância do sinal referência e dos métodos apresentados.

Método	Método ignora as perdas	Método repete o último pacote	Método amostra com tempo
Variância	3419,68	0,45	0,77

A Figura 20 mostra a medição das FC obtidas após os 50 primeiros intervalos R-R, sendo possível comparar a curva do sinal original com os métodos **ignora as perdas**, **repete o último pacote** e **amostra com tempo** e entender porque o método **ignora as perdas** teve uma variância extremamente maior que os outros. Enquanto o sinal referência e os sinais dos métodos **repete o último pacote** e **amostra com tempo** possuíam FCs bem próximas a 120BPM, o sinal do método **ignora as perdas** possuía FCs bem acima da 120 BPM.

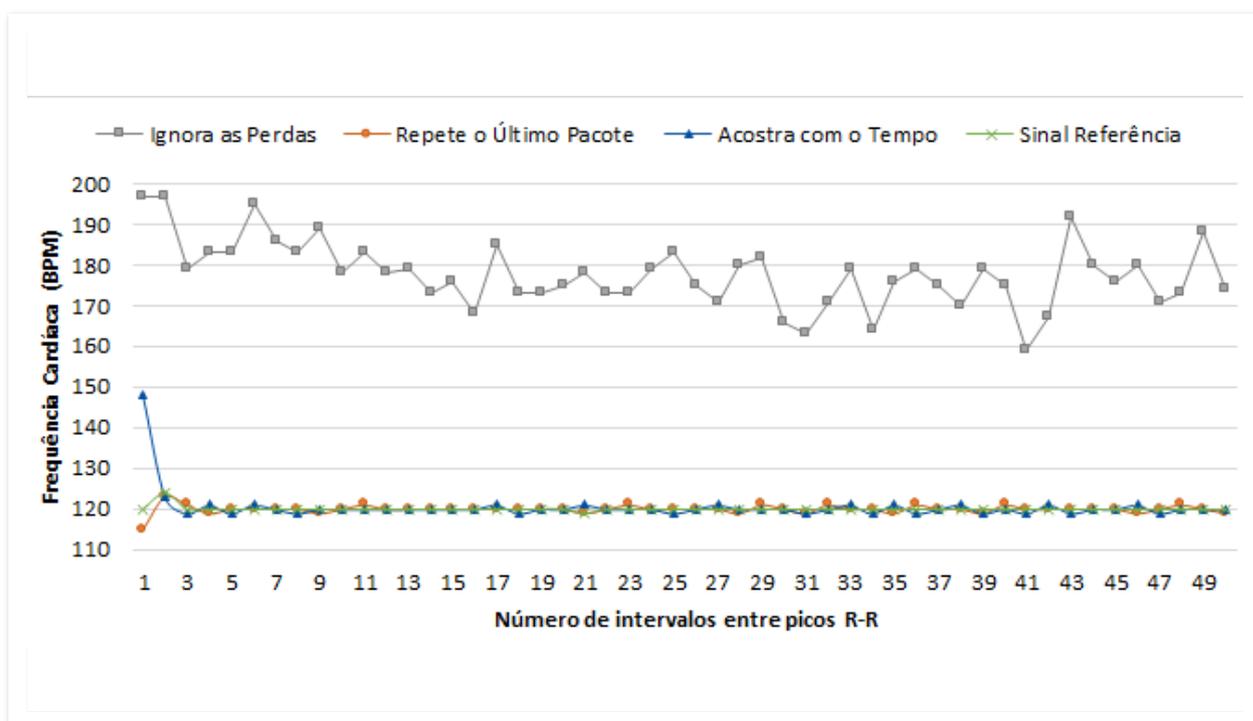


Figura 20. As 50 frequências cardíacas calculadas com os 50 primeiros intervalos R-R.

Fazendo a aquisição de 2s de amostras posteriores ao primeiro pico R e inserindo em um gráfico, conforme Figura 21, é possível notar que: enquanto no sinal

original e métodos **repete o último pacote** e **amostra com tempo** existem apenas 5 picos, no método **ignora as perdas**, 7 picos são apresentados. Como a taxa de amostragem foi de 400 amostras por segundo, ao utilizar o método **ignora as perdas** a frequência medida seria de 180 BPM e não de 120BPM, conforme visto nos outros métodos e no sinal referência.

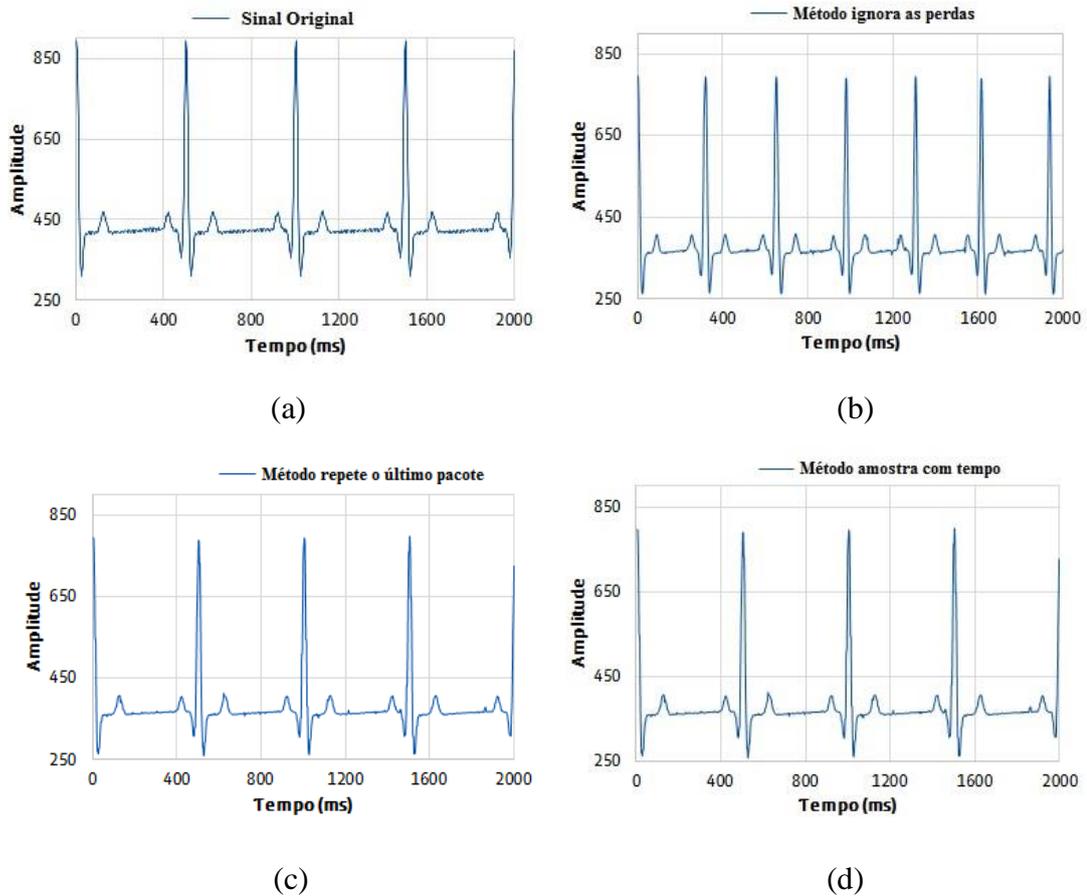


Figura 21. 2 segundos posteriores ao primeiro pico recebido. O gráfico (a) é referente ao sinal original, o gráfico (b) é referente ao sinal adquirido pelo método **ignora as perdas**, o (c) é referente ao sinal adquirido pelo método **repete o último pacote** e o (d) é referente ao sinal adquirido pelo método **amostra com tempo**.

6.4 Resultados da Análise de Distorção dos Sinais

Através do experimento **análise perdas** é possível verificar que, quando não há preocupação com as perdas de pacotes, há um erro ao se calcular a frequência cardíaca do sinal recebido, isso mostra o quão ineficiente é o método **ignora as perdas**. Também é possível notar que, no domínio do tempo é difícil verificar a distorção causada pela perda de dados. Para facilitar a análise, a transformada rápida de Fourier será aplicada para mudar do domínio do tempo para o domínio da frequência. Os valores resultantes podem ser vistos na Figura 21.a, 21.b, 21.c e 21.d. Observe que o sinal do método **ignora as perdas**, Figura 21.b, é significativamente distorcido. Por outro lado, é possível verificar uma semelhança no comportamento dos sinais apresentados nas Figura 21.c e Figura 21.d, quando comparados com o sinal referência, Figura 21.a.

Aplicando a Equação 1 aos vinte primeiros harmônicos, os valores dos desvios para os métodos **repete o último pacote** e **amostra com tempo** foram $1,24 \times 10^6$ e $1,28 \times 10^6$, respectivamente. O cálculo para o método **ignora as perdas** não foi feito, visto que o sinal está completamente distorcido e o valor ficaria em outra ordem de grandeza.

6.5 Teste de Hipótese

Teste de hipótese: validar a afirmação “as frequências calculadas com os métodos” **ignora as perdas**, **repete o último pacote** e **amostra com tempo** estão certas dentro de um determinado erro

Em um cenário onde o número de amostras é superior a 30, o desvio padrão e a média da população são conhecidos, é possível modelar a distribuição das FC medidas como uma distribuição normal e assim calcular a o quão correto estão os valores medidos, usando o experimento análise de perdas aplicada a cada método apresentado e ao sinal referencial. Considere \bar{X} como a média da FC esperada, neste caso é 120 BPM, μ é a média aplicada a um método, σ é o desvio padrão de cada método que é apresentado na Tabela 4, n o número de amostras será de 3000. H_0 é a hipótese de que a FC é medida está correta e H_1 que a medida está incorreta. O nível de significância,

α , usado será de 1,0%. Como a FC pode variar para mais ou menos de 120 BPM e a medida correta deve ser de 120 BPM, a tabela Z com área de rejeição de duas colunas é a mais apropriada para ser usada. Aplicando esses valores a Equação 3 foram obtidos os seguintes resultados: $Z_{m1} = -54,23$, valor Z referente ao método ignora as perdas; $Z_{m2} = 0,155$, para o valor Z do método **repete o último pacote**; $Z_{m3} = 0,133$, para o valor Z do método **amostra com tempo**. Os valores de Z_{m2} e Z_{m3} estão dentro dos valores $-2,57$ e $2,57$ apresentados na tabela Z. Isso significa que se usar os dois métodos propostos é possível garantir com 99% de certeza que as medições estarão corretas.

6.6 Comparação entre o Sistema Proposto neste Trabalho e os Métodos de Auscultação, Ultrassom e Oximetria

Cinco recém-nascidos participaram dos experimentos e os resultados das medições encontram-se na Tabela 5, que compara as FCs do sonar com a OP e o sistema ECG proposto, e na Tabela 6, que compara as FCs do método AC com a OP e o sistema ECG proposto.

Tabela 5 – Comparação entre as FCs medidas usando o sonar, oximetria e o dispositivo ECG proposto.

Métodos Paciente	Auscultação FC6 (BPM)	Oximetria FC6 (BPM)	ECG FC6 (BPM)	Auscultação FC15 (BPM)	Oximetria FC15 (BPM)	ECG FC15 (BPM)
1	170	159	157	160	156	157
2	150	150	150	152	154	154
3	149	151	149	148	147	147
4	130	132	132	136	142	139
5	130	128	128	112	123	127

Tabela 6 – Comparação entre as FCs medidas usando a auscultação, oximetria e o dispositivo ECG proposto.

Métodos Paciente	Auscultação FC6 (BPM)	Oximetria FC6 (BPM)	ECG FC6 (BPM)	Auscultação FC15 (BPM)	Oximetria FC15 (BPM)	ECG FC15 (BPM)
1	160	160	160	164	160	160
2	150	152	155	144	155	155
3	150	150	151	148	153	154
4	140	140	137	132	122	125
5	140	128	128	116	131	130

É possível observar que o dispositivo ECG proposto apresenta valores de medições da frequência cardíaca próximos aos valores medidos pelos métodos de auscultação cardíaca, oximetria e sonar, oriundos de equipamentos comerciais utilizados pelos profissionais da área médica. Validando, assim, o cálculo da frequência cardíaca feito pelo dispositivo ECG.

6.7 Tamanho do Módulo Sensor

Para que um dispositivo seja portátil é ideal que o mesmo seja pequeno. O circuito do módulo sensor juntamente com a bateria possui uma dimensão total de 75mm de largura, 45mm de profundidade e 25mm de altura. A Figura 22 exibe a placa finalizada juntamente com a bateria e mostra as dimensões do projeto.

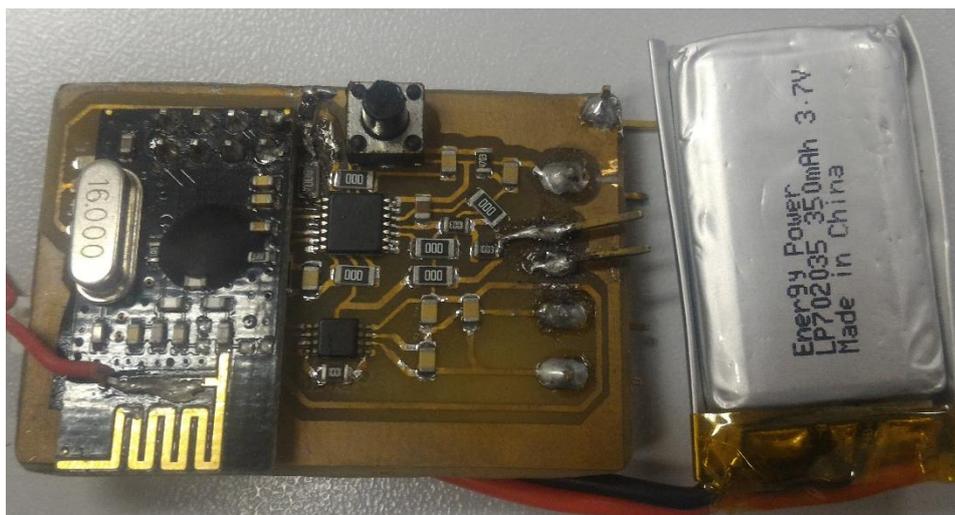


Figura 22. Placa do módulo sensor.

6.8 Consumo do Módulo Sensor

É de extrema importância saber o consumo total do módulo sensor para calcular a duração da bateria. O módulo sensor possui dois estados: o primeiro estado é o de *standby*, o módulo fica “dormindo” e consome aproximadamente $27\mu\text{A}$; já no segundo, que é o estado de transmissão, o módulo sensor fica “acordado” fazendo a amostra do sinal e enviando-o, consumindo apenas 17mA .

Usando uma bateria de 350mAh no estado de transmissão é possível passar mais de 20 horas consecutivas em modo de transmissão, já no estado de *standby* a duração seria de mais de 12.000 horas. Considerando que um exame de eletrocardiograma dura em torno de 5 min, seria possível efetuar aproximadamente 204 exames sem a necessidade de recarregar a bateria.

6.9 Custos do Sistema

Para se enquadrar na estrutura descrita em [14], um dos requisitos básicos é o custo do sistema. A tabela 7 mostra o custo total do sistema em dólar. Visto o alto preço dos equipamentos médicos, como pode ser visto na Tabela 1, o sistema apresentado é bem mais barato, custando aproximadamente U\$ 42,40 dólares. Vale

ressaltar que esse preço é baseado em compra de varejo, comprando em atacado a tendência é que o custo diminua consideravelmente.

Tabela 7 – Preço dos componentes do sistema.

Componente	Quantidade	Preço unitário (U\$)	Total (U\$)
Eletrodos	3	0,15	0,45
Amplificador de Instrumentação	1	2,10	2,10
Amplificador operacional	1	0,55	0,55
Microcontrolador do módulo sensor	1	1,30	1,30
Microcontrolador do módulo receptor	1	10,00	10,00
Rádio	2	2,00	4,00
Bateria	1	12,00	12,00
Resistores, Capacitores, reguladores e indutores	-	-	7,00
Total			37,40

7 Conclusões e Trabalhos Futuros

Este trabalho mostra que é possível fazer um dispositivo ECG comercial que atende os requisitos de ser uma tecnologia sem fio, de baixo custo, quando comparado com as soluções existentes, aplicação com atraso imperceptível ao olho humano e transmissão do sinal completo. Também ressalta importância de realizar uma análise das perdas de pacotes e sua influência no cálculo da frequência cardíaca. Além disso, mostra que se caso não houvesse uma comparação com o sinal original, seria impossível um ser humano, por mais treinado que seja, identificar a distorção do sinal causada pela perda de pacotes.

Pode-se, também, concluir que o método **repete o último pacote** e o método **amostra com tempo**, mesmo sendo muito simples de serem implementados, eles foram bastante eficientes, obtendo variância abaixo de um. O método **repete o último pacote** leva uma pequena vantagem já que ele apresentou menor distorção e menor variância.

7.1 Contribuições

Algumas contribuições deste trabalho foram:

1. Mostrar a relevância de um estudo mais aprofundado sobre perdas de pacotes em sistemas médicos sem fio;
2. Apresentação de dois métodos simples e eficientes que diminuíram os problemas causados pelas perdas de pacotes;
3. Projeto e implementação de um sistema ECG, com a confecção da placa e criação de uma interface para o monitoramento em tempo real e de baixo custo;
4. Trabalho apresentado no congresso *Pediatric Academic Society Meeting*;
5. Submissão de um artigo para a revista *Journal of Medical Internet Research* (A1), mas ainda no aguardo do resultado da segunda revisão.

7.2 Dificuldades Encontradas

As principais dificuldades encontradas durante o projeto e os experimentos foram:

- Uso do ECG em recém-nascidos;
- Disponibilidade da equipe médica;
- Mal contato entre os eletrodos e o corpo dos bebês;
- Encontrar o melhor posicionamento dos eletros nos bebês para a captação do sinal com pouca interferência.

7.3 Trabalhos Futuros

Segue algumas sugestões de trabalhos futuros:

- Realizar testes com outras tecnologias de transeptores;
- Implementar a aquisição dos sinais com derivação DI, DII e DIII simultaneamente;
- Usar eletrodos capacitivos, com a intenção de amenizar o problema causado pelo mal contato entre eletrodo e o corpo;
- Realizar estudos com adultos.

8 Bibliografia

- [1] Y. M. Chi, P. Ng, E. Kang, J. Kang, J. Fang, and G. Cauwenberghs. Wireless non-contact cardiac and neural monitoring. In *Wireless Health 2010*, pages: 15–23. ACM, 2010.
- [2] H. Yang and J. Chai. A portable wireless ecg monitor based on msp430fg439. In *Intelligent Computation and Bio-Medical Instrumentation (ICBMI), 2011 International Conference on*, pages: 148–151, Dec 2011.
- [3] C. Park, P. H. Chou, Y. Bai, R. Matthews, and A. Hibbs. An ultra-wearable, wireless, low power ecg monitoring system. In *2006 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, pages: 241–244. IEEE, 2006.
- [4] R. Fensli, E. Gunnarson, and O. Hejlesen. A wireless ecg system for continuous event recording and communication to a clinical alarm station. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE, volume 1*, pages: 2208–2211. IEEE, 2004.
- [5] A. Pantelopoulos and N. G. Bourbakis. A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 40(1): 1–12, 2010.
- [6] S. Luo and P. Johnston. A review of electrocardiogram filtering. *Journal of Electrocardiology*, 43(6): 486–496, 2010.
- [7] J. Noueihed, R. Diemer, S. Chakraborty, and S. Biala. Comparing bluetooth hdp and spp for mobile health devices. In *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, pages: 222–227. IEEE, 2010.
- [8] Rangaraj M. Rangayyan. *Bio-Medical Signal Analysis*, Wiley-Interscience (IEEE press), 2002.
- [9] Leandro Schwarz1. ARTIGO DE REVISÃO: ELETROCARDIOGRAMA. *Revista Ilha Digital*, ISSN 2177-2649, volume 1, páginas 3 – 19, 2009.

- [10] M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin. Dsp implementation of wavelet transform for real time ecg wave forms detection and heart rate analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*, 52(1):35–44, 1997.
- [11] J. Pan and W. J. Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3): 230–236, 1985.
- [12] E. Nemati, M. J. Deen, and T. Mondal. A wireless wearable ecg sensor for long-term applications. *IEEE Communications Magazine*, 50(1):36–43, 2012.
- [13] D. Balasubramaniam and D. Nedumaran. Implementation of ecg signal processing and analysis techniques in digital signal processor based system. In *Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on*, pages: 60–63, May 2009.
- [14] E. Phillipos, A. L. Solev a°g, G. Pichler, K. Aziz, S. van Os, M. O’Reilly, P.-Y. Cheung, and G. M. Schmo“lzer. Heart rate assessment immediately after birth. *Neonatology*, 109(2): 130–138, 2015.
- [15] Zevzikovas, Marcos. "Efeitos da interferencia eletromagnetica conduzida em equipamentos eletromedicos no ambiente hospitalar." (2004).
- [16] Júnior, Antonio Pertence. "Eletrônica Analógica–Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos. Ed." (2003).
- [17] Doenças cardiovasculares são principal causa de morte no mundo. Governo do Brasil. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2017/09/doencas-cardiovasculares-sao-principal-cao-de-morte-no-mundo>>. Acesso em: 23 out. 2017.
- [18] Hair, J. F., Black, W. C., Babin, B. J., Anderson, R. E., & Tatham, R. L. (2009). *Análise multivariada de dados*. Bookman Editora.
- [19] Spiegel, Murray R., John J. Schiller, and R. Alu Srinivasan. *Probabilidade e Estatística-: Coleção Schaum*. Bookman Editora, 2016.
- [20] Mehl, Ewaldo LM. "Qualidade da energia elétrica." Universidade Federal do (2012).

- [21] Feldman, José, and Gerson P. Goldwasser. "Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação." *Revista da SOCERJ* 14.4 (2004): 256.
- [22] Tanenbaum, Andrew S., and Albert S. Woodhull. *Sistemas Operacionais: Projetos e Implementação*. Bookman Editora, 2009.
- [23] Ferreira, Wagner Luis, Rute Chamié Alves de Souza, and Aparecido Antonio Camacho. "A Eletrocardiografia na medicina veterinária." *Revista de Educação Continuada em Medicina Veterinária e Zootecnia* 1.1 (1998): 54-57.
- [24] Marcosul em <http://www.macrosul.com/produtos/eletrocardiografo-cardiotouch-bionet/> . Acesso em: 30 de nov 2017.