

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

**César Abascal Machado**

**SISTEMA COMPUTACIONAL PARA CAPTURA E AVALIAÇÃO DA  
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO  
FOTOPLETISMOGRAFIA**

Santa Maria, RS  
2020

**César Abascal Machado**

**SISTEMA COMPUTACIONAL PARA CAPTURA E AVALIAÇÃO DA  
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO  
FOTOPLETISMOGRAFIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação (PPGCC) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM,RS), como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Ciência da Computação**.

Orientador: Prof. Dr. Cesar Augusto Prior

Santa Maria, RS  
2020

Abascal, Cesar

Sistema computacional para captura e avaliação da variabilidade da frequência cardíaca utilizando fotopletismografia / por Cesar Abascal Machado. - 2020

68 f.; 30 cm

Orientador: Cesar Augusto Prior

Coorientador: Cesar Ramos Rodrigues

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Tecnologia, Pós-Graduação em Ciência da Computação, RS, 2020.

1. Fotopletismografia. 2. Variabilidade da Frequência Cardíaca. 3. Dispositivos de Assistência Médica. 4. Monitoramento de Saúde. I. Prior, Cesar. Augusto. II. Ramos Rodrigues, Cesar. III. Sistema computacional para captura e avaliação da variabilidade da frequência cardíaca utilizando fotopletismografia.

---

© 2020

Todos os direitos autorais reservados a Cesar Abascal Machado. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.

E-mail: cesar.abascal@gmail.com

**César Abascal Machado**

**SISTEMA COMPUTACIONAL PARA CAPTURA E AVALIAÇÃO DA  
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO  
FOTOPLETISMOGRAFIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação (PPGCC) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM,RS), como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Ciência da Computação**.

**Aprovado em 19 de fevereiro de 2020:**

---

**Cesar Augusto Prior, Dr. (UFSM)**  
(Presidente/Orientador)

---

**Cesar Ramos Rodrigues, Dr. (UFSC)**  
(Co-Orientador)

---

**Adriane Schmidt Pasqualoto, Dra. (UFSM)**

---

**Ana Trindade Winck, Dra. (UFCSPA) (videoconferência)**

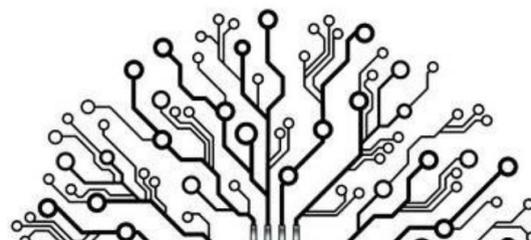
Santa Maria, RS  
2020

## AGRADECIMENTOS

Cada sentença eternizada neste trabalho reflete um dos incansáveis dias em que a perseverança, o foco, o sonho e a vontade de aprender estiveram ao meu lado em forma de família, amigos, colegas, professores e orientadores. Quero que saibam, que sem vocês eu não teria chegado onde cheguei, e assim gostaria de deixar registrado o meu mais sincero agradecimento:

- Aos meus orientadores Cesar, Cesar (sim. são dois) e Adriane que sempre estiveram ao meu lado transmitindo sabedoria e direcionando meus passos.
- A todos os Professores que diariamente contribuíram para a minha formação, sendo durante as aulas ou durante uma conversa pelos corredores.
- Aos meus colegas que de forma descontraída transmitiram conhecimento e fizeram os meus dias mais felizes. Em especial a Vanessa, o Victor e a Luana.
- Aos meus amigos que acreditaram na minha jornada e me deram todo o apoio possível. Em especial as Fisioterapeutas do HUSM que encararam as minhas ideias e além do apoio ajudaram na empreitada.
- E a minha família, as pessoas mais importantes da minha vida. Em especial aos meus pais Ana Paula e Daniel, aos meus irmãos Ana e Filipi e a minha namorada Andressa. É por causa do apoio e força de vocês que meus dias são mais felizes.

Por fim, gostaria de relatar que desde o primeiro contato que tive com o GMicro e o HUSM tive a certeza de que muitos desafios viriam pela frente, e que estes iriam contribuir de forma significativa para a minha vida profissional e pessoal. Assim, gostaria de agradecer a todos os funcionários do Centro de Tecnologia (CT) e Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM) que de alguma forma contribuíram na minha jornada, a Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro prestado, e a Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) por ter me tornado mais um filho da casa.



*"Each dream you leave behind is a part of  
your future that will no longer exist."*

(Steve Paul Jobs)

## RESUMO

### SISTEMA COMPUTACIONAL PARA CAPTURA E AVALIAÇÃO DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO FOTOPLETISMOGRAFIA

AUTOR: CESAR ABASCAL MACHADO  
ORIENTADOR: CESAR AUGUSTO PRIOR

Este trabalho teve por objetivo o desenvolvimento de um sistema computacional para captura e avaliação da variabilidade da frequência cardíaca utilizando a técnica de fotopletismografia. Teve como propósito possibilitar o monitoramento e a avaliação do estado de saúde em ambientes de reabilitação, com equipamento de baixo custo e validado, proporcionando confiabilidade na aquisição dos dados por meio da utilização de equipamentos embarcados. Com tecnologias voltadas aos cuidados de saúde, não apenas durante exames e rotinas clínicas, como também durante a prática de exercícios físicos, fornecendo informações vitais do indivíduo em tempo real. A partir de equipamentos similares disponíveis e embasados na literatura, o protótipo foi desenvolvido. O sistema foi constituído de um conjunto hardware e software embarcado de baixo custo e comunicação sem fio, possibilitando maior praticidade para sua utilização e aquisição de sinais de fotopletismografia. Os principais sinais fisiológicos que o sistema embarcado é capaz de monitorar são a frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca e a taxa de oxigenação sanguínea periférica. Para definição do hardware e visando a identificação e correções de problemas, foram realizados testes primeiramente comparados com equipamento similar registrado pela Anvisa e posteriormente foram realizadas coletas de sinais fisiológicos com dois grupos: um de voluntários saudáveis e outro com voluntários portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica para complementar a validação do sistema embarcado. E por fim, foi elaborado um dataset para auxiliar futuros estudos no processamento digital de sinais, assim como implementado um algoritmo de baixo custo computacional para o processamento em tempo real de tais sinais.

**Palavras-chave:** Fotopletismografia. Variabilidade da frequência cardíaca. Dispositivos portáteis de assistência médica. Monitoramento de saúde.

## ABSTRACT

### COMPUTATIONAL SYSTEM FOR CAPTURE AND ASSESSMENT OF HEART RATE VARIABILITY USING PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

AUTHOR: CESAR ABASCAL MACHADO

ADVISOR: CESAR AUGUSTO PRIOR

This work aimed to develop a computer system for capturing and assessing heart rate variability using the photoplethysmography technique. Its purpose is to enable monitoring and evaluation of health status in rehabilitation environments, with a low-cost and validated equipment. With technologies focused on health care, not only during exams and clinical routines, but also during physical exercise, providing vital information in real time. From similar equipment available and based on the literature, the prototype was developed. The system consists of a set of low cost hardware and software embedded and wireless communication, enabling greater practicality for its use and acquisition of photoplethysmography signals. The main physiological signals that the embedded system is able to monitor are heart rate, heart rate variability and peripheral blood oxygenation rate. To define the hardware and aiming at identifying and correcting problems, tests were first compared with similar equipment registered by Anvisa-BR and later collections of physiological signals were carried out with two groups: one of healthy volunteers and another with volunteers with chronic obstructive pulmonary disease to complement the validation of the embedded system. Finally, a dataset was developed to assist future studies in digital signal processing, as well as a low-cost computational algorithm for real-time processing of such signals.

**Keywords:** Photoplethysmography. Heart Rate Variability. Portable healthcare Devices. Health monitoring.

## LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Figura 1 -	Amostra de sinal de ECG com VFC extraída. ....	16
Figura 2 -	Traçado característico do ECG. ....	18
Figura 3 -	Dispositivos embarcados com PPG: a) Apple Watch; b) Xiaomi Mi Band 4; c) Itamar WatchPat. ....	20
Figura 4 -	Composição da forma de onda do sinal de PPG. ....	21
Figura 5 -	Absorção e forma de onda da PPG: a) Absorção de luzes pela hemoglobina. b) Forma de onda capturada. ....	22
Figura 6 -	Detalhes dos picos sistólicos encontrados na forma de onda da PPG. ....	24
Figura 7 -	Equipamento uPPG: a) Vista superior; b) Conexão da ponteira; c) Vista Frontal; d) Vista traseira. ....	29
Figura 8 -	Fluxograma de análise utilizado durante as coletas do dataset. ...	35
Figura 9 -	Posicionamento dos eletrodos e sensores: a) Eletrodos para ECG; b) Sensor dedal para PPG. ....	37
Tabela 1 -	Informações sobre os voluntários participantes. ....	38
Figura 10 -	Diagrama de organização do <i>dataset</i> . ....	40
Figura 11 -	Amostra de voluntário: a) ECG e PPG extraídos dos equipamentos; b) VFCs extraídas dos respectivos sinais. ....	43
Tabela 2 -	Informações sobre as VFCs adquiridas dos voluntários. ....	44
Figura 12 -	Sinais de ECG e PPG extraídos de voluntário durante teste ergométrico. ....	46
Figura 13 -	Análises dos parâmetros das VFCs extraídas do ECG (eixo x) e PPG (eixo y) dos voluntários saudáveis. ....	48
Figura 14 -	Análises dos parâmetros das VFCs extraídas do ECG (eixo x) e PPG (eixo y) dos voluntários DPOC. ....	49

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>APG</b>	Aceleração da Fotopletismografia (Accelerated Photoplethysmography, do inglês)
<b>BPM</b>	Batimentos Por Minuto
<b>CAAE</b>	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
<b>CEP</b>	Comitê de Ética em Pesquisa
<b>CI</b>	Circuito Integrado
<b>CSV</b>	Extensão de arquivo com valores separados por vírgula ( <i>comma separated values</i> , do inglês)
<b>DPOC</b>	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
<b>ECG</b>	Eletrocardiograma
<b>FC</b>	Frequência Cardíaca
<b>GC</b>	Grupo de Controle
<b>GD</b>	Grupo DPOC
<b>GMICRO</b>	Grupo de Microeletrônica
<b>GPIO</b>	Pinos de Entrada e Saída de Propósito Geral ( <i>General Purpose Input/Output</i> , do inglês)
<b>HUSM</b>	Hospital Universitário de Santa Maria
<b>IMC</b>	Índice de Massa Corpórea
<b>I2C</b>	Protocolo de comunicação: Circuito Inter-Integrado ( <i>Inter - Integrated Circuit</i> , do inglês)
<b>LED</b>	Diodo Emissor de Luz ( <i>Light Emitting Diode</i> , do inglês)
<b>OLED</b>	Diodo Orgânico Emissor de Luz ( <i>Organic Light Emitting Diode</i> , do inglês)
<b>PA</b>	Pressão Arterial
<b>PAS</b>	Pressão Arterial Sistólica
<b>PAD</b>	Pressão Arterial Diastólica
<b>PPG</b>	Fotopletismografia ( <i>Photoplethysmography</i> , do inglês)
<b>PSG</b>	Polissonógrafo
<b>SpO<sub>2</sub></b>	Saturação de Oxigenação Sanguínea Periférica
<b>SNA</b>	Sistema Nervoso Autônomo
<b>SO</b>	Sistema Operacional
<b>SPI</b>	Protocolo de comunicação: Interface Periférica Serial ( <i>Serial Peripheral Interface</i> , do inglês)
<b>TCLE</b>	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
<b>UFSM</b>	Universidade Federal de Santa Maria
<b>VFC</b>	Variabilidade da Frequência Cardíaca

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	12
1.1 OBJETIVOS .....	14
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	16
2.1 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA .....	16
2.2 ELETROCARDIOGRAMA .....	17
2.3 FOTOPLETISMOGRAFIA .....	19
<b>2.3.1 O Sinal de PPG e suas informações</b> .....	20
2.3.1.1 <i>Obtenção da Taxa de Oxigenação Sanguínea Periférica</i> .....	21
2.3.1.2 <i>Obtenção da Variabilidade da Frequência Cardíaca</i> .....	23
2.4 TRABALHOS RELACIONADOS .....	26
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	28
3.1 DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO .....	28
<b>3.1.1 Implementação do hardware</b> .....	29
<b>3.1.2 Implementação dos scripts</b> .....	31
3.1.2.1 Script de aquisição .....	31
3.1.2.2 Script de processamento .....	32
3.2 DESENVOLVIMENTO DO DATASET .....	34
<b>3.2.1 Indivíduos Voluntários e Fluxograma de Análise</b> .....	34
<b>3.2.2 Equipamentos Utilizados e suas Configurações</b> .....	36
<b>3.2.3 Informações sobre os voluntários e dados adquiridos</b> .....	38
<b>3.2.4 Organização do Dataset</b> .....	39
<b>4 RESULTADOS OBTIDOS PELO SISTEMA</b> .....	42
4.1 ANÁLISE DIRETA ENTRE AS VFCS .....	43
4.2 ANÁLISE DOS PARÂMETROS DA VFC .....	47
4.3 ARTIGO DERIVADO DA PESQUISA .....	51
<b>5 ANÁLISES E DISCUSSÕES</b> .....	52
5.1 RESULTADOS ESPERADOS E COMPARAÇÕES .....	52
5.2 A IMPORTÂNCIA DO DATASET .....	53
<b>6 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	54
6.1 CONCLUSÕES .....	54
6.2 TRABALHOS FUTUROS .....	55
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	56
<b>ANEXO A</b> .....	59
<b>APÊNDICE A</b> .....	63
<b>APÊNDICE B</b> .....	66
<b>APÊNDICE C</b> .....	68

## 1 INTRODUÇÃO

Os equipamentos biomédicos oferecem monitoramento do estado de saúde e são amplamente utilizados em ambiente hospitalar, bem como em clínicas e programas de reabilitação. A evolução da microeletrônica e da ciência da computação possibilitou a miniaturização de tais tecnologias, tornando capaz a sua aplicação em dispositivos hospitalares voltados ao telemonitoramento de saúde e dispositivos simplificados voltado aos desportistas durante a prática de atividades físicas.

Nos equipamentos utilizados por profissionais da saúde durante o monitoramento remoto de pacientes, como os exames MAPA e Holter, e nos equipamentos comerciais de uso comum, como os *smartwatches* e *trackers* de atividade, estão presentes tecnologias capazes de aferir duas importantes medidas, sendo elas a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e a taxa de oxigenação sanguínea periférica (SpO<sub>2</sub>).

A análise da VFC é uma série temporal, composta pelo intervalo de tempo entre cada batimento cardíaco, indexando a função neurocárdica que é gerada por interações coração-cérebro e processos dinâmicos do SNA. Entre as informações que reflete sobre o corpo humano, destacam-se a regulação do equilíbrio autonômico, a pressão arterial (PA), as trocas gasosas, a saúde do coração, e os tônus vasculares que se referem ao diâmetro dos vasos sanguíneos que regulam a PA (Shaffer and Ginsberg, 2017). A VFC é idealmente extraída do eletrocardiograma (ECG), um exame que analisa o funcionamento cardíaco através das formas de onda provenientes da atividade elétrica do coração.

Embora o ECG seja uma técnica simples de ser realizada, ele possui algumas particularidades que dificultam o uso no monitoramento contínuo, principalmente durante exercícios físicos de reabilitação ou tarefas do dia a dia. Além de ser suscetível a ruídos causados por linhas de transmissão e equipamentos que utilizam radiofrequência ou micro-ondas, ainda necessitam de aplicação e manutenção de eletrodos fixados ao tórax, exigindo em alguns casos remoção dos pelos e utilização de gel condutor. Além disso, os eletrodos precisam ser fixados em locais específicos, exigindo a presença de um profissional capacitado.

A SpO<sub>2</sub> é uma medida capaz de informar a porcentagem de oxigênio no sangue, sendo valiosa durante a prática de exercícios físicos e no monitoramento de pacientes portadores de doenças respiratórias crônicas. O monitoramento contínuo da mesma pode fornecer informações importantes sobre os processos de hematose realizado pelo sistema cardiopulmonar.

Quando realizado o cruzamento de variáveis VFC com SpO<sub>2</sub>, obtêm-se indicadores relevantes sobre a saúde do indivíduo e ou respostas ao tratamento que está sendo realizado. Adicionalmente, algoritmos baseados em inteligência artificial podem ser aplicados para detectar padrões complexos indicando possíveis problemas de saúde que o indivíduo pode apresentar ao longo do tempo, como por exemplo o estudo de (Bellos et al., 2013) que utiliza parâmetros oriundos da VFC para identificar indivíduos portadores de problemas cardiopulmonares.

O monitoramento da saúde humana pode ser fator decisivo para salvar vidas, tendo em vista que segundo a World Health Organization (WHO, 2017), doenças cardiovasculares são a principal causa de morte no mundo todo, tendo como estimativa 17.9 milhões de óbitos ao ano. Ainda, doenças pulmonares, como a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), são atualmente reportadas pelo relatório (GOLD, 2019) como a quarta maior causa de mortalidade no mundo, tendo previsão de ser a terceira maior até o final do ano de 2020.

Diante da importância de tais medidas, principalmente da VFC, pesquisadores vêm concentrando esforços para extrair cada vez mais informações da mesma, aprimorar as atuais técnicas e encontrar novas formas de extração. Por exemplo, os trabalhos de (Shelley, 2007), (Jeyhani et al., 2015), (Mirescu & Harden, 2016) e (Georgiou et al., 2018) apresentam a Fotopletismografia (PPG, do inglês) como uma técnica promissora para extração de ambas, VFC e SpO<sub>2</sub>, utilizando apenas um sensor ótico de fácil fixação e uma unidade de processamento.

Dessa forma, esta pesquisa teve como proposição a construção de um sistema computacional de baixo custo para extração confiável de variáveis do ritmo cardíaco através da técnica de PPG, e num segundo momento a realização da validação do mesmo sistema.

O estudo está estruturado em 6 capítulos. Sendo o primeiro capítulo composto pela introdução geral da pesquisa; o segundo capítulo apresentando a

revisão de literatura, que elenca as bases teóricas e científicas da pesquisa; no terceiro capítulo encontra-se o desenvolvimento do equipamento e o desenvolvimento do dataset, o qual descreve o percurso metodológico da pesquisa, o modelo do equipamento e a extração de dados; no quarto capítulo é apresentado os resultados obtidos. Por fim, são apresentadas as análises e discussões e as conclusões gerais da pesquisa.

## 1.1 OBJETIVOS

Aplicando um caráter prático à pesquisa, focou-se no desenvolvimento de um equipamento portátil e acurado para extração da VFC através da PPG. Ainda, em conjunto ao equipamento, objetivou-se a construção de um *dataset* multidisciplinar contendo dados clínicos, informações pessoais, hábitos de saúde e registro de sinais de ECG e PPG sincronizados durante estágios de repouso, exercício em esteira ergométrica e recuperação física. Para que tal equipamento e *dataset* pudessem ser desenvolvidos, objetivou-se:

- a) Estudo sobre a VFC;
- b) Estudo da técnica de ECG;
- c) Estudo da técnica de PPG;
- d) Pesquisa acerca de circuitos integrados (CIs) para aquisição de PPG e desenvolvimento do hardware do equipamento;
- e) Desenvolvimento dos *scripts* necessários para manipulação do hardware do equipamento;
- f) Definição dos grupos de indivíduos e realização do cálculo amostral;
- g) Organização do fluxograma de análises e formulários a serem utilizados nas coletas do dataset;
- h) Desenvolvimento de estrutura de organização para o *dataset*;
- i) Coleta de dados.

Através do equipamento proposto e do *dataset* contendo sinais oriundos do mesmo e de um equipamento comercial homologado pela Anvisa, foi possível realizar análises estatísticas necessárias para comprovação da VFC extraída da

PPG e em quais situações ela pode ser realizada, além de propor uma nova forma de aquisição de tais sinais potencialmente promissora na utilização em ambientes assistenciais e de cuidados de saúde. Também, a partir dos sinais registrados por ambos os equipamentos e suas anotações, foi possível estudar sobre filtros e algoritmos comumente utilizados, testando e apresentando um novo algoritmo de baixo custo computacional para detecção de picos em PPG.

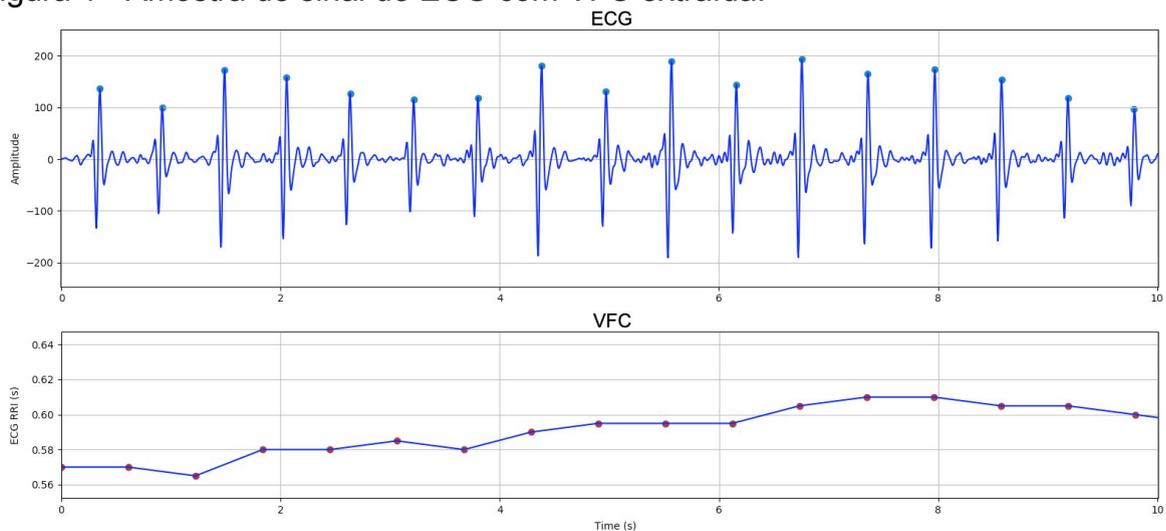
## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para a realização desta pesquisa, foi necessário o estudo aprofundado das técnicas de ECG e PPG, pois é através da primeira que a Frequência Cardíaca (FC) e a Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) são idealmente extraídas. Já a segunda, além de ser utilizada para a extração da saturação sanguínea periférica ( $SpO_2$ ), vem sendo demonstrada como alternativa eficaz para extração acurada da FC e VFC, a qual é a técnica alvo desta pesquisa.

### 2.1 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Segundo (Mirescu e Tarba, 2017) "A VFC refere-se às alterações do intervalo batimento a batimento no ECG e é considerada uma medida não invasiva do equilíbrio autonômico". Em outras palavras, a VFC é um sinal idealmente derivado do ECG que relaciona o tempo decorrido entre cada batimento cardíaco. Segundo (Elgendi, 2013) o batimento cardíaco é representado pelo pico R da forma de onda do ECG. A figura 1 apresenta na parte superior o traçado dos 10 primeiros segundos de ECG do indivíduo 3715687 durante o estágio de recuperação física, onde os pontos demarcados indicam os picos R. Já na parte inferior da mesma figura é apresentado a VFC extraída deste período, onde os pontos demarcados indicam a diferença de tempo entre cada um dos picos R da parte superior.

Figura 1 - Amostra de sinal de ECG com VFC extraída.



Fonte: Autor.

Os trabalhos de (Shelley, 2007), (Jeyhani et al., 2015), (Mirescu & Harden, 2016) e (Georgiou et al., 2018), entre outros, validam a possibilidade de extração de VFC utilizando a PPG. Os autores realizaram comparações entre a VFC extraída do ECG que por sua vez é o padrão ouro para extração de tal sinal, com a VFC extraída da PPG. Os autores supracitados concordam que existe alta correlação entre ambas VFCs, inclusive (Shelley, 2007) comenta que "a disponibilidade de métodos cada vez mais poderosos de processamento digital de sinais está permitindo um renascimento no campo da pesquisa da PPG", mostrando entusiasmo sobre as pesquisas em PPG para estimação de VFC e SpO<sub>2</sub>.

Já os trabalhos de (Elgendi et al., jan 2010), (Elgendi et al., fev 2010), (Elgendi, 2016), (Alqaraawi et al., 2016), (Kavsoglu et al, 2016) e (Liang et al., 2018), concentram esforços em filtros, métodos e algoritmos para melhor aquisição e condicionamento da PPG, bem como extração da VFC.

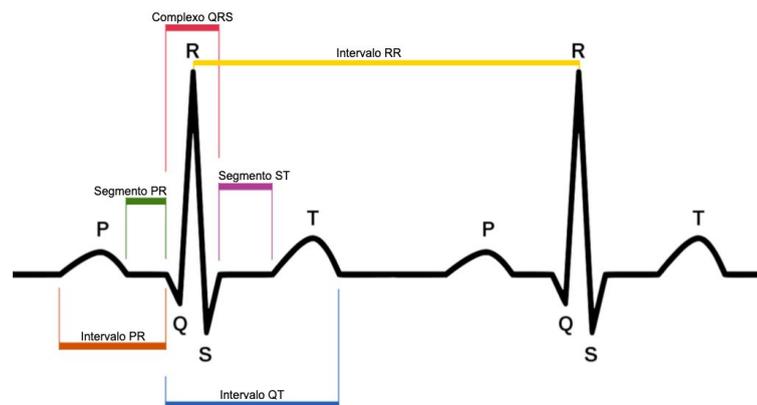
O principal destaque que a VFC da PPG possui em relação a VFC do ECG, se caracteriza pelo fato de sinais de ECG serem mais afetados por diferentes tipos de ruídos, sendo eles causados por baixa frequência e por alta frequência como as interferências elétricas e magnéticas (Jeyhani et al., 2015) e (Elgendi et al., 2010). Os sinais de PPG são mais simplificados em comparação aos de ECG, apresentando maior facilidade no processamento, além de exigirem menor quantidade de cabos e sensores durante sua aquisição, sendo mais confortável durante o uso. Ainda, sensores de PPG podem ser embarcados em *Smartwatches* e *trackers* de atividade física para monitoramento contínuo e automático sem a necessidade de configurações prévias do indivíduo a cada aquisição.

## 2.2 ELETROCARDIOGRAMA

O ECG é uma técnica não invasiva utilizada para avaliar a atividade elétrica do coração. Trata-se de uma ferramenta de diagnóstico extremamente útil e largamente utilizada no século 21 (Rosen A. et al., 2014). Além disso, trata-se da principal técnica utilizada para extrair a FC e sua variabilidade (Mirvis M. & Goldberger L., 2001).

Para a sua realização, eletrodos são colocados em locais específicos do tórax e configurados de forma a produzirem derivações. Para um exame completo, 12 derivações são utilizadas, sendo três bipolares, três unipolares e seis precordiais (Mirvis M. & Goldberger L., 2001). O traçado de ECG é composto por cinco ondas diferentes, sendo as ondas P, Q, R, S e T demonstradas na figura 2, onde inserido no complexo Q-R-S está a onda R que indica a ocorrência de um batimento cardíaco.

Figura 2 - Traçado característico do ECG.



Fonte: Adaptação de Elgendi (2014).

Cada uma das derivações é capaz de registrar as ondas do traçado de forma diferente, apresentando diferentes pontos de vista da mesma análise. Ainda, cada derivação pode ressaltar ou suprimir determinadas ondas. Em exames completos todas as derivações são utilizadas e cada onda é analisada separadamente (Mirvis M. & Goldberger L., 2001).

Entretanto, quando se quer analisar a FC e ou sua variabilidade, não é necessário utilizar todas as derivações. A onda R é o reflexo do batimento cardíaco e pode ser observada de forma destacada nas derivações bipolares (D1, D2 e D3) que de acordo com a lei de Einthoven, necessitam de apenas três eletrodos. Assim, para estimar ambas é necessário encontrar as ocorrências da onda R em uma das derivações do traçado ECG em determinado período (Rosen et al., 2014). Para isso, usualmente se utiliza algoritmos de detecção de complexo Q-R-S, e posteriormente encontra-se o pico mais destacado dentro do mesmo, a onda/pico R (Elgendi, 2013).

Apesar de o ECG ser um exame simples de ser realizado, é comumente afetado por diferentes tipos de ruídos. Além do mais, equipamentos completos para aquisição de ECG costumam possuir elevado custo de aquisição, manutenção e necessidade de reposição de eletrodos.

### 2.3 FOTOPLETISMOGRAFIA

A PPG é uma técnica não invasiva utilizada para medir mudanças de volume relativo de sangue nas veias da superfície da pele, fazendo o uso de emissores e receptores de luz e da lei de Beer-Lambert (Bagha e Shaw, 2011). Esta técnica está presente em equipamentos oxímetros de pulso utilizados em hospitais, clínicas, pronto atendimentos e inclusive fora desses ambientes, como forma de monitorar a FC e a SpO<sub>2</sub>.

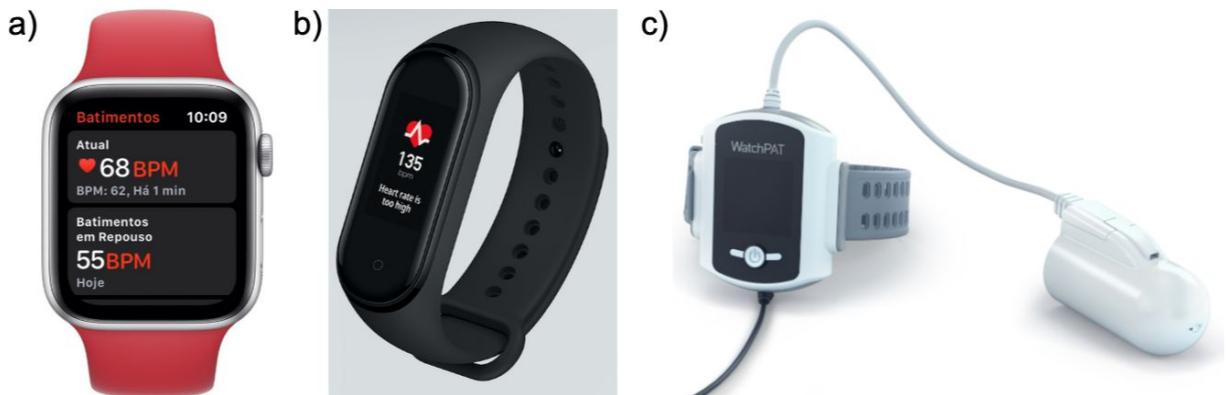
Os trabalhos de (Bagha e Shaw, 2011) e (Mohan et al., 2016) demonstram o funcionamento da técnica, provida de um sensor e uma unidade de controle que, na maioria das vezes, é desempenhada por um microcontrolador para aquisição e processamento dos sinais. O sensor é composto por um fotodiodo e dois LEDs, sendo um vermelho e outro infravermelho com comprimentos de onda de aproximadamente 660 nm e 940 nm, respectivamente. Usualmente o sensor é posicionado na ponta dos dedos ou no lóbulo da orelha por serem regiões com elevada concentração de vasos sanguíneos.

Entretanto o estudo de (Shelley, 2007) demonstra que o local onde o sensor é posicionado é fator importante para a boa aquisição do sinal, sendo a ponta dos dedos o local mais indicado, pois as paredes dos vasos cutâneos são ricamente inervadas pelos  $\alpha$ -adrenoreceptores possuindo maior sensibilidade às alterações do sistema simpático em comparação a outras áreas do corpo.

Por se tratar de uma técnica simplificada e de fácil implementação, vem sendo empregada em dispositivos comerciais vestíveis como relógios inteligentes e *trackers* de atividade, com o intuito de serem utilizados em monitoramento esportivo e equipamentos de assistência médica domiciliar. Exemplos como o *Apple Watch* (figura 3a) e a *Xiaomi Mi Band* (figura 3b) estão cada vez mais frequentes no cotidiano das pessoas. Já equipamentos como o *WatchPat* (figura 3c) podem ser

utilizados em exames por profissionais da saúde como forma de monitoramento contínuo durante avaliação clínica do estado de saúde. Os três equipamentos utilizam, entre outras, a técnica de PPG.

Figura 3 - Dispositivos embarcados com PPG: a) Apple Watch; b) Xiaomi Mi Band 4; c) Itamar WatchPat.



Fonte: a) Apple website; b) Xiaomi website; c) Itamar Medical website.

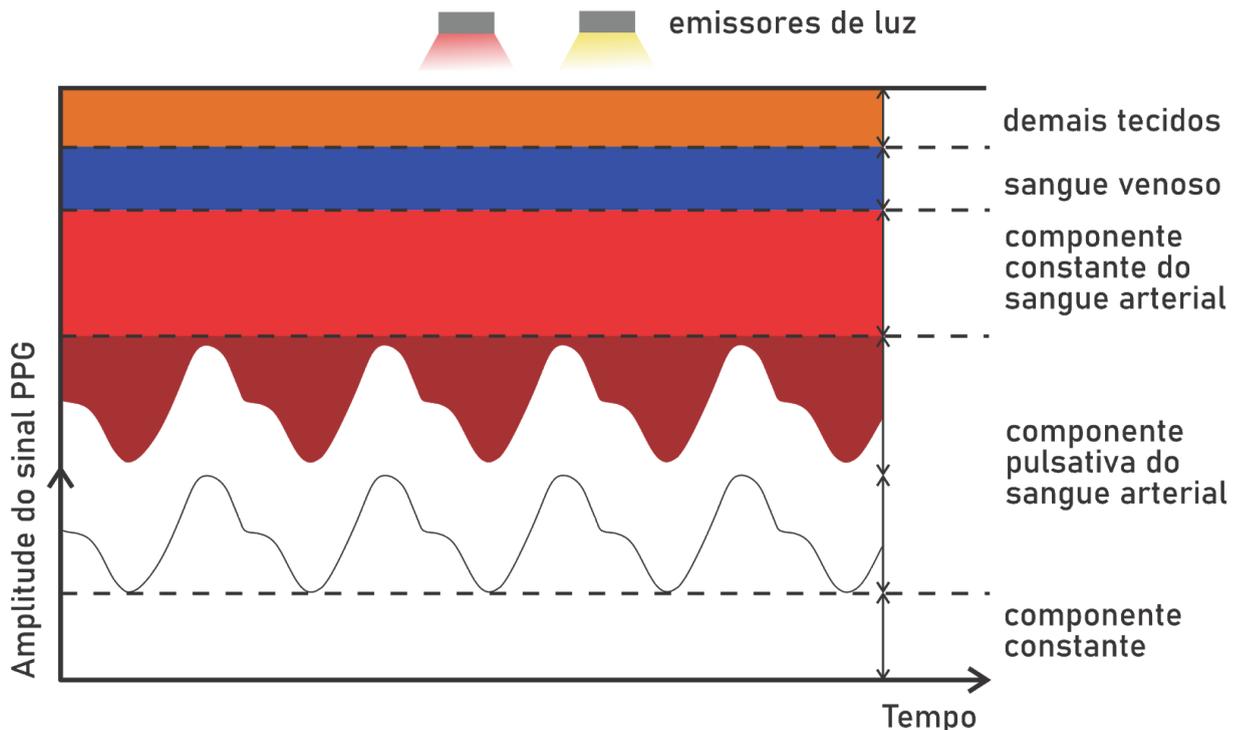
Estudos direcionados em PPG como os de (Alqaraawi et al., 2016), (Jeyhani et al., 2015), (Kim e Yoo, 2006), (Shelley, 2007), (Kavsaoglu et al., 2013) e (Elgendi, 2016), vêm demonstrando a evolução das técnicas de captura, condicionamento e extração de novos sinais, destacando-se a VFC. Ainda, a literatura tem se mostrado atenta à utilização de algoritmos estatísticos e algoritmos classificadores na detecção de padrões em doenças utilizando a VFC e a  $SpO_2$ , como por exemplo o trabalho de (Bellos et al., 2013) que através de algoritmos baseados em máquina de vetores de suporte e florestas aleatórias é de categorizar indivíduos DPOC, emitindo alertas para o paciente e supervisor clínico.

### 2.3.1 O Sinal de PPG e suas informações

A forma de onda adquirida é formada por duas componentes, uma alternada e outra predominantemente constante, sendo respectivamente a componente alternada (pulsante) com frequência fundamental tipicamente perto de 1 Hz, e a componente constante relacionada aos tecidos, ossos, ruídos e média de volume de

sangue, como demonstrado a seguir na figura 4 (Bagha e Shaw, 2011) (Tamura, 2014) (Mohan et al., 2016).

Figura 4 - Composição da forma de onda do sinal de PPG.



Fonte: Adaptação de Tamura (2014).

Durante a aquisição, geralmente dois comprimentos de onda são utilizados através da emissão de feixes luminosos por um LED vermelho (660 nm) e outro infravermelho (940 nm). A utilização de dois comprimentos de onda se faz necessário para a medição  $SpO_2$ .

### 2.3.1.1 Obtenção da Taxa de Oxigenação Sanguínea Periférica

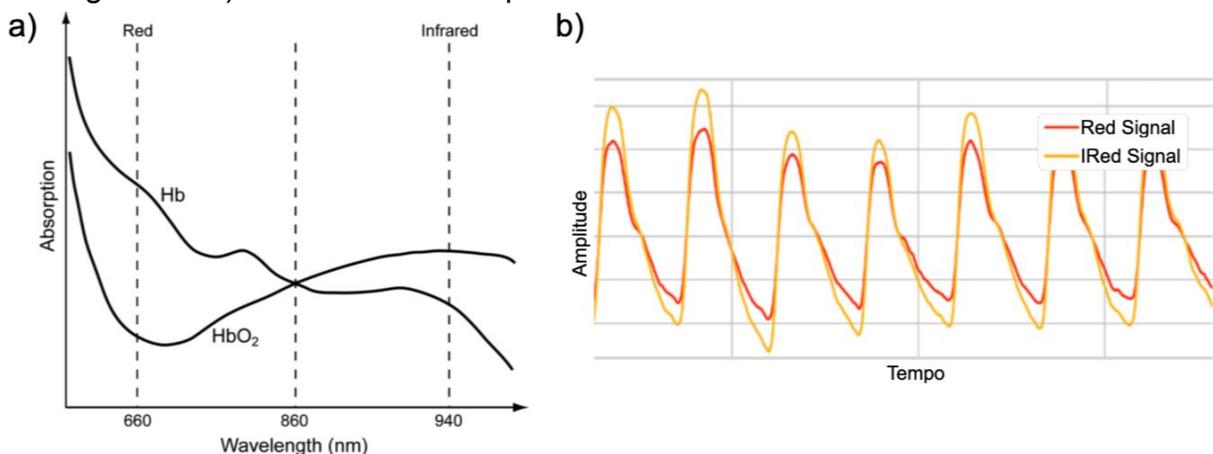
A  $SpO_2$  pode ser aferida de maneira simples, e se mostra uma medida importante principalmente durante o auxílio ao tratamento de indivíduos portadores de problemas pulmonares e no monitoramento de atividades físicas. Portanto, para este trabalho, é válida a sua contextualização.

Durante o processo de homeostase, o oxigênio é transportado no sangue pela hemoglobina (Hb), sendo denominado oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) quando a

mesma está ligada ao oxigênio e desoxihemoglobina quando não está combinada com moléculas de oxigênio (Bagha e Shaw, 2011) e (Mohan et al., 2016). Fazendo uso dessa regra, a técnica de PPG é capaz de estimar a quantidade de oxi e desoxihemoglobina presente no sangue no momento em que a amostra foi adquirida.

A figura 5a demonstra as curvas de absorção de luzes vermelha e infravermelha pela Hb e HbO<sub>2</sub>, onde a primeira absorve mais o comprimento de onda vermelho do que o infravermelho. Analogamente, a HbO<sub>2</sub> absorve mais o comprimento infravermelho do que o vermelho (Mohan et al., 2016). A partir da absorção de cada comprimento de onda, os traçados de PPG demonstrados na figura 5b são formados.

Figura 5 - Absorção e forma de onda da PPG: a) Absorção de luzes pela hemoglobina. b) Forma de onda capturada.



Fonte: a) (Bagha e Shaw, 2011). b) Autor.

De tal forma, para estimar a taxa de SpO<sub>2</sub> é utilizada a relação de concentração entre Hb e HbO<sub>2</sub> apresentada pela equação (1).

$$\%SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100 \quad (1)$$

Como apresentado por (Bagha e Shaw, 2011) e (Mohan et al., 2016) a lei de Beer-Lambert demonstra que a concentração de uma determinada solução pode ser determinada a partir da intensidade da luz transmitida através da mesma.

Entretanto, a lei é linear e não considera o múltiplo espalhamento de luz pelas células do sangue. Assim, para determinar a oxigenação sanguínea é necessário fazer uso dos valores obtidos da absorção da luz em diferentes comprimentos de onda (vermelho e infravermelho) através da razão  $R$  entre a componente alternada (valor em RMS) e componente constante de ambos os comprimentos. A razão  $R$  é apresentada pela equação (2) a seguir.

$$R = \frac{CA_{\text{vermelho}}}{CC_{\text{vermelho}}} \div \frac{CA_{\text{infravermelho}}}{CC_{\text{infravermelho}}} \quad (2)$$

Onde  $CA_{\text{vermelho}}$  e  $CC_{\text{vermelho}}$  são as componentes alternada e constante do sinal vermelho, enquanto  $CA_{\text{infravermelho}}$  e  $CC_{\text{infravermelho}}$  correspondem às componentes do sinal infravermelho. Por fim, para realizar o cálculo da taxa de  $SpO_2$  a equação (3) é utilizada.

$$SpO_2 = 110 - (25 \times R) \quad (3)$$

É importante ressaltar que o modelo apresentado para estimação de  $SpO_2$  com a técnica de PPG apresenta calibração empírica, sendo necessária a comparação com métodos mais precisos, como o método de medição de oxigenação sanguínea invasivo através da coleta de sangue e análise. As constantes apresentadas na equação (3) podem ser acrescidas ou decrementadas em algumas unidades a fim de realizar tal calibração.

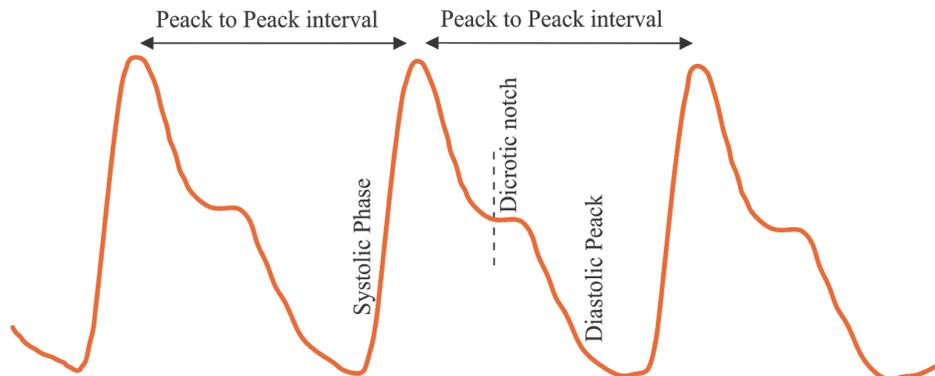
### 2.3.1.2 *Obtensão da Variabilidade da Frequência Cardíaca*

Além da  $SpO_2$ , a VFC também pode ser extraída da PPG como demonstrado nos trabalhos de (Shelley, 2007), (Jeyhani et al., 2015), (Mirescu e Harden, 2016), (Georgiou et al., 2018), entre outros presentes na literatura.

Pelo fato de a PPG ser uma técnica capaz de capturar a movimentação do fluxo sanguíneo, possui o reflexo do batimento cardíaco em forma de pico, como demonstrado na figura 6. Em outras palavras, a cada instante que o coração pulsa, o

sangue é bombeado (empurrado) pelas veias do corpo produzindo um sinal periódico e característico na forma de onda da PPG, chamado pico sistólico e que possui relação com o pico R representado no traçado do ECG.

Figura 6 - Detalhes dos picos sistólicos encontrados na forma de onda da PPG.



Fonte: Autor.

A FC é o número de batimentos que o coração realiza por minuto, sendo medida em BPM (batimentos por minuto). A VFC é a variabilidade que os batimentos apresentam em um determinado período, sendo um vetor que representa o tempo decorrido entre cada batimento cardíaco.

Para (Elgendi et al., 2018), "Uma forma de onda de batimento cardíaco no sinal de PPG consiste no início da onda sistólica, pico sistólico, entalhe dicrotico e um pico diastólico". Para (Alqaraawi et al., 2016), "Em um sinal de PPG, a localização de um pico representa o instante do tempo em que ocorre uma pulsação cardíaca".

Como já comentado, a frequência fundamental da PPG, ditada pelos picos sistólicos se aproxima de 1 Hz, sendo o reflexo do próprio ritmo cardíaco. Para a extração da FC, basta a utilização de um período fixo da forma de onda do sinal, tipicamente adquirido pelo comprimento infravermelho que tende a apresentar melhor definição e amplitude quando comparado ao vermelho.

Com a aquisição deste período, isola-se os picos sistólicos, aqueles que mais se destacam no sinal, e se quantifica sua ocorrência. Por exemplo, se durante uma aquisição de cinco segundos forem detectados seis picos, a frequência cardíaca instantânea será de 72 BPM, de acordo com a equação (4) apresentada abaixo.

$$FC = \frac{60}{T_S} \times N_P \quad (4)$$

Na equação (4)  $T_S$  é o tempo medido em segundos,  $N_P$  é o número de picos encontrados no tempo  $T_S$  e a unidade medida por FC é BPM. Ou seja, a frequência cardíaca é reflexo direto da projeção de tempo em que o coração irá pulsar num período de 1 minuto. Entretanto, tal projeção se comporta bem para indivíduos saudáveis e ou indivíduos que estejam em repouso, levando em consideração que atividades físicas como uma simples caminhada exigem maior bombeamento de sangue pelo coração, alterando a sua taxa de batimentos. Ainda, indivíduos portadores de doenças como arritmias podem apresentar variações na FC mesmo em estado de repouso.

Levando em consideração tais acontecimentos, torna-se importante a aquisição da variabilidade dos batimentos, ou seja, em um intervalo calcular o tempo em que o coração leva para realizar cada batimento, utilizando como parâmetro o batimento cardíaco anterior. Para realizar tal medida é utilizado o princípio de cálculo da FC, entretanto, ao invés de se estipular um intervalo  $T_S$  fixo, as aquisições são realizadas durante um período de tempo maior. Ao longo deste período, os picos sistólicos são encontrados e o tempo de ocorrência do atual é decrementado do anterior, resultando no vetor da VFC apresentado pela equação (5) abaixo.

$$VFC [v] = \{ (T_{PS}[n+1] - T_{PS}[n]), (T_{PS}[n+1] - T_{PS}[n]), \dots \} \quad (5)$$

A série temporal (5) exemplifica o vetor da VFC, onde  $[v]$  remete a um vetor de tamanho  $v$  com elementos em unidades de tempo,  $T_{PS}$  representa o tempo em que um pico sistólico ocorreu em relação ao início da aquisição da PPG e  $n$  representa o determinado pico. O início é dado por  $n = 0$ , e o fim é dado por  $n = v$ . As unidades de tempo dos elementos do vetor são geralmente representada por inteiros em milissegundos.

## 2.4 TRABALHOS RELACIONADOS

Na literatura existem inúmeros estudos publicados em relevantes congressos e revistas que validam a possibilidade de extração da VFC utilizando a PPG. Entre eles, os seguintes foram utilizados como referência:

- O trabalho de (Jeyhani et al., 2015) comparou parâmetros extraídos da VFC de aquisições de ECG e PPG de 19 voluntários masculinos e encontrou erros menores do que 6% para quase todos os parâmetros analisados, tendo apenas como exceção o parâmetro pNN50 que obteve diferença de 29.89%.
- O trabalho de (Mirescu & Harden, 2016) comparou parâmetros extraídos da VFC de ambos os sinais (ECG e PPG) de 10 voluntários (4 homens e 6 mulheres) e obteve a seguinte conclusão: "Os resultados demonstram que a PPG pode servir como uma alternativa ao ECG na avaliação dos parâmetros numéricos e geométricos da VFC. Todas as categorias estudadas de parâmetros de análise da VFC expressaram alta similaridade entre os dois métodos."
- O trabalho de (Lu et al., 2009) comparou ambas VFCs de 42 voluntários (34 homens e 8 mulheres) e obteve correlações entre  $r = 0.95$  a  $r = 0.98$  para as amostras testadas.
- O trabalho de (Georgiou et al., 2018) trata-se de uma revisão sistemática sobre a acurácia dos dispositivos vestíveis na medição da VFC. Dezoito estudos foram incluídos, sendo dois deles utilizando PPG, onde os autores concluíram que: "No geral, a concordância entre os vários índices de VFC e PPG, medida por Holter e dispositivos portáteis, respectivamente, foi de muito boa a excelente (variando de 0,85 a 0,99)."
- O trabalho de (Selvaraj et al., 2008) comparou ambas VFCs de 10 voluntários saudáveis e encontrou uma média de correlação de 0.97%, sem diferenças significantes entre os parâmetros do gráfico de Poincaré e dos domínios do tempo e frequência.
- O trabalho de (Elgendi et al., 2016) comparou parâmetros da VFC do ECG com a VFC extraída da segunda derivada da PPG, denominada *Accelerated*

*Photoplethysmography* (APG, do inglês) em 26 voluntários saudáveis. Utilizando os parâmetros SDNN (desvio padrão de todos os intervalos RR) e RMSSD (raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre sucessivos intervalos RR) concluiu que: "O desempenho do algoritmo proposto, quando testado em 26 registros medidos em repouso, mostrou resultados muito promissores. Nossos resultados demonstram que os índices de VFC, SDNN e RMSSD podem ser calculados usando sinais APG coletados em repouso."

Os trabalhos supracitados utilizaram abordagens diferentes ao realizar as análises e comparações, alguns utilizam os parâmetros da VFC, outros a própria VFC, outro a segunda derivada da VFC e outro uma revisão sistemática. Entretanto nota-se que os trabalhos utilizaram gravações de voluntários saudáveis e durante repouso absoluto.

Considerando tal achado, optou-se por pesquisar se os bons resultados encontrados também possuem validade em indivíduos não apenas saudáveis quanto também em indivíduos portadores de algum tipo de doença, indivíduos de idade mais elevada, de tons de pele diferente e durante períodos de exercício.

Desenvolver um equipamento portátil e verificar a acurácia da VFC oriunda da PPG do mesmo em indivíduos com tais características e em estados diferentes dos de repouso absoluto contribui significativamente para a literatura, tendo em vista sua utilização promissora em serviços assistenciais de saúde e em monitoramento de atividades físicas. Além do mais, integrar a saída de tal equipamento com softwares de análise de VFC, como o *Kubios HRV* (Tarvainen et al., 2014) pode facilitar a análise dos resultados obtidos.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Como propósito deste trabalho, desenvolveu-se um sistema computacional portátil capaz de adquirir sinais de PPG e realizar técnicas de processamento de sinais para extração acurada da VFC e posterior extração da  $SpO_2$ . Para que o equipamento pudesse ser validado e para que pudesse ser evidenciada a equivalência entre a VFC tradicional oriunda do ECG e a VFC extraída da PPG do equipamento proposto, optou-se também pelo desenvolvimento de um completo *dataset* de sinais de ECG e PPG contendo dados de voluntários saudáveis e de portadores de certas comorbidades.

Tais abordagens se justificam com o adquirido pelos trabalhos relacionados, optando-se assim pelo desenvolvimento de um equipamento acurado com *hardware* e *software* dedicados, capaz de ser portátil, flexível, configurável e capaz de suportar as atuais técnicas de aplicação de PPG e de processamento, necessárias para uma boa aquisição de sinais e extração da VFC.

Além disso, o *dataset* proposto foi realizado em conjunto com pesquisadores e fisioterapeutas do Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM), tornando possível não apenas sua utilização neste trabalho, como também sendo uma importante base para futuras pesquisas em processamento de sinais biomédicos e análises clínicas, fortalecendo a multidisciplinaridade entre engenharias, computação aplicada e ciências da saúde.

#### 3.1 DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO

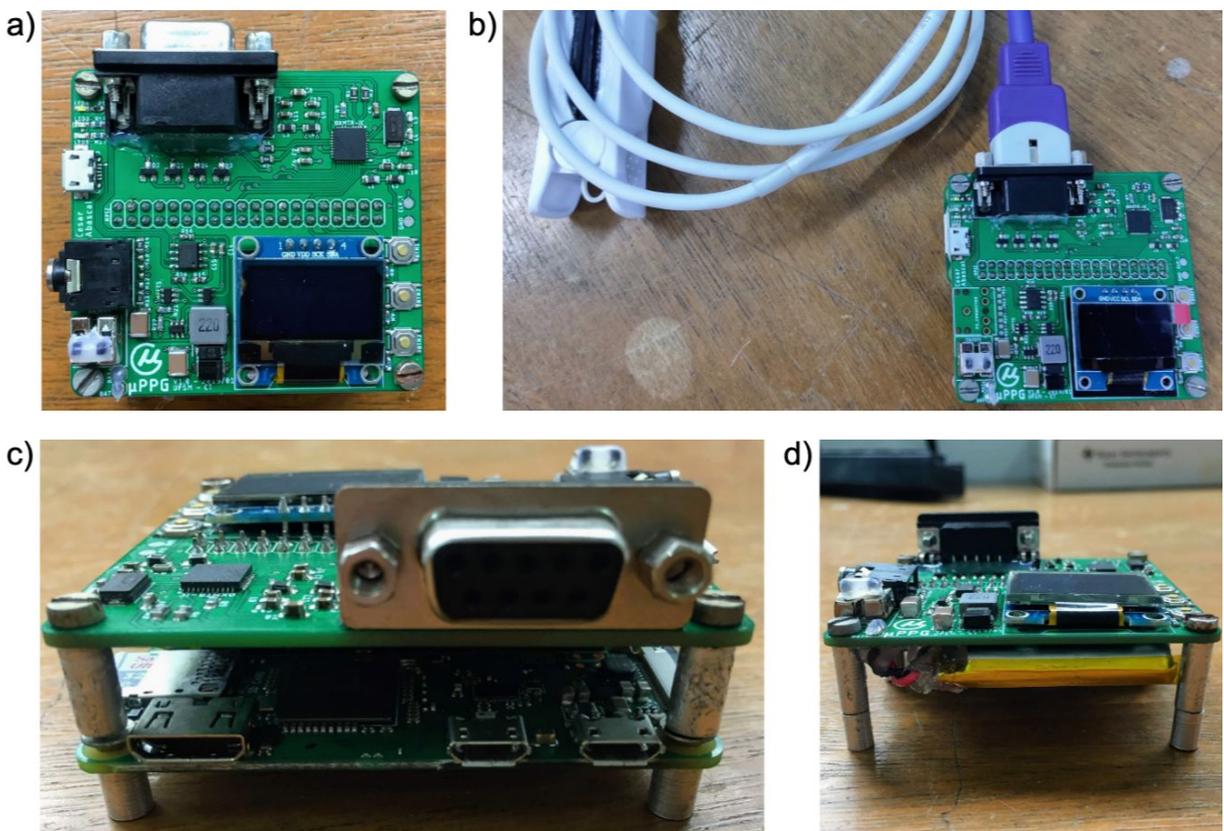
Para que o equipamento intitulado uPPG pudesse ser flexível quanto ao software utilizado e re-configurável, além de possuir interface de comunicação sem fio e entre outras funcionalidades, optou-se pela utilização da plataforma Raspberry Pi (Upton & Halfacree, 2014) e do CI *front-end* AFE4490 (Texas Instruments, 2015).

### 3.1.1 Implementação do hardware

O projeto da placa de circuito impresso foi desenvolvido no software EAGLE 9.5 e posteriormente 10 unidades foram fabricadas, a fim de sustentar o conjunto de componentes eletrônicos necessários para a elaboração do equipamento.

Quatro unidades foram montadas no laboratório de circuitos do Grupo de Microeletrônica (GMicro) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), utilizando componentes eletrônicos, *stencil* para aplicação de solda e posicionamento de componentes, solda líquida e um microscópio eletrônico. A ponteira do tipo dedal utilizada é específica para PPG e fabricada pela empresa Mindray. A figura 7 demonstra os detalhes do equipamento uPPG que por sua vez mede 6 cm x 6.5 cm x 4 cm.

Figura 7 - Equipamento uPPG: a) Vista superior; b) Conexão da ponteira; c) Vista frontal; d) Vista traseira.



Fonte: Autor.

O circuito, disponível em detalhes no apêndice A, foi arquitetado de modo a sustentar tanto os componentes eletrônicos utilizados na aplicação da PPG, quanto os componentes responsáveis pela interface com o usuário, carregamento de bateria e suprimento de energia. Como demonstrado na figura 7a, o equipamento possui uma barra de 40 pinos utilizada na conexão com o Raspberry Pi modelo Zero W+ (figura 7c), tal barra também serve como divisão física dos componentes, sendo aqueles acomodados na parte superior da mesma responsáveis pela PPG e aqueles acomodados na parte inferior responsáveis pela interface e suprimento de energia.

Na parte superior do equipamento estão localizados o CI AFE4490 fabricado pela *Texas Instruments*, um cristal de clock de 8MHz, um conector DB-9 utilizado na maioria das ponteiros de PPG (figura 7b), um conector micro-usb para carga da bateria, e demais componentes eletrônicos como resistores, capacitores e diodos.

Segundo a (Texas Instruments, 2015), "O AFE4490 é um *front-end* analógico totalmente integrado que é ideal para aplicações de oxímetros de pulso (aparelhos que utilizam PPG). O dispositivo consiste de um canal receptor de baixo ruído com um conversor analógico-digital (A/D) de 22 bits, uma seção de transmissão de LED e diagnósticos para sensor e detecção de falha de LED". Este componente foi escolhido por apresentar baixo consumo de energia, ser configurável, possuir um canal receptor de baixo ruído, apresentar conversão A/D de alta resolução e possuir documentação completa de utilização. Até o presente momento, trata-se do *front-end* para aquisição de PPG mais completo do mercado, sendo utilizado em diversos equipamentos hospitalares, segundo informações da Texas Instruments. Além disso, a escolha de utilizar um *front-end* comercial já validado tornou mais rápido o desenvolvimento do equipamento e possibilitou sua miniaturização.

Na parte inferior da barra de pinos estão localizados os circuitos necessários para o carregamento da bateria de 950mAh de íons de lítio que pode ser visualizada na figura 7d, tendo como principal componente o CI TP4056 responsável pelo controle de carregamento e um circuito conversor *boost* CC/CC responsável por elevar a tensão de 3.7V da bateria para 5V necessários na alimentação do Raspberry Pi. Ainda, possui um display OLED de 0.96 polegada para exibição de informações, LEDs de *power-on* e controle de carga e 3 botões do tipo *push-pull* programáveis para interagir com o equipamento através de funções como iniciar

aquisição, conexão, sincronização, entre outras. Por fim, um conector 3.5mm de 4 vias foi adicionado para que futuramente novos sensores ou periféricos possam ser acoplados ao equipamento.

### 3.1.2 Implementação dos scripts

O sistema operacional (SO) Raspbian - distribuição Linux baseada no Debian - foi instalado no Raspberry Pi de forma a gerenciar e aproveitar os recursos de hardware fornecidos pelo mesmo. Assim, é possível controlar de forma amigável os recursos oferecidos pelo processador ARM de 32 bits, GPIOs, periféricos de armazenamento, comunicação, vídeo e interface gráfica, conexão *wireless*, entre outros.

Com o SO instalado, foram adicionadas à linguagem de programação *Python* 3.7 bibliotecas de controle de GPIOs, bibliotecas de manipulação de comunicações SPI e I2C e bibliotecas utilizadas em processamento de sinais, como a *Numpy*, *Pandas*, *Scipy* e *Matplotlib*. Assim, *scripts/softwares* puderam ser desenvolvidos e embarcados no equipamento, tornando possível a aquisição do sinal e seu processamento, via comandos enviados pela rede *wi-fi*.

#### 3.1.2.1 Script de aquisição

Para que o sinal de PPG possa ser adquirido, é fundamental conhecer o *hardware* em questão e configurá-lo adequadamente. Assim, rotinas foram programadas a fim de iniciar e configurar o CI AFE4490, realizar a aquisição do sinal e finalizar o equipamento. Tais rotinas foram organizadas de forma a serem realizadas via comandos enviados pela rede *wi-fi*, tornando possível sua utilização através de computadores ou *smartphones*.

O CI AFE4490 possui interface de comunicação SPI utilizada para configurações e aquisição do sinal convertido através da escrita e leitura de seus registradores. Uma estrutura de diretórios e arquivos *Python* foi desenvolvida de forma a organizar os *scripts* de aquisição para que a manutenção do código, configuração de parâmetros de aquisição e inicialização da mesma sejam realizadas

de forma amigável. Em um arquivo estão todas as definições de endereços de registradores e constantes necessárias, em outro arquivo estão as funções de manipulação do display OLED I2C, e em outro estão as funções necessárias para acessar e manipular os registradores, bem como os valores necessários para configurar, iniciar e finalizar uma aquisição.

Um quarto *script* importa as funções e constantes presentes nos demais e realiza a aquisição do sinal. Assim que executada, tal programação inicia a comunicação SPI com o AFE4490, escreve valores apropriados em seus registradores com o intuito de configurar os níveis de tensão e corrente dos LEDs da ponteira dedal, configurar o ganho do amplificador de transimpedância conectado ao fotodiodo da ponteira e seu filtro passa-baixas, configurar os *timers* que comutam a atuação de cada LED e controlam a atuação dos conversores analógico-digital (A/D) ajustando a taxa de aquisição desejada para 200Hz, e por fim habilitar as interrupções.

Com as interrupções habilitadas e o algoritmo em execução, a cada vez que o *buffer* responsável por armazenar as conversões realizadas chega a sua capacidade máxima, um pino de interrupção avisa o microcontrolador, que através da conexão SPI realiza a leitura destes valores, seguido da escrita em um arquivo de extensão *comma separated values (csv)* previamente criado. Assim que o usuário sinaliza o fim da aquisição, através de um comando ou pressionando um dos botões presentes no equipamento, o processo de interrupções é desativado, seguido da finalização das aquisições, e então o arquivo *csv* é fechado e disponibilizado.

### 3.1.2.2 *Script de processamento*

Seguindo o padrão da codificação utilizada na aquisição, no processamento uma estrutura de diretórios e arquivos *Python* também foi criada. Em um dos arquivos estão funções responsáveis pela leitura do sinal adquirido e aplicação de um filtro digital passa-banda, em outro arquivo estão localizadas todas as funções aritméticas necessárias para o processamento do sinal, já no terceiro arquivo estão funções necessárias para salvar os dados extraídos e se necessário plotar o sinal e suas informações.

Um quarto *script* é responsável por importar as funções e constantes dos demais e realizar o processamento do sinal. Ao ser executado, os sinais da amostra adquirida são carregados e um filtro *Butterworth* passa-banda que segundo (Elgendi, 2016) é tipicamente utilizado em sinais de PPG, pois oferece boas características de banda de transição em ordens com baixo coeficiente é aplicado, utilizando ordem e frequências de corte baixa e alta, respectivamente de, 2ª, 0.5 Hz e 8 Hz.

A etapa de filtragem é necessária, pois é nela que grande parte ruídos de alta e baixa frequências causados por interferências elétricas e artefatos de movimentos são eliminados, seguindo a tendência dos estudos realizados por (Bagha & Shaw, 2011), (Elgendi, 2016) e (Mohan et al., 2016). Após o sinal ser filtrado, um algoritmo de detecção de picos sistólicos é aplicado. Tal algoritmo intitulado TERMA - *Two Events Related Moving Average* foi implementado em *Python* a partir do pseudo-código apresentado pelo autor (Elgendi, 2016). O mesmo foi escolhido, entre outros, para integrar o sistema proposto pois apresentou maiores taxas de acerto (sensibilidade e valor preditivo positivo) em comparação aos mais assertivos apresentados pela literatura até o presente momento, como demonstra pesquisa do próprio autor (Elgendi, 2016). Assim, com os picos sistólicos detectados, os cálculos necessários para aquisição do vetor da VFC são realizados, a partir da diferença de tempo entre cada batimento cardíaco apresentado por tais picos.

Por fim, um arquivo *csv* contendo o sinal de PPG de ambos os LEDs, bem como a VFC extraída e salva em arquivo texto contendo valores dispostos em uma única coluna, aceito pelo software *Kubios HRV*, ficam disponíveis no armazenamento interno do equipamento. Da mesma maneira que as rotinas de aquisição, comandos enviados através da comunicação *wireless* são utilizados para aplicar a etapa de processamento, bem como visualizar ou realizar o *download* dos arquivos gerados.

### 3.2 DESENVOLVIMENTO DO DATASET

Como relevante elemento deste trabalho, um *dataset* contendo sinais vitais foi elaborado em conjunto com pesquisadores do HUSM. O *dataset* engloba a aquisição de dados pessoais e clínicos, além de sinais de PPG e ECG de pacientes do hospital e demais indivíduos saudáveis.

A elaboração do *dataset* está em consonância com as diretrizes do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 466/2012), a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos. A mesma é subprojeto e foi aprovada pelo CEP institucional sob número do parecer CAAE 63955616.5.0000.5346 (Anexo A). Todos os voluntários após o aceite em participar da pesquisa assinaram em duas vias um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

#### 3.2.1 Indivíduos Voluntários e Fluxograma de Análise

Por se tratar de uma pesquisa multidisciplinar realizada em conjunto com pesquisadores e fisioterapeutas do HUSM/UFMS, optou-se pela elaboração de um completo *dataset* que, além de ser utilizado como instrumento deste trabalho, servirá como instrumento de análise para trabalhos ligados a fisioterapia e demais pesquisas em áreas da saúde.

Os indivíduos que integram o *dataset* são pacientes portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) do programa de reabilitação cardiopulmonar do HUSM, em contrapartida, foram selecionados demais indivíduos saudáveis para integrarem o grupo de controle (GC). O cálculo amostral foi realizado no software OpenEpi - Estatísticas Epidemiológicas de Código Aberto para a Saúde Pública.

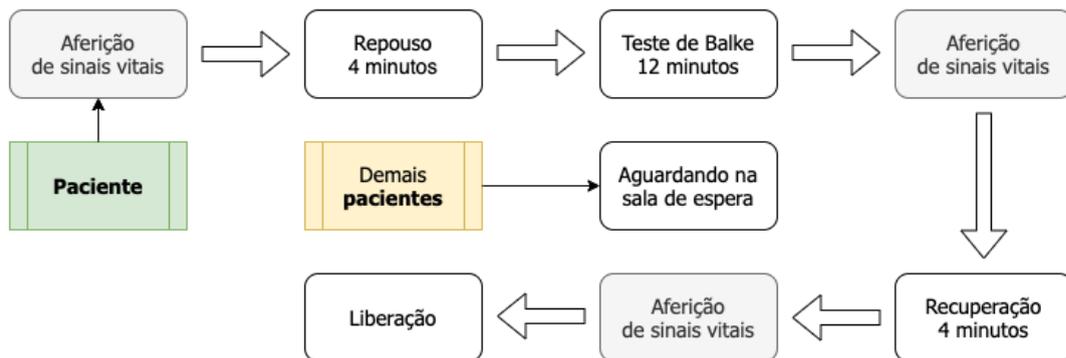
O valor amostral resultante foi de 22 indivíduos, sendo 11 do grupo DPOC (GD), e outros 11 saudáveis integrantes do GC, onde a porcentagem de significância bilateral ficou em 95% e a porcentagem de probabilidade de detecção da DPOC em 90%. Considerando eventual perda amostral, estimou-se aproximadamente 10% a mais, totalizando um amostral de 24 indivíduos. Os indivíduos do GD tiveram o diagnóstico confirmado pela espirometria, seguindo a relação  $VEF_1/CVF < 70$ , onde

VEF<sub>1</sub> significa o volume expiratório forçado no primeiro segundo, e CVF a capacidade vital forçada (GOLD, 2019). Já os indivíduos do GC foram orientados sobre os objetivos da pesquisa e auto relataram não possuir nenhum tipo de comorbidade.

Para que as análises fossem realizadas, instrumentos de avaliação foram elaborados a fim de coletar informações básicas e sobre o estado de saúde, hábitos tabágicos e de atividade física dos voluntários, bem como organizar/tabular os dados para posteriores análises estatísticas. O modelo de formulário utilizado para coleta de informações está disponível no apêndice B.

Um fluxograma foi elaborado com intuito de adquirir os sinais de PPG e ECG durante repouso, exercício e recuperação, conforme demonstrado na figura 8.

Figura 8 - Fluxograma de análise utilizado durante as coletas do dataset.



Fonte: Autor.

Os quatro minutos de repouso visam a mensuração dos sinais vitais (pressão arterial sanguínea sistólica e diastólica (PAS e PAD), FC e SpO<sub>2</sub>) dos voluntários, aferidos pelos fisioterapeutas em situação normal sem o estresse e o esforço causados por exercícios físicos. Os doze minutos do teste de Balke visam adquirir os sinais durante exercício de caminhada com velocidade constante e inclinação da esteira ergométrica variável. Já os quatro minutos de recuperação fornecem os sinais vitais durante o tempo em que o paciente se recupera do esforço e estresse causados pelo exercício.

Durante os estágios de repouso e recuperação o paciente foi estimulado a realizar pequenas movimentações, bem como conversar. Tal medida foi adotada

para que os sinais de PPG e ECG adquiridos apresentem características mais realistas quanto aos ruídos apresentados, tendo em vista que o sistema deve ser capaz de realizar aquisições e processamento mesmo em condições onde não haja repouso absoluto.

O teste de Balke é um teste ergométrico com duração máxima de doze minutos, onde o indivíduo é submetido a uma velocidade constante em uma esteira ergométrica, tendo sua inclinação acrescida de uma unidade a partir do terceiro minuto (Meneghelo et al., 2010). A velocidade é aferida por fisioterapeutas, utilizando como base a idade, saúde e estado físico do indivíduo. O mesmo pode interromper o teste a qualquer momento caso sinta desconforto muscular e ou falta de ar, entretanto, para o teste possuir validade é necessário que o indivíduo alcance no mínimo seis minutos de caminhada.

### **3.2.2 Equipamentos Utilizados e suas Configurações**

Durante os testes, o equipamento uPPG proposto e um equipamento comercial foram utilizados sincronizadamente para adquirir sinais de PPG e ECG dos voluntários. O equipamento comercial utilizado foi o Polissonógrafo (PSG) *Sleep Virtual Brain Wave II* fabricado pela empresa *Neurovirtual* de série BWII2012-2824 certificado pela Anvisa com registro número 80193710009. A utilização de ambos equipamentos se faz necessária para que possa ser demonstrada a eficácia da PPG do uPPG comparado ao do PSG, e a correlação entre as VFCs extraídas do ECG e PPG.

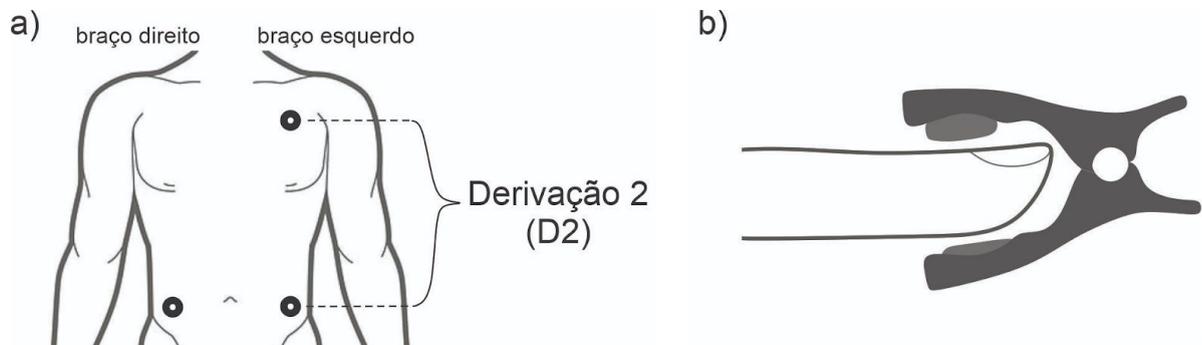
Com o PSG, foram extraídos traçados de ECG provenientes da derivação 2 (D2) e traçados de PPG provenientes do sensor fixado em um dos dedos da mão esquerda do indivíduo, pois como demonstra o estudo realizado por (Shelley, 2007), os dedos da mão se mostram mais eficazes para captura de PPG do que outros locais do corpo humano. Já o equipamento uPPG foi utilizado para extrair sinais de PPG através do sensor fixado no dedo vizinho ao utilizado pelo o sensor do PSG.

Funções de sincronização foram implementadas em ambos os equipamentos, para que os sinais adquiridos iniciem e terminem ao mesmo tempo, e tenham

marcações de quando o paciente começou as fases de repouso, teste ergométrico e recuperação.

Os eletrodos ECG seguem a montagem para a aquisição da derivação D2, onde foi fixado um eletrodo no braço esquerdo, um na perna esquerda e o terceiro de referência na perna direita (figura 9b). Já os dedais de PPG foram fixados nos dedos da mão esquerda (figura 9b), contrária à que foi utilizada para medição da PA, pois durante tal aferição o fluxo sanguíneo tende a ser interrompido, causando distorções nas aquisições.

Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos e sensores: a) Eletrodos para ECG; b) Sensor dedal para PPG.



Fonte: Autor.

Para melhor fixação dos eletrodos e dos sensores dedais, visando a diminuição de artefatos, uma fita micropore e uma cinta elástica foram utilizadas. Para o ECG, o cabo principal foi fixado na cinta posicionada na cintura do indivíduo, e os fios provenientes deste foram fixados com fita no tórax do indivíduo, inclusive sobre as conexões dos eletrodos. Para os sensores dedais, foi utilizada fita para fixar o cabo da ponteira ao pulso ou mão do indivíduo.

Tradicionalmente o ECG apresenta 12 derivações, entretanto esta abordagem visa adquirir apenas a VFC que é representada pela diferença de tempo entre cada pico R. Como a D2 apresenta tal pico destacado e necessita apenas de três eletrodos, segundo a lei de Einthoven, optou-se pela utilização da mesma. Já os dedos utilizados para fixação das ponteiras de PPG foram os dedos indicador e médio da mão esquerda.

### 3.2.3 Informações sobre os voluntários e dados adquiridos

Ao todo, ingressaram no *dataset* 24 indivíduos (13 homens e 11 mulheres, com média de idade de  $54,58 \pm 7,83$  anos e média de índice de massa corpórea (IMC) de  $26,48 \pm 3,97$  Kg/m<sup>2</sup>), sendo 12 saudáveis (8 homens e 4 mulheres, com  $50,67 \pm 4,19$  anos e IMC de  $26,83 \pm 3,07$  Kg/m<sup>2</sup>) e 12 portadores de DPOC (5 homens e 7 mulheres com  $58,50 \pm 8,80$  anos e IMC de  $26,14 \pm 4,81$  Kg/m<sup>2</sup>). A tabela 1 apresenta informações sobre gênero, tom de pele, idade, peso, altura e IMC de cada voluntário.

Tabela 1 - Informações sobre os voluntários participantes.

Voluntários Saudáveis						
Id	Gênero	Tom de pele	Idade (Anos)	Peso (Kg)	Altura (Cm)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
0000001	Masculino	Clara	48	74	168	26,2
0000002	Masculino	Clara	54	80	177	25,5
0000003	Masculino	Clara	53	101	186	29,2
0000004	Masculino	Clara	56	80	175	26,1
0000005	Feminino	Clara	51	68,5	167	24,6
0000006	Masculino	Clara	51	103	180	31,8
0000007	Feminino	Clara	47	48,5	154	20,5
0000008	Feminino	Clara	52	86	172	29,1
0000009	Masculino	Clara	42	90	186	26,0
0000010	Feminino	Clara	48	73	156	30,0
0000011	Masculino	Clara	57	97	184	28,7
0000012	Masculino	Clara	49	80,5	182	24,3
Voluntários DPOC						
Id	Gênero	Tom de pele	Idade (Anos)	Peso (Kg)	Altura (Cm)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
0680298	Feminino	Escura	54	76	165	27,9
0840595	Feminino	Média	57	50	147	23,1
1806256	Feminino	Clara	57	61	165	22,4
2627180	Feminino	Clara	65	78	162	29,7
2703908	Feminino	Clara	54	83	170	28,7
2841328	Masculino	Clara	65	61	173	20,4
2888246	Masculino	Média	41	44,4	156	18,2
3262353	Masculino	Clara	70	112	178	35,3
3450871	Feminino	Média	68	52,8	153	22,6
3715687	Feminino	Clara	68	74	163	27,9
3740537	Masculino	Escura	53	79	165	29,0
3809662	Masculino	Claro	50	83	171	28,4

Fonte: Autor.

Os períodos de gravações de PPG e ECG de cada indivíduo foram de 4 minutos para repouso, 12 minutos para caminhada em teste de Balke e 4 minutos de recuperação, além de mais alguns segundos considerados durante a transição entre cada estágio, somando aproximadamente 21 minutos de cada indivíduo. Com um total de 24 voluntários, tem-se ao todo aproximadamente 504 minutos de gravações.

Todas as aquisições foram graficamente analisadas, sendo que a do indivíduo 3262353 do GD apresentou falha durante as anotações dos protocolos e a aquisição 0000009 do GC apresentou alta incidência de ruídos, descaracterizando a forma de onda do ECG, desta forma, ambas foram designadas a integrar a margem amostral reservada para aquisições extras. As demais gravações adquiridas apresentaram sinais característicos de cada técnica, com pouca distorção de ruídos, principalmente o de PPG. Entretanto, o sinal de ECG tendeu a apresentar demasiada interferência durante o teste ergométrico, quando comparado ao de PPG.

Notou-se que indivíduos de pele escura obtiveram sinais provenientes do LED vermelho da PPG mais atenuados e ruidosos, o que pode em alguns casos resultar em má aferição da  $SpO_2$ . Entretanto o CI AFE4490 possui controle individual sobre os níveis de tensão e corrente de ambos os LEDs, o que permite ao projetista realizar pré-configurações ou rotinas de leitura e teste para ajuste automático do LED vermelho, contornando tal problema. Já os sinais adquiridos com o LED infravermelho são menos suscetíveis a ruído, tornando-se a melhor escolha para ser utilizado na extração da VFC.

#### **3.2.4 Organização do Dataset**

Para que o *dataset* proposto seja intuitivo quanto a sua utilização, possibilitando assim o uso do mesmo em demais áreas e a reprodutividade deste trabalho, uma estrutura de diretórios e arquivos foi criada, além de uma tabela de informações e um *script Python* para plotagem dos sinais e períodos anotados. A figura 10 demonstra como o dataset foi organizado.



Encontram-se inseridos no diretório principal do *dataset* um *script Python* para plotagem das aquisições, uma tabela de informações contendo identificador, gênero, idade, peso, altura, IMC e médias de cada indivíduo, além do diretório contendo as aquisições. O *dataset* foi cuidadosamente organizado de forma a não transparecer qualquer informação pessoal dos indivíduos. Todos os voluntários tiveram suas identidades preservadas, tornando suas contribuições anônimas, conforme resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Inserido no diretório das aquisições estão os diretórios responsáveis por separar os indivíduos saudáveis dos não saudáveis. Dentro de cada um há 12 novos diretórios, onde cada um pertence a um voluntário, tendo como nome o identificador do mesmo.

Dentro de cada diretório de voluntário encontram-se uma ficha contendo informações clínicas e variáveis anotadas durante os testes, como escala de Borg, PA, FC, SpO<sub>2</sub>, entre outras, seguindo o padrão do formulário disponível no apêndice B. Além de um diretório contendo os sinais sincronizados dos aparelhos uPPG e PSG, e um diretório contendo sinais com picos R e sistólicos anotados.

No diretório com os sinais sincronizados estão localizados três arquivos, sendo dois deles no formato *csv* contendo os sinais dos aparelhos uPPG e PSG e o terceiro no formato *texto* contendo as informações da aquisição, como taxa de amostragem, tempo de gravação e períodos onde começam cada um dos três protocolos.

Por fim, dentro de "picos anotados" estão localizados diretórios de anotações realizadas nos sinais dos equipamentos uPPG e PSG. Dentro do uPPG estão os sinais PPG anotados do primeiro minuto de repouso e recuperação e do último minuto do teste ergométrico. Já no diretório do PSG estão os sinais de PPG e ECG do primeiro minuto de repouso e recuperação.

Pelo fato dos sinais de ECG serem mais suscetíveis a interferências durante movimentações em exercícios realizados nas esteiras ergométricas, principalmente pelos atritos causados entre os cabos, eletrodos e vestimentas, não foi possível recuperar períodos seguidos de um minuto durante o teste de Balke (teste ergométrico).

#### 4 RESULTADOS OBTIDOS PELO SISTEMA

Para realização de análises sobre o funcionamento do equipamento uPPG, testes práticos foram realizados com intuito de avaliar o funcionamento dos módulos, componentes eletrônicos e incidência de ruído externo durante a aquisição. Já para a realização das análises quanto ao sinal obtido de tal equipamento, e correlação entre a VFC do PPG em comparação a do ECG, as medidas apresentadas pelas equações (6) e (7) foram utilizadas.

$$MSE = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \quad (6)$$

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - m_x)(y_i - m_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - m_x)^2 \sum_{i=1}^N (y_i - m_y)^2}} \quad (7)$$

A equação (6) apresenta a média do erro quadrático (MSE, do inglês) entre duas amostras, onde  $x$  representa os RR intervalos do ECG,  $y$  representa os PP intervalos do PPG e  $N$  o número de intervalos. Quanto mais próximo de zero o valor apresentado pelo MSE, maior é a similaridade entre as amostras.

Já a equação (7) apresenta o valor do coeficiente de correlação cruzada  $r$  entre duas amostras, onde  $x$  representa os intervalos RR do ECG,  $y$  representa os intervalos PP do PPG,  $N$  representa o número de intervalos e  $m_x$  e  $m_y$  as médias dos respectivos intervalos RR e PP.

Após o equipamento uPPG ser finalizado, algumas análises foram cuidadosamente realizadas com o intuito de avaliar o mesmo. Um dos primeiros testes realizados foi a aquisição de sinais PPG de uma mesma pessoa em repouso em diferentes locais, sob influência de diferentes tipos de interferência. O equipamento se mostrou constante e apresentou sinais sem falhas visuais.

O segundo teste realizado visou medir a eficácia energética da bateria de 950mAh durante a utilização do sistema. A mesma foi capaz de fornecer 5 horas de

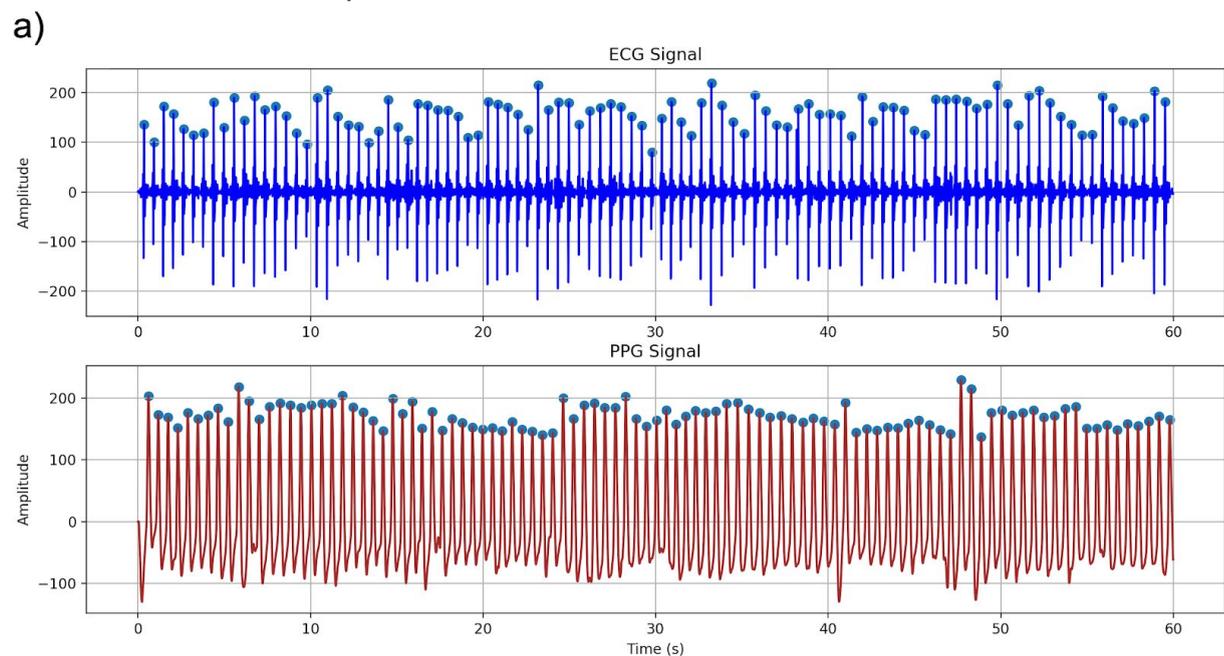
aquisição contínua com as interfaces *wi-fi* e *bluetooth* ativadas, além das demais rotinas do sistema como a manipulação do *display* OLED e manutenção das tarefas do SO. Em testes utilizando apenas a aquisição de PPG a duração da bateria se estendeu para aproximadamente 6 horas e 30 minutos, se mostrando um valor adequado para a utilização durante avaliações médicas.

#### 4.1 ANÁLISE DIRETA ENTRE AS VFCS

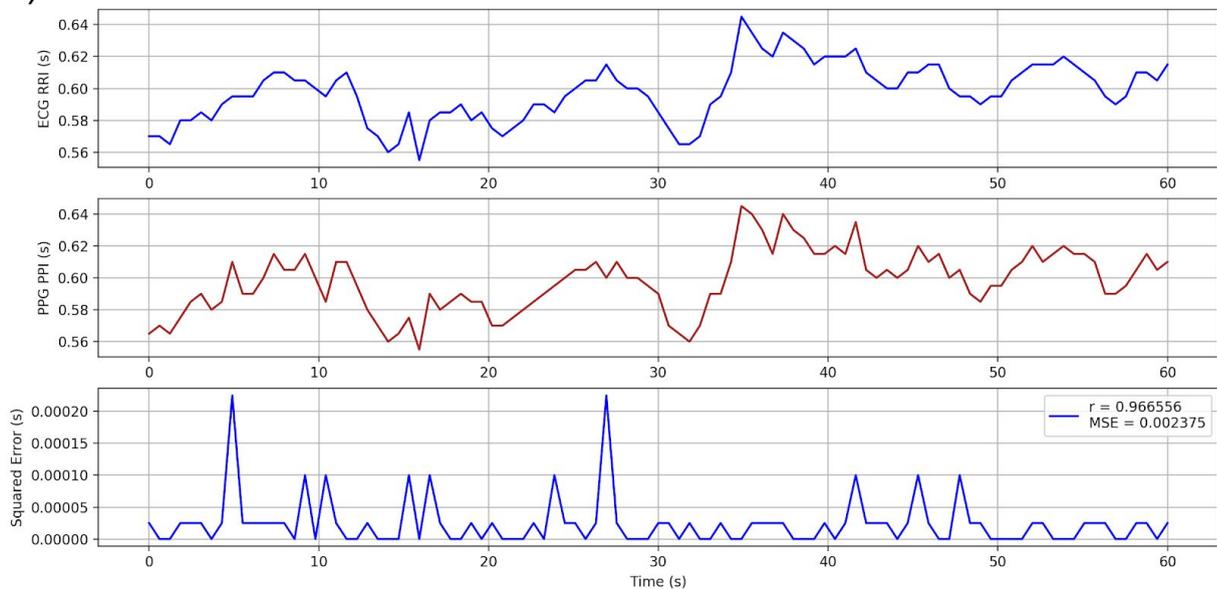
Foi realizada a aquisição de sinais de PPG do equipamento uPPG em sincronia com o equipamento PSG, os resultados obtidos confirmaram a equivalência dos equipamentos PPG em termos de detecção de picos ou do ritmo cardíaco comparativamente ao ECG.

A figura 11a apresenta o sinal de ECG e PPG do primeiro minuto de recuperação do voluntário 3715687 do GD. Já a figura 11b apresenta as VFCS extraídas de ambos os sinais, além do seu erro quadrático, sendo possível pré-visualizar a equivalência entre as VFCS.

Figura 11 - Amostra de voluntário: a) ECG e PPG extraídos dos equipamentos; b) VFCS extraídas dos respectivos sinais.



b)



Fonte: Autor.

As funções de sincronização implementadas possibilitaram encontrar os períodos onde os sinais dos equipamentos iniciaram e finalizaram. Na sequência, plotando ambos os sinais de PPG adquiridos a uma taxa de amostragem de 200 Hz, um ajuste fino foi realizado de modo a re-sincronizar com mais precisão tais sinais.

Como pode ser visualizado na amostra apresentada pela figura 11, ambos os sinais com picos anotados por um algoritmo e revisados pelo autor possuem 100 batimentos cardíacos, obtendo os valores de  $MSE = 0.0023$  e  $r = 0.9665$  ( $p < 0.0001$ ) entre as VFCs, demonstrando assim forte correlação entre os sinais e eficácia da VFC-PPG e do equipamento proposto.

Tabela 2 - Informações sobre as VFCs adquiridas dos voluntários.

Voluntários Saudáveis					Voluntários DPOC						
Voluntário/Protocolo/Sinal	BPM	r	MSE		Voluntário/Protocolo/Sinal	BPM	r	MSE			
0000001	Repouso	ECG	64	0,9049	0,07050	0680298	Repouso	ECG	86	0,9020	0,0100
		PPG	64					PPG	86		
	Recuperação	ECG	76	0,9989	0,00177		Recuperação	ECG	100	0,9641	0,0112
		PPG	76					PPG	100		
0000002	Repouso	ECG	81	0,9222	0,02192	0840595	Repouso	ECG	67	0,9480	0,0326
		PPG	81					PPG	67		
	Recuperação	ECG	98	0,9652	0,00958		Recuperação	ECG	89	0,9827	0,0151
		PPG	98					PPG	89		

0000003	Repouso	ECG	82	0,9427	0,00757
		PPG	82		
	Recupe ração	ECG	93	0,9093	0,02145
		PPG	93		
0000004	Repouso	ECG	68	0,9660	0,00392
		PPG	68		
	Recupe ração	ECG	109	0,9883	0,00457
		PPG	109		
0000005	Repouso	ECG	78	0,9598	0,01362
		PPG	78		
	Recupe ração	ECG	88	0,9449	0,00553
		PPG	88		
0000006	Repouso	ECG	89	0,9746	0,00865
		PPG	89		
	Recupe ração	ECG	107	0,9496	0,03283
		PPG	107		
0000007	Repouso	ECG	72	0,9612	0,01218
		PPG	72		
	Recupe ração	ECG	80	0,9149	0,01325
		PPG	80		
0000008	Repouso	ECG	76	0,9852	0,00295
		PPG	76		
	Recupe ração	ECG	79	0,9768	0,00582
		PPG	79		
0000009	Repouso	ECG	89	0,9357	0,01920
		PPG	89		
	Recupe ração	ECG	122	0,9531	0,01835
		PPG	122		
0000010	Repouso	ECG	89	0,9466	0,00395
		PPG	89		
	Recupe ração	ECG	98	0,9613	0,00648
		PPG	98		
0000011	Repouso	ECG	67	0,9323	0,01977
		PPG	67		
	Recupe ração	ECG	83	0,9622	0,03798
		PPG	83		
<b>Média</b>				0,9525	0,0155

1806256	Repouso	ECG	76	0,9773	0,0084
		PPG	76		
	Recupe ração	ECG	111	0,9875	0,0090
		PPG	111		
2627180	Repouso	ECG	86	0,9719	0,0277
		PPG	86		
	Recupe ração	ECG	127	0,9108	0,0044
		PPG	127		
2841328	Repouso	ECG	74	0,9217	0,0073
		PPG	74		
	Recupe ração	ECG	76	0,9715	0,0098
		PPG	76		
2888246	Repouso	ECG	82	0,9848	0,0065
		PPG	82		
	Recupe ração	ECG	95	0,9721	0,0037
		PPG	95		
3262353	Repouso	ECG	80	0,9109	0,0053
		PPG	80		
	Recupe ração	ECG	84	0,9070	0,0043
		PPG	84		
3450871	Repouso	ECG	84	0,9267	0,0015
		PPG	84		
	Recupe ração	ECG	101	0,9677	0,0062
		PPG	101		
3715687	Repouso	ECG	87	0,9770	0,0021
		PPG	87		
	Recupe ração	ECG	100	0,9666	0,0024
		PPG	100		
3740537	Repouso	ECG	83	0,9042	0,0399
		PPG	83		
	Recupe ração	ECG	102	0,9473	0,0194
		PPG	102		
3809662	Repouso	ECG	75	0,9832	0,0049
		PPG	75		
	Recupe ração	ECG	86	0,9860	0,0059
		PPG	86		
<b>Média</b>				0,9532	0,0108

<b>Média de ambos os grupos:</b>	<b>r</b>	0,9529
	<b>MSE</b>	0,0132

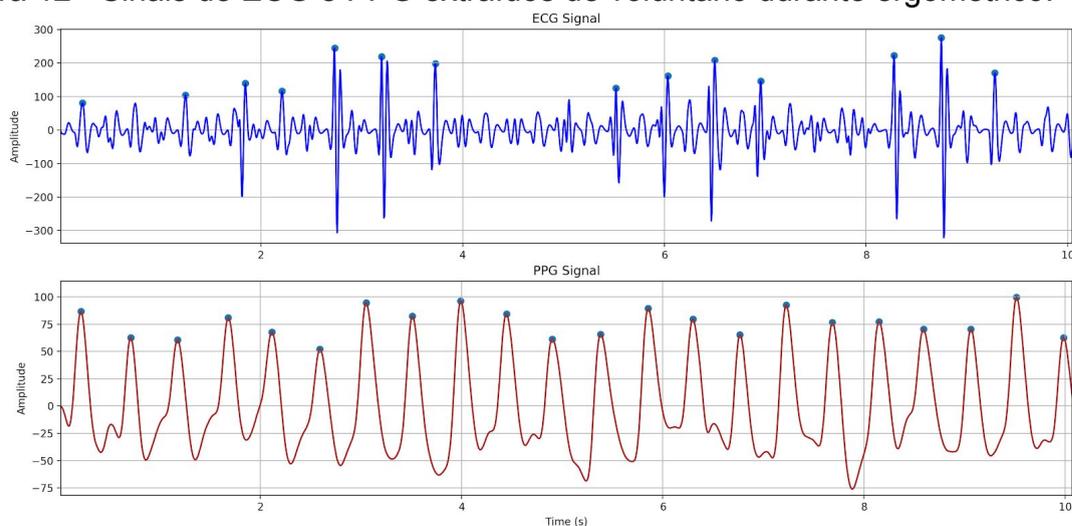
Fonte: Autor.

A tabela 2 demonstra os resultados obtidos pela comparação ponto a ponto entre as VFCs extraídas de 44 amostras de 1 minuto cada (primeiros minutos de repouso e recuperação), sendo 22 de voluntários saudáveis (11 em repouso e 11 em recuperação) e 22 de voluntários DPOC (11 em repouso e 11 em recuperação), tendo como média de resultados  $MSE = 0,0155$  e  $r = 0,9525$  ( $\rho < 0.0001$ ) para o grupo de voluntários saudáveis,  $MSE = 0,0108$  e  $r = 0,9532$  ( $\rho < 0.0001$ ) para o grupo de voluntários DPOC e, por fim  $MSE = 0,0132$  e  $r = 0,9529$  ( $\rho < 0.0001$ ) para o total de voluntários.

Ao todo 7678 batimentos cardíacos entre sinais de ECG e PPG foram anotados por algoritmos e auditados pelo autor sobre as 44 amostras totalizando 2640 segundos analisados. Em primeiro momento foi pensando em acrescentar o último minuto do protocolo de Balke (teste ergométrico) para cada um dos sinais de cada voluntário, entretanto, como discutido anteriormente, o ECG se mostra bastante suscetível a ruídos, não apresentando períodos ideais que pudessem ser utilizados.

A figura 12 apresenta os 10 primeiros segundos do teste ergométrico, sob o protocolo Balke do voluntário DPOC 32622353. Apesar de esta ser uma das melhores amostras de ECG durante o teste ergométrico, é notável como há partes indistinguíveis do complexo QRS do ECG, o que dificulta a identificação dos picos R. Já o mesmo período de sinal de PPG apresenta picos sistólicos definidos e destacados, o que facilita sua identificação e posterior extração da VFC.

Figura 12 - Sinais de ECG e PPG extraídos de voluntário durante ergométrico.



Fonte: Autor.

## 4.2 ANÁLISE DOS PARÂMETROS DA VFC

Por mais que os resultados apresentados pela comparação ponto a ponto sejam positivos, é necessário realizar análises entre os parâmetros extraídos de ambas VFCs, pois profissionais da saúde utilizam os valores apresentados pelos mesmos em seus diagnósticos. Por exemplo, como demonstrado por (Reis et al., 2010), indivíduos portadores de DPOC tendem a apresentar níveis menores nos parâmetros RMSSD, SDNN, LF e HF, em comparação com indivíduos saudáveis.

Por tanto, foram selecionados oito parâmetros para realização de tais análises e comparações entre as VFCs. A literatura apresenta inúmeros parâmetros, por exemplo, o software Kubios HRV - amplamente utilizado por pesquisadores e demais profissionais da saúde - é capaz de calcular mais de 30 parâmetros entre domínio do tempo, frequência e não lineares, apresentando relatórios completos a respeito da análise em questão. Entretanto, foi decidido utilizar os oito mais citados pelos pesquisadores estudados. São eles:

- **Domínio do tempo:**
  - **Média dos NN intervalos:** Medido em milissegundos, é média entre todos os intervalos presentes na VFC;
  - **SDNN:** Medido em milissegundos, é o desvio padrão entre os intervalos da VFC;
  - **RMSSD:** Medido em milissegundos, representa diferenças sucessivas de intervalos RR adjacentes na VFC;
- **Domínio da Frequência:**
  - **Potência LF:** Comumente medido em  $Hz$  e  $ms^2$ , representa a potência da banda de baixa frequência da VFC;
  - **Potência HF:** Comumente medido em  $Hz$  e  $ms^2$ , representa a potência da banda de alta frequência da VFC;
  - **Razão LF/HF:** É a razão entre as potências das bandas de alta e baixa frequência. Não possui unidades;

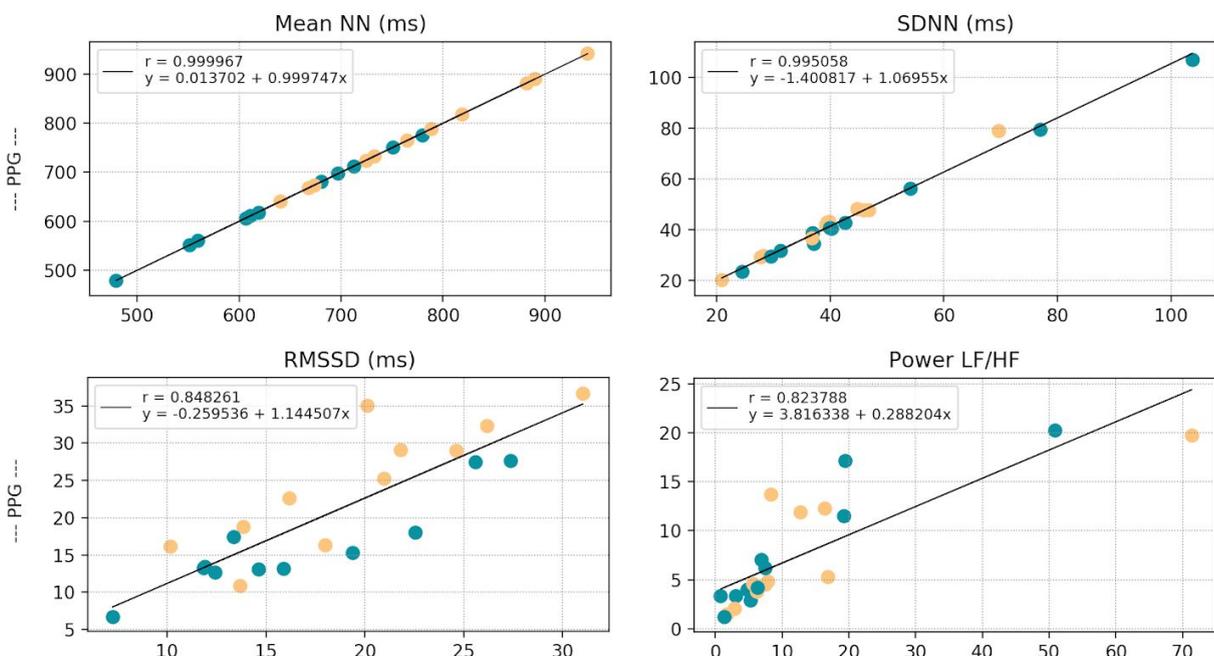
- **Não lineares:**

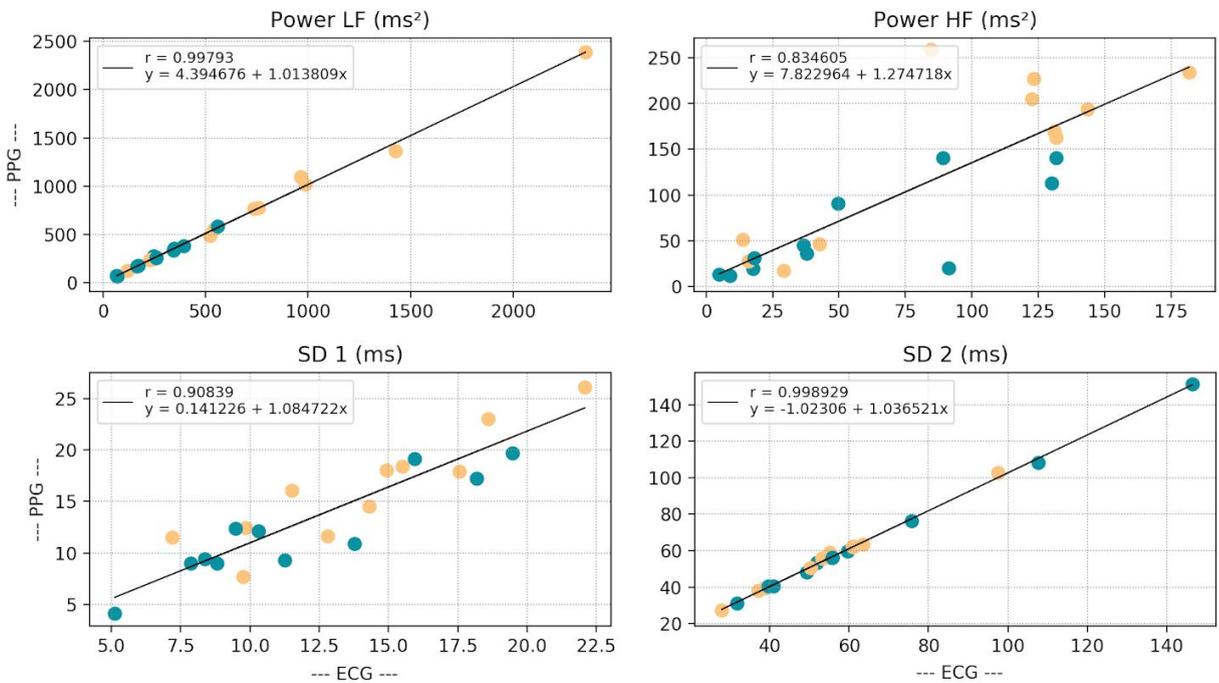
- **SD1:** Medido em milissegundos, é o desvio padrão da VFC sobre o eixo  $x = y$  no diagrama de Poincaré;
- **SD2:** Também medido em milissegundos, é o desvio padrão da VFC em relação ao eixo  $x = y$  (cruza o eixo no valor médio dos pontos) no diagrama de Poincaré

As figuras 13 e 14 apresentam os resultados gráficos obtidos durante a regressão linear utilizando os parâmetros de ambas as VFCs para os grupos de voluntários saudáveis e DPOC. A linguagem de programação *Python* e os pacotes *Numpy*, *SciPy* e *Matplotlib* foram utilizados durante as análises.

A técnica de regressão foi realizada considerando 22 amostras de cada parâmetro para cada grupo, sendo duas (repouso e recuperação) de cada um dos 11 voluntários. A função responsável por apresentar os gráficos foi programada para demonstrar os parâmetros de repouso na cor laranja e recuperação na cor verde.

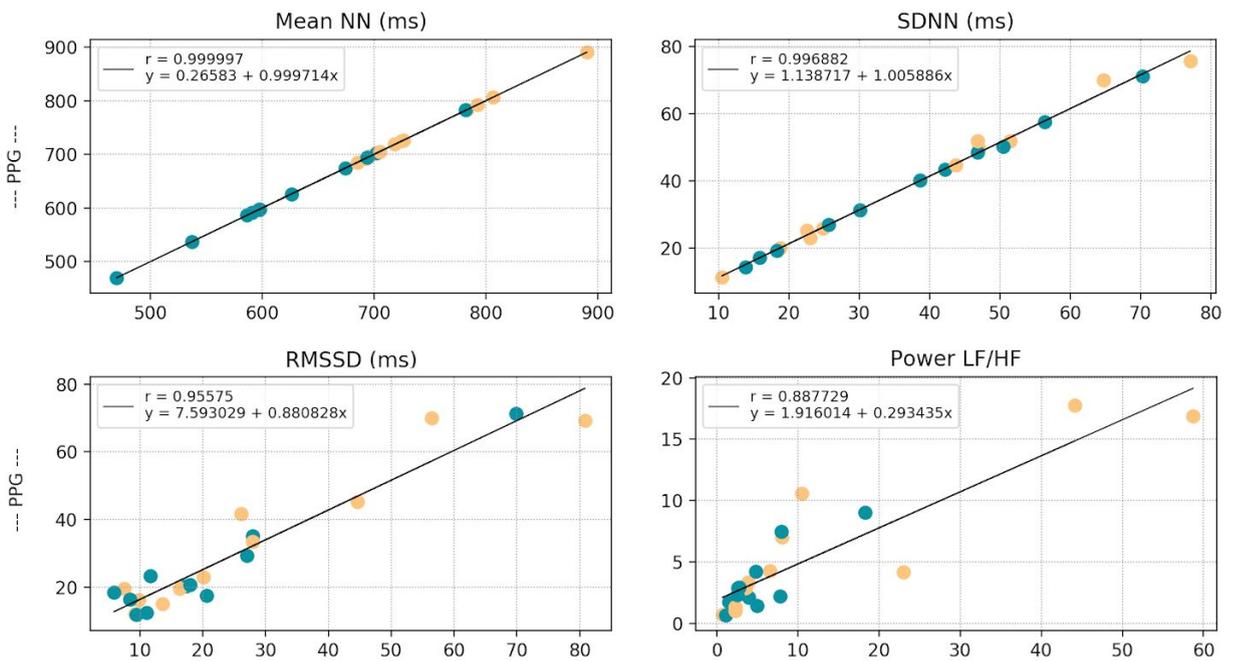
Figura 13 - Análises dos parâmetros das VFCs extraídas do ECG (eixo x) e PPG (eixo y) dos voluntários saudáveis.

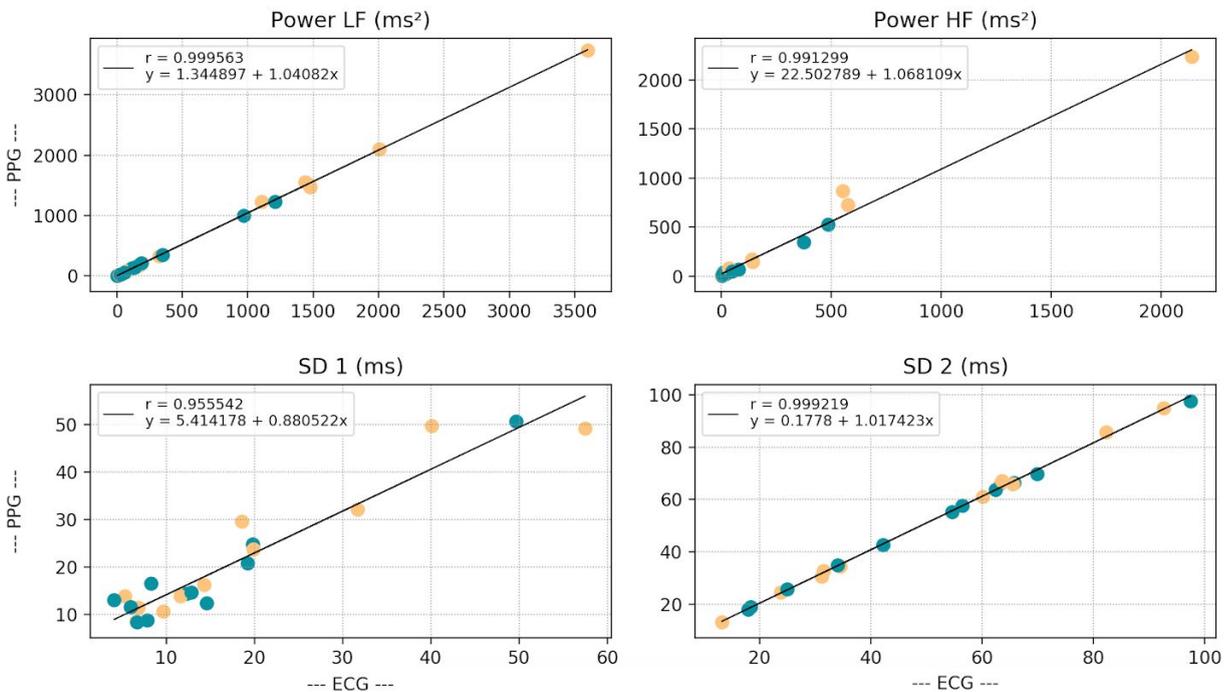




Fonte: Autor.

Figura 14 - Análises dos parâmetros das VFCs extraídas do ECG (eixo x) e PPG (eixo y) dos voluntários DPOC.





Fonte: Autor.

O grupo de voluntários DPOC obteve em média, melhores resultados em comparação ao grupo de voluntários saudável, com valores de  $r = 0,9732$  ( $p < 0.0001$ ) e  $r = 0,9259$  ( $p < 0.0001$ ) respectivamente. No geral ambos os grupos apresentaram resultados elevados ( $r > 0,99$ ) para os parâmetros Média NN, SDNN, Potência LF e SD2. Já os parâmetros Potência HF, RMSSD, e SD1 apresentaram diferenças visíveis entre os grupos, sendo que o primeiro se manteve com resultado elevado ( $r > 0,99$ ) no grupo DPOC, e os demais apresentaram resultados abaixo de  $r = 0,95$ , tendo como menor valor o parâmetro Potência LF/HF do grupo saudável ( $r = 0,82$ ).

No geral os resultados apresentados foram positivos, obtendo boa média das correlações ( $r > 0,92$ ) dos parâmetros testados nos dois grupos. Apesar de o grupo de voluntários saudáveis apresentar resultados inferiores ao grupo de voluntários DPOC, os mesmos ainda estão condizentes com os apresentados pelos trabalhos relacionados. Ainda, os valores apresentados demonstram uma leve tendência de melhores resultados para os parâmetros do domínio do tempo, em relação ao domínio da frequência.

Por fim, um fator que deve ser levado em consideração é a resposta do comprimento de onda vermelho (necessário para a medição da  $SpO_2$ ) sobre os diferentes tons de pele apresentados pelos voluntários do grupo DPOC com predominância de pele escura, diferentemente dos voluntários saudáveis com predominância de pele clara. Notou-se que o sinal PPG derivado do comprimento de onda vermelho apresenta atenuações em comparação ao infravermelho em pessoas com tons de pele mais escuro e também em pessoas com unhas pintadas.

### 4.3 ARTIGO DERIVADO DA PESQUISA

As etapas percorridas na construção da pesquisa geraram uma gama de informações relevantes que possibilitam a apresentação dos resultados no formato de artigo científico, com a possibilidade de desenvolvimento de trabalhos futuros.

Um dos artigos derivado deste trabalho é intitulado *Exponentially Weighted Moving Average Crossovers for Real-Time Systolic Peak Detection in Photoplethysmography*, onde um novo método para extração da VFC em tempo real é apresentado. O mesmo, trata-se de um algoritmo de detecção de picos sistólicos que dispensa técnicas de pré-processamento como filtros digitais, proporcionando menor esforço computacional em comparação aos demais apresentados na literatura. O artigo foi redigido seguindo os padrões de publicação da revista *Research on Biomedical Engineering* (Qualis A4), e o método apresentado foi baseado em técnicas utilizados no mercado financeiro, possuindo como base duas médias móveis exponenciais e a técnica de *crossover*. Com os parâmetros devidamente otimizados, por intermédio dos dados contidos no *dataset* apresentado, o algoritmo foi capaz de atingir resultados de sensibilidade e valor preditivo positivo de 95,71% e 94,94% respectivamente.

## 5 ANÁLISES E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentadas as perspectivas esperadas pela elaboração do dataset, e os resultados obtidos pelo sistema, bem como sua comparação com os resultados apresentados pelos autores referenciados.

### 5.1 RESULTADOS ESPERADOS E COMPARAÇÕES

Os trabalhos de (Jeyhani et al., 2015), (Lu et al., 2009), (Georgiou et al., 2018), (Selvaraj et al., 2008) e (Elgendi et al., 2016) também realizaram pesquisas sobre a correlação entre ambas as VFCs, inclusive (Elgendi et al., 2016) foi além e comparou com a VFC extraída da APG. Em suas análises tais autores concordam que o PPG pode ser um substituto confiável ao ECG na extração da VFC, apresentando bons resultados com médias de correlação acima de 0,85.

Entretanto, tais trabalhos focaram suas pesquisas em voluntários saudáveis durante repouso absoluto, onde na maioria das vezes permaneceram em posição supina. Com base em nesta informação optou-se pela realização de análises não apenas em repouso, como também durante movimentações, e com a inclusão de voluntários não saudáveis que costumam apresentar diferenças nos parâmetros da VFC em comparação aos saudáveis.

Nesta pesquisa, pudemos visualizar que a correlação entre ambas VFCs permanece com bons resultados mesmo que o indivíduo não esteja em repouso absoluto, o que demonstra que tal equipamento desenvolvido também possa ser utilizado para avaliações de saúde durante tarefas rotineiras, como no caso da utilização em serviços assistenciais de saúde e avaliações por atendimento domiciliar. Infelizmente os sinais de ECG adquiridos durante exercícios se mostraram bastante ruidosos e não puderam ser utilizados para realização das análises durante tal estado. Entretanto, pode-se comprovar que a utilização da PPG se mostra menos suscetível aos ruídos do que o tradicional ECG, já que existem aquisições de PPG visíveis e passíveis de serem utilizadas nos mesmos períodos em que as de ECG estão suprimidas pelos ruídos.

Pelo fato de o equipamento desenvolvido utilizar dois comprimentos de onda distintos (660 nm e 940 nm), o mesmo torna-se capaz de adquirir medições da  $SpO_2$ . Durante as aquisições do *dataset*, ambos os comprimentos de onda foram utilizados e tal medida também foi realizada a cada 1 minuto por oxímetros de pulso comerciais. Entretanto, análises sobre a eficácia da extração da  $SpO_2$  não foram realizadas, pois além de não serem foco deste trabalho, notou-se considerável ruído nas aquisições oriundas do comprimento de onda vermelho (660 nm) em indivíduos com pele escura e unhas pintadas.

## 5.2 A IMPORTÂNCIA DO DATASET

Por fim, um completo *dataset* contendo aproximadamente 504 minutos de sinais de ECG e PPG, além de dados clínicos e informações de 24 indivíduos DPOC e saudáveis foi elaborado. Ainda, o *dataset* conta com 66 minutos de picos sistólicos de PPG anotados durante os estados de repouso, teste ergométrico (Balke) e recuperação, e 44 minutos de picos R de ECG anotados durante os estados de repouso e recuperação.

Todas as informações e sinais contidos no *dataset* o tornam uma ferramenta importante para pesquisas nas áreas de processamento digital de sinais e ciências da saúde, fortalecendo a interdisciplinaridade entre ambos os campos e ampliando horizontes para futuras pesquisas sobre equipamentos biomédicos, inteligência artificial na saúde e avaliações clínicas.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo será apresentada a conclusão referente ao tema central da pesquisa, bem como as perspectivas de trabalhos futuros.

### 6.1 CONCLUSÕES

Durante o período em que este trabalho foi realizado notou-se a crescente atenção do mercado para dispositivos capazes monitorar em tempo real a saúde de indivíduos, possuindo desde funcionalidades simples como acompanhamento de atividades esportivas até funcionalidades complexas como detecção de anomalias nos sinais adquiridos.

Além do mais, durante os períodos de coleta de dados no HUSM, notou-se que medições contínuas de variáveis como a FC e a SpO<sub>2</sub> possuem extrema importância para os profissionais atuantes nos serviços assistenciais de saúde, pois com elas é capaz de não apenas saber o estado de saúde do paciente, como acompanhar sua evolução junto aos tratamentos abordados.

Quando unimos a praticidade que os dispositivos vestíveis apresentam com a necessidade de obtenção de variáveis acuradas, atingimos a necessidade de desenvolvimento de dispositivos eficazes e integrados capazes de adquirir, processar e armazenar dados biomédicos.

De tal forma, este trabalho possibilitou testar e validar uma tecnologia promissora para aquisição de importantes variáveis, bem como o desenvolvimento de um sistema portátil e acurado, capaz de adquirir, processar e por intermédio do *software Kubios HRV* gerar completos relatórios sobre as aquisições realizada. Um exemplo de relatório proveniente da amostra de recuperação do voluntário 3715687 pode ser observado no apêndice C deste trabalho.

Além do mais, os assuntos tangentes a tal pesquisa e desenvolvimento também puderam contribuir para a literatura com um completo *dataset* multidisciplinar e um novo algoritmo de detecção de picos sistólicos que surgiu da insistência de criar um método de detecção de picos em tempo real que não

necessitasse de pré-processamento, como aplicação de filtros, nem mesmo de demasiada utilização de memória e processamento, sendo assim, ideal para dispositivos portáteis de monitoramento.

## 6.2 TRABALHOS FUTUROS

Finalizar as anotações dos picos sistólicos e picos R presentes nos respectivos sinais de PPG e ECG do *dataset*, além de realizar a remoção dos trechos, principalmente de ECG, que não puderem ser recuperados por técnicas de filtragem. Com isso, o *dataset* multidisciplinar pode ser publicado em forma de artigo científico, tornando-se uma ferramenta base para inúmeras pesquisas nos campos de processamento de sinais e ciências da saúde.

Com os traçados de PPG e ECG do *dataset* devidamente anotados, estudos podem ser desenvolvidos para a criação de algoritmos inteligentes capazes de estimar a pressão arterial sistólica (PAS). Por exemplo, existem pesquisas que utilizam o tempo entre a ocorrência de um pico R do ECG até o pico sistólico do PPG, chamado de *Pulse Transient Time*, para estimar a PAS.

Por fim, sugere-se pesquisar e desenvolver uma ponteira dedal embarcada com uma unidade de medida inercial capaz de captar além da PPG, dados de movimentação e aceleração, de forma a realizar a remoção de artefatos de movimento utilizando o *Independent Component Analysis*. Além do mais, os sensores inerciais serão capazes de fornecer dados para aplicações como contador de passos, estimação de calorias gastas, detecção de quedas e geração de alertas, tornando o uPPG um completo equipamento para uso tanto em clínicas como em monitoramento remoto.

## REFERÊNCIAS

- Alqaraawi, A., Alwosheel, A., & Alasaad, A. (2016). Heart rate variability estimation in photoplethysmography signals using Bayesian learning approach. *Healthcare technology letters*, 3(2), 136-142.
- Bagha, S., & Shaw, L. (2011). A real time analysis of PPG signal for measurement of SpO<sub>2</sub> and pulse rate. *International journal of computer applications*, 36(11), 45-50.
- Bellos, C. C., Papadopoulos, A., Rosso, R., & Fotiadis, D. I. (2013). Identification of COPD patients' health status using an intelligent system in the CHRONIOUS wearable platform. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(3), 731-738.
- Bellos, C. C., Papadopoulos, A., Rosso, R., & Fotiadis, D. I. (2013). Identification of COPD patients' health status using an intelligent system in the CHRONIOUS wearable platform. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(3), 731-738.
- Elgendi, M., Jonkman, M., & DeBoer, F. (2010, Jan). Heart rate variability and the acceleration plethysmogram signals measured at rest. In *International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies* (pp. 266-277). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Elgendi, M., Jonkman, M., & DeBoer, F. (2010). Frequency bands effects on QRS detection. *Pan*, 5(15), 1-5
- Elgendi, M., Jonkman, M., & De Boer, F. (2010, Feb). Applying the APG to measure heart rate variability. In *2010 The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE)* (Vol. 3, pp. 514-517). IEEE.
- Elgendi, M. (2013). Fast QRS detection with an optimized knowledge-based method: Evaluation on 11 standard ECG databases. *PloS one*, 8(9), e73557.
- Elgendi, M., Eskofier, B., Dokos, S., & Abbott, D. (2014). Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems. *PloS one*, 9(1).
- Elgendi, M. (2016). TERMA framework for biomedical signal analysis: An economic inspired approach. *Biosensors*, 6(4), 55.
- Elgendi, M., Norton, I., Brearley, M., Dokos, S., Abbott, D., & Schuurmans, D. (2016). A pilot study: Can heart rate variability (HRV) be determined using short-term photoplethysmograms?. *F1000Research*, 5.
- Elgendi, M., Mohamed, A., & Ward, R. (2017). Efficient ECG compression and QRS detection for e-health applications. *Scientific reports*, 7(1), 459.

Elgendi, M., Liang, Y., & Ward, R. (2018). Toward generating more diagnostic features from photoplethysmogram waveforms. *Diseases*, 6(1), 20.

Georgiou, K., Larentzakis, A. V., Khamis, N. N., Alsuhaibani, G. I., Alaska, Y. A., & Giallafos, E. J. (2018). Can wearable devices accurately measure heart rate variability? A systematic review. *Folia medica*, 60(1), 7-20.

GOLD. (2019). Global initiative for chronic obstructive lung disease. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease. 2019 Report.

Gulati, M., Shaw, L. J., Lauer, M. S., Thisted, R. A., Black, H. R., Merz, C. N. B., ... & Arnsdorf, M. F. (2005, October). Heart rate response to exercise stress testing in asymptomatic women: The St. James women take heart project. In *CIRCULATION* (Vol. 112, No. 17, pp. U885-U885). 530 WALNUT ST, PHILADELPHIA, PA 19106-3261 USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.

Inbar, O. M. R. I., Oren, A., Scheinowitz, M. I. C. K. E. Y., Rotstein, A. R. I. E., Dlin, R. O. N. A. L. D., & Casaburi, R. I. C. H. A. R. D. (1994). Normal cardiopulmonary responses during incremental exercise in 20-to 70-yr-old men. *Medicine and science in sports and exercise*, 26, 538-538.

Jeyhani, V., Mahdiani, S., Peltokangas, M., & Vehkaoja, A. (2015, Ago). Comparison of HRV parameters derived from photoplethysmography and electrocardiography signals. In 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 5952-5955). IEEE.

Kavsaoğlu, A. R., Polat, K., & Bozkurt, M. R. (2016). An innovative peak detection algorithm for photoplethysmography signals: an adaptive segmentation method. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 24(3), 1782-1796.

Kim, B. S., & Yoo, S. K. (2006). Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 53(3), 566-568.

Kunikoshita, L. N., Silva, Y. P. D., Silva, T. L. D., Costa, D., & Jamami, M. (2006). Efeitos de três programas de fisioterapia respiratória (PFR) em portadores de DPOC. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 10(4).

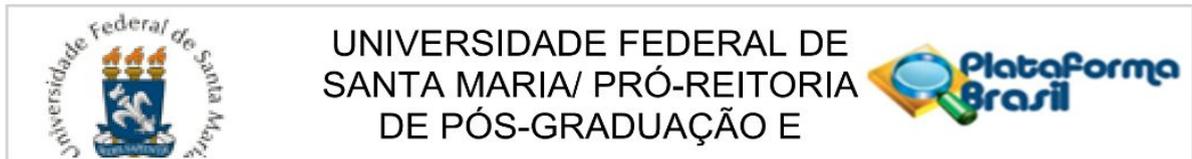
Liang, Y., Elgendi, M., Chen, Z., & Ward, R. (2018). An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Scientific data*, 5, 180076.

Lu, G., Yang, F., Taylor, J. A., & Stein, J. F. (2009). A comparison of photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects. *Journal of medical engineering & technology*, 33(8), 634-641.

Meneghelo, R. S., Araújo, C. G. S., Stein, R., Mastrocolla, L. E., Albuquerque, P. F., & Serra, S. M. (2010). III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, 95(5), 1-26.

- Mirescu, C. S., & Tarba, C. (2017). Heart rate variability: A practical review for the beginner.
- Mirescu, C. S., & Harden, S. (2016). Photoplethysmography as a potential alternative to electrocardiography for recording heart rate intervals used in variability analysis. *Journal of Medicine and Life*.
- Mirvis, D. M., & Goldberger, A. L. (2001). Electrocardiography. *Heart disease*, 1, 82-128.
- Mohan, P. M., Nisha, A. A., Nagarajan, V., Jothi, E. S. J. (2016). Measurement of arterial oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) using PPG optical sensor. In 2016 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP) (pp. 1136-1140). IEEE.
- Reis, M. S., Deus, A. P., Simões, R. P., Aniceto, I. A., Catai, A. M., & Borghi-Silva, A. (2010). Controle autônomo da frequência cardíaca de pacientes com doenças cardiorrespiratórias crônicas e indivíduos saudáveis em repouso e durante a manobra de acentuação da arritmia sinusal respiratória. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14(2), 106-113.
- Rosen, A. V., Koppikar, S., Shaw, C., & Baranchuk, A. (2014). Common ECG lead placement errors. part I: Limb lead reversals. *International Journal of Medical Students*, 2(3), 92-98.
- Selvaraj, N., Jaryal, A., Santhosh, J., Deepak, K. K., & Anand, S. (2008). Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography. *Journal of medical engineering & technology*, 32(6), 479-484.
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in public health*, 5, 258.
- Shelley, K. H. (2007). Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. *Anesthesia & Analgesia*, 105(6), S31-S36.
- Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors - past and present. *Electronics*. 2014;3(2):282-302.
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J. P., Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2014). Kubios HRV - heart rate variability analysis software. *Computer methods and programs in biomedicine*, 113(1), 210-220.
- Texas Instruments. (2015). AFE4490 Integrated Analog Front-End for Pulse Oximeters. Datasheet de circuito integrado.
- Upton, E., & Halfacree, G. (2014). *Raspberry Pi user guide*. John Wiley & Sons.
- WHO. World Health Organization (2017). Cardiovascular diseases (CVDs). Acessado em 2019. Link: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))

## ANEXO A



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** PREVALÊNCIA DAS COMORBIDADES NOS DPC E ANÁLISE DOS MÚLTIPLOS DESFECHOS EM UM PROGRAMA DE REABILITAÇÃO PULMONAR

**Pesquisador:** ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 63955616.5.0000.5346

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Santa Maria/ Pró-Reitoria de Pós-Graduação e

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 1.967.549

**Apresentação do Projeto:**

As doenças pulmonares crônicas são caracterizadas por uma obstrução ao fluxo aéreo persistente, com uma resposta inflamatória e manifestações sistêmicas. O impacto da doença atinge representação expressiva a nível mundial, e no Brasil não é diferente, embora ainda subestimada e subdiagnosticada. As manifestações extrapulmonares são recorrentes e representam um fator de risco importante para manutenção da saúde. A partir do projeto de extensão desenvolvido pelo curso de fisioterapia "ações integradas de saúde aos portadores de doença pulmonar Crônica", abre-se uma vertente para pesquisa, e as parcerias instituídas ao longo deste caminho com a Graduação do Curso de Fisioterapia, com a Residência multiprofissional com ênfase na área crônico degenerativa, com o curso de especialização em reabilitação físico motora e com o Programa de Pós Graduação em Distúrbios da Comunicação Humana, permite instituir um projeto de pesquisa a fim de estudar na complexidade a DPC e suas repercussões sistêmicas e desfechos frente PRP, enquanto ferramenta de pesquisa. Este estudo caracteriza-se por um estudo epidemiológico, transversal e analítico a ser realizado com pacientes portadores de doença crônica pulmonar submetidos ao Programa de Reabilitação Pulmonar do Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM).

**Endereço:** Av. Roraima, 1000 - prédio da Reitoria - 2º andar

**Bairro:** Camobi

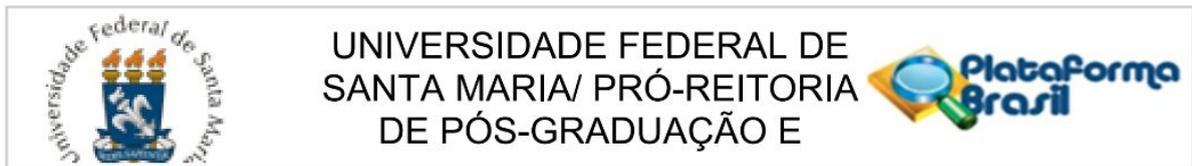
**CEP:** 97.105-970

**UF:** RS

**Município:** SANTA MARIA

**Telefone:** (55)3220-9362

**E-mail:** cep.ufsm@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.967.549

**Objetivo da Pesquisa:**

Caracterizar o perfil inflamatório, respiratório, funcional, sonolência diurna, nutricional, de deglutição e prevalência das comorbidades nos portadores DCP em um programa de reabilitação pulmonar, bem como avaliar os múltiplos desfechos do PRP sobre as variáveis estudadas e qualidade de vida.

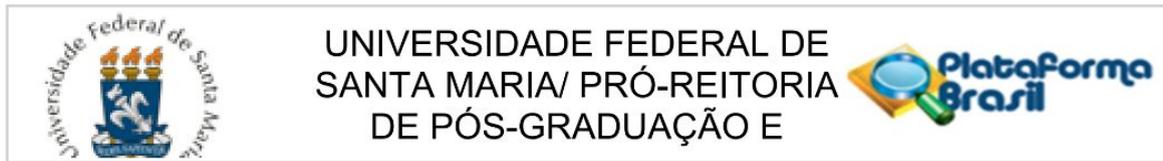
- Avaliar antes e após um programa de reabilitação pulmonar:

- Perfil inflamatório
- Função respiratória
- Capacidade funcional
- Sonolência diurna
- Estado nutricional
- A biomecânica da deglutição
- Qualidade de vida

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos desta pesquisa ocorrerão pela exposição dos participantes a Raios X para a realização do exame de deglutição, entretanto, os exames serão realizados dentro do Serviço de Radiologia do HUSM com doses controladas de radiação, conforme rotina do serviço e controle de qualidade do mesmo. Os níveis de radiação utilizados no exame serão aqueles utilizados habitualmente e não vão gerar nenhuma espécie de desconforto. Poderá haver desconforto pelo sabor do contraste de bário que é utilizado a fim de possibilitar a visualização do alimento pelo trato gastrointestinal. A fim de diminuir o desconforto pelo sabor do contraste de bário, os contrastes que não tiverem sabor, serão acrescidos pós de sucos zero açúcar com sabor de frutas (Clight ®). Além disso, os sujeitos poderão apresentar desconfortos, como dor, dessaturação e dispneia durante avaliação proposta. Se isso ocorrer, o quadro poderá ser controlado através da interrupção das avaliações. Os participantes do estudo poderão apresentar desconfortos, como dor, cansaço, falta de ar, tosse, durante a realização da manovacuometria. Se isso ocorrer, o quadro poderá ser controlado através da interrupção do procedimento. Em relação aos possíveis benefícios, acredita-se que as avaliações contempladas neste projeto e as orientações multidisciplinares propostas neste estudo auxiliarão na abordagem integral, repercutindo na estabilização da doença, melhora do quadro clínico de desnutrição e de deglutição em indivíduos disfágicos e com DPOC. A proposição de novos instrumentos de avaliação e intervenção são oriundas das pesquisas, que

**Endereço:** Av. Roraima, 1000 - prédio da Reitoria - 2º andar  
**Bairro:** Camobi **CEP:** 97.105-970  
**UF:** RS **Município:** SANTA MARIA  
**Telefone:** (55)3220-9362 **E-mail:** cep.ufsm@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.967.549

podem repercutir em estratégias de reabilitação pulmonar.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Constam todos os termos de forma adequada.

**Recomendações:**

Veja no site do CEP - <http://w3.ufsm.br/nucleodecomites/index.php/cep> - na aba "orientações gerais", modelos e orientações para apresentação dos documentos. ACOMPANHE AS ORIENTAÇÕES DISPONÍVEIS, EVITE PENDÊNCIAS E AGILIZE A TRAMITAÇÃO DO SEU PROJETO.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

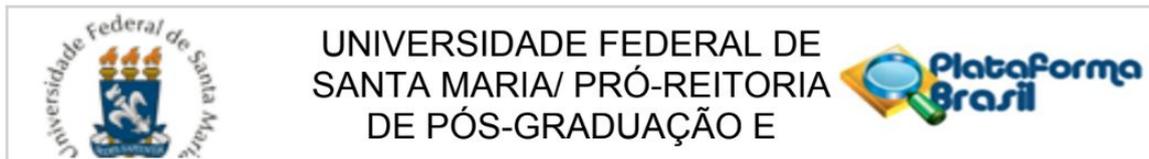
.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_844235.pdf	06/01/2017 09:27:45		Aceito
Outros	confidencialidade_2.pdf	06/01/2017 09:27:16	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_2.pdf	06/01/2017 09:25:30	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Outros	SIE.pdf	29/12/2016 21:08:43	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Outros	TermoAmb.pdf	29/12/2016 21:07:13	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Outros	TermoLab.pdf	29/12/2016 21:03:51	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Outros	GEP.pdf	29/12/2016 21:01:05	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito

**Endereço:** Av. Roraima, 1000 - prédio da Reitoria - 2º andar  
**Bairro:** Camobi **CEP:** 97.105-970  
**UF:** RS **Município:** SANTA MARIA  
**Telefone:** (55)3220-9362 **E-mail:** cep.ufsm@gmail.com



UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA MARIA/ PRÓ-REITORIA  
DE PÓS-GRADUAÇÃO E

Continuação do Parecer: 1.967.549

Outros	TERMOCONSENTIMENTO.pdf	29/12/2016 20:57:10	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	29/12/2016 20:55:24	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto2016.pdf	29/12/2016 20:19:56	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto_PRP.pdf	29/12/2016 20:04:45	ADRIANE SCHMIDT PASQUALOTO	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

SANTA MARIA, 16 de Março de 2017

---

**Assinado por:**  
**CLAUDEMIR DE QUADROS**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Roraima, 1000 - prédio da Reitoria - 2º andar

**Bairro:** Camobi

**CEP:** 97.105-970

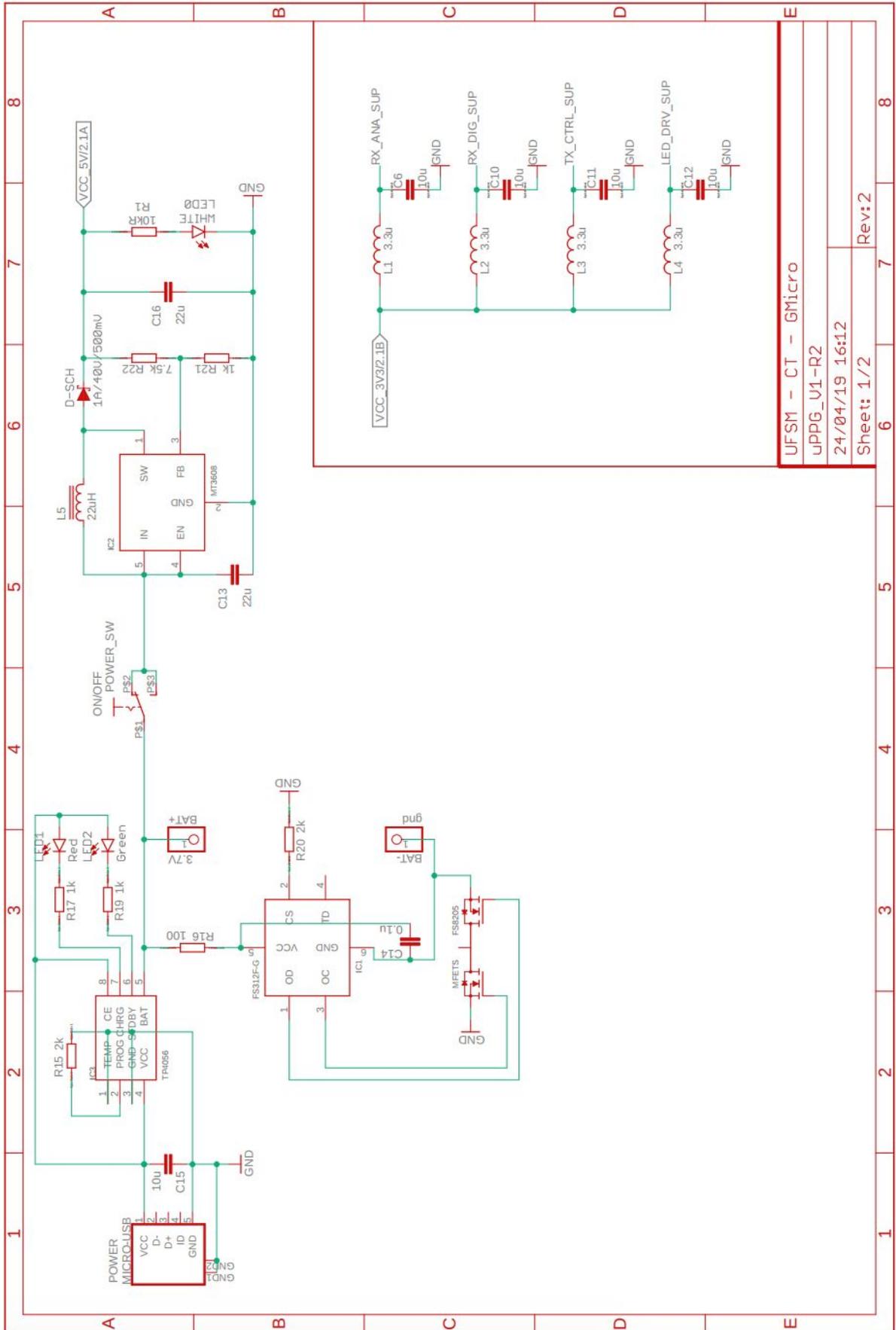
**UF:** RS

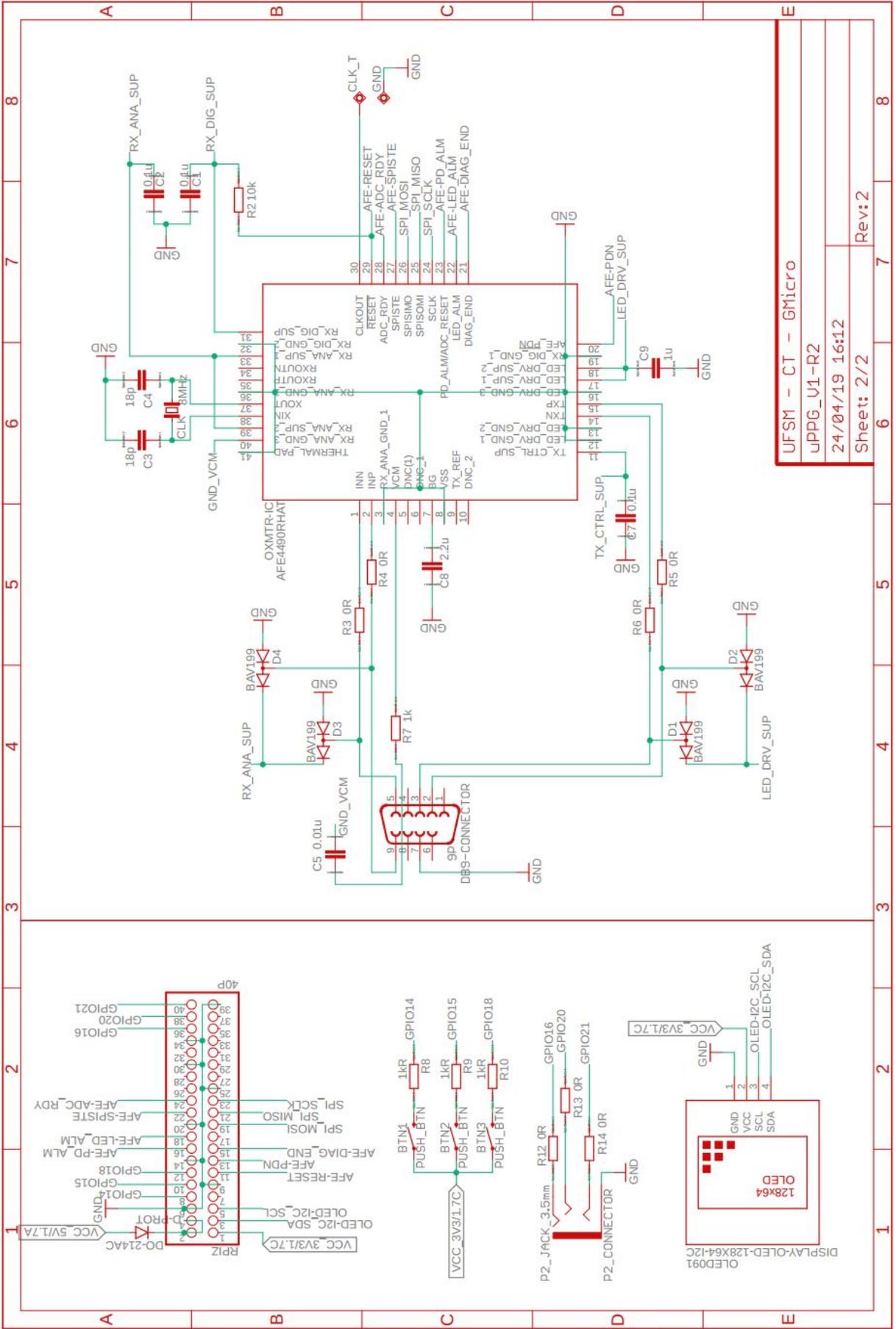
**Município:** SANTA MARIA

**Telefone:** (55)3220-9362

**E-mail:** cep.ufsm@gmail.com

# APÊNDICE A





UFSM - CT - GMicro
UPPG_V1-R2
24/04/19 16:12
Sheet: 2/2
Rev: 2



## APÊNDICE B



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA**  
**CENTRO DE TECNOLOGIA**  
**HOSPITAL UNIVERSITÁRIO DE SANTA MARIA**  
**GRUPO DE MICROELETRÔNICA**  
**REABILITAÇÃO PULMONAR**  
**PROJETO  $\mu$ PPG - ANÁLISE POR FOTOPLETISMOGRAFIA**



### VOLUNTEER INFORMATION AND VARIABLES

#### Identification of the analysis:

<b>Date of analysis</b>	___/___/_____ - mm/dd/yyyy
<b>Location of analysis</b>	Pulmonary Rehabilitation Center - HUSM - UFSM

#### Basic informations:

<b>Situation</b>	<input type="checkbox"/> - Unhealthy volunteer		<input type="checkbox"/> - Healthy volunteer		
<b>Identifier</b>	_____	<b>Age</b>	___ years old	<b>Sex</b>	_____
<b>Weight</b>	_____ Kg	<b>Height</b>	_____ Cm	<b>BMI</b>	_____ Kg/m <sup>2</sup>
<b>Skin color</b>	<input type="checkbox"/> White	<input type="checkbox"/> Yellow	<input type="checkbox"/> Brown	<input type="checkbox"/> Black	

#### Medical informations:

<b>Have you practice or practiced physical activity lately?</b>	
<b>Physical conditioning</b>	<input type="checkbox"/> Good <input type="checkbox"/> Normal <input type="checkbox"/> Fair <input type="checkbox"/> Bad
<b>Smoker? How much time?</b>	
<b>Do you use stimulant? (ex.: coffee, guaraná, ...)</b>	
<b>Do you have any medication in use?</b>	
<b>Do you use O<sub>2</sub>?</b>	
<b>Do you use a pacemaker?</b>	
<b>Medical Diagnostics</b>	

#### Physiotherapy variables: (physiotherapist data)

<b>FEV<sub>1</sub> post</b>	_____ %	<b>FVC post</b>	_____ %	<b>FEV<sub>1</sub>/FVC</b>	_____ %
<b>Gold</b>	_____ stage	<b>mMRC</b>	___ degree	<b>CAT</b>	_____ points
<b>Charlson's Comorbidity Index (CCI)</b>			_____ points = _____ % of survival in _____ years		

**Proposed test variables (physiotherapist data)**

<b>Position of the ECG electrodes</b>		L2 - Left arm and leg with reference to the right leg
<b>Hand and fingers used in PPG</b>		Left hand and index and middle fingers
<b>Execution of the proposed test</b>		
<b>Rest (4 min)</b>	<b>Borg</b>	Dyspnea: _____   Effort: _____
	<b>SBP and DBP (mmHg)</b>	Before resting: _____/_____
<b>Balke test (12 min)</b>	<b>Borg of Dyspnea</b>	Smaller: ___ at ___ min   Bigger: ___ at ___ min
	<b>Borg of Effort</b>	Smaller: ___ at ___ min   Bigger: ___ at ___ min
	<b>Time and Distance</b>	_____ minutes and _____ meters
	<b>Speed and Slope</b>	_____ Km/h and _____ %
	<b>SBP and DBP (mmHg)</b>	After balke: _____/_____
<b>Recovery (4 min)</b>	<b>Borg</b>	Dyspnea: _____   Effort: _____
	<b>SBP and DBP (mmHg)</b>	After recovery: _____/_____

**HR and SpO<sub>2</sub> details (physiotherapist data):**

<b>Parameters</b>	<b>Heart Rate</b>	<b>SpO<sub>2</sub></b>	<b>Borg Dyspnea</b>	<b>Borg Effort</b>
Rest	_____ BPM	_____ %		
1st min (no slope)	_____ BPM	_____ %		
2nd min (no slope)	_____ BPM	_____ %		
3rd min (no slope)	_____ BPM	_____ %		
4th minute	_____ BPM	_____ %		
5th minute	_____ BPM	_____ %		
6th minute	_____ BPM	_____ %		
7th minute	_____ BPM	_____ %		
8th minute	_____ BPM	_____ %		
9th minute	_____ BPM	_____ %		
10th minute	_____ BPM	_____ %		
11th minute	_____ BPM	_____ %		
12th minute	_____ BPM	_____ %		
Recovery	_____ BPM	_____ %		

# APÊNDICE C

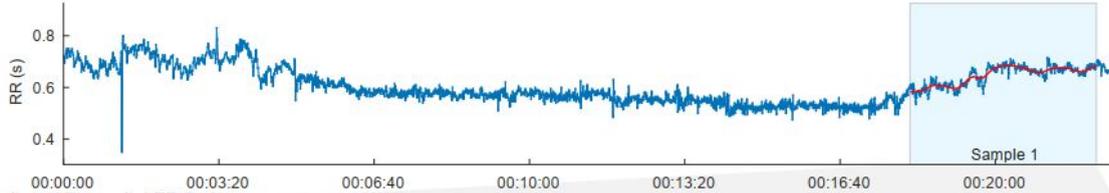
## HRV Analysis Results

hrv\_em.txt - xx/xx/xx - xx:xx:xx

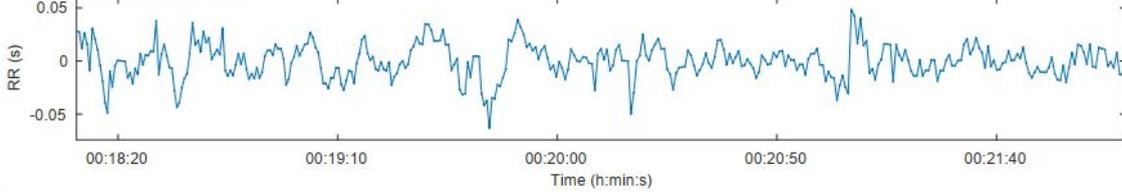
Page 1/1

<b>Person:</b> GD - 3715687		<b>Measurement Info</b>			<b>Results for Sample</b>	
Gender: Female	Height: 163 cm	Date: xx/xx/xx	Trend removal: Smoothn priors	Sample start: 00:18:11		
Age: 69 years	Weight: 74 kg	Start time: 00:00:00	Artefact corr.: Threshold (very low)	Sample length: 00:04:00		
Max HR: 151 bpm	BMI: 27.9 kg/m2	Duration: 00:22:31	Analysis samples: 1	Artifacts: 0.00 %		

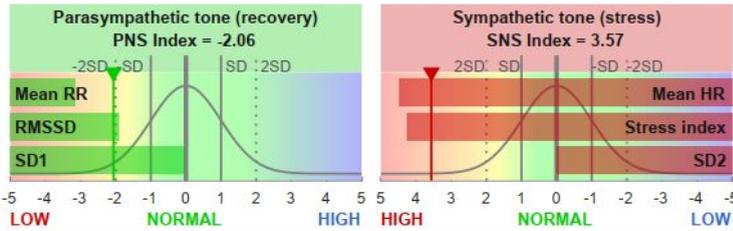
### RR Time Series



### Selected Detrended RR Series



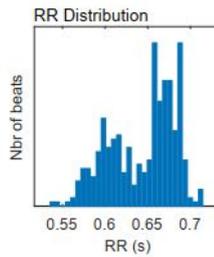
### Kubios HRV - Results compared to normal (resting) values



<b>Parasympathetic Nervous System (PNS)</b>		
Mean RR	RMSSD	SD1
644 ms	13.5 ms	31.7%
<b>PNS Index = -2.06</b>		
<b>Sympathetic Nervous System (SNS)</b>		
Mean HR	Stress index	SD2
93 bpm	20.7	68.3%
<b>SNS Index = 3.57</b>		

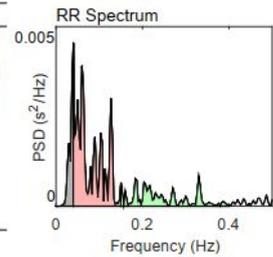
### Time-Domain Results

Variable	Units	Value
Mean RR*	(ms)	644
Mean HR*	(bpm)	93
Min HR	(bpm)	86
Max HR	(bpm)	107
SDNN	(ms)	16.0
RMSSD	(ms)	13.5
NN50	(beats)	2
pNN50	(%)	0.54
RR triangular index		4.43
TINN	(ms)	88.0
Stress Index (SI)		20.7



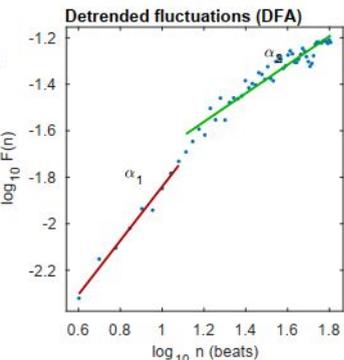
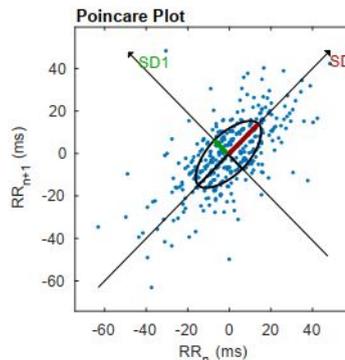
### Frequency-Domain Results (FFT spectrum)

Variable	Units	VLF	LF	HF
Frequency band (Hz)		0.00-0.04	0.04-0.15	0.15-0.40
Peak frequency (Hz)		0.040	0.040	0.330
Power	(ms <sup>2</sup> )	37	150	54
Power	(log)	3.602	5.009	3.982
Power	(%)	15.26	62.37	22.33
Power	(n.u.)		73.61	26.36
Total power		(ms <sup>2</sup> ) 240		
Total Power		(log) 5.481		
LF/HF ratio		2.793		
EDR		(Hz) -		



### Nonlinear Results

Variable	Units	Value
<b>Poincare Plot</b>		
SD1	(ms)	9.5
SD2	(ms)	20.5
SD2/SD1		2.150
Approximate Entropy (ApEn)		1.218
Sample Entropy (SampEn)		1.826
<b>Detrended Fluctuation Analysis (DFA)</b>		
Short-term fluctuations, $\alpha_1$		1.159
Long-term fluctuations, $\alpha_2$		0.613



\*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.