

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade de Tecnologia – FT/UnB
Programa de Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos

**DESENVOLVIMENTO, ANÁLISE E ENSAIO CLÍNICO DE UM
DISPOSITIVO PORTÁTIL QUE MONITORA ALTERNATIVAMENTE
A FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE PACIENTES ACOMETIDOS
PELA COVID-19**

ALLISSON LOPES DE OLIVEIRA

Orientadora: Dra. SUÉLIA DE SIQUEIRA R. FLEURY ROSA



PPMEC



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA – FT/UNB



PPMEC | Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

**DESENVOLVIMENTO, ANÁLISE E ENSAIO CLÍNICO DE UM
DISPOSITIVO PORTÁTIL QUE MONITORA ALTERNATIVAMENTE A
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE PACIENTES ACOMETIDOS PELA
COVID-19**

ALLISSON LOPES DE OLIVEIRA

ORIENTADORA: DRA. SUÉLIA DE SIQUEIRA R. FLEURY ROSA

**TESE DE DOUTORADO EM
SISTEMAS MECATRÔNICOS**

PUBLICAÇÃO: 000/2022

BRASÍLIA/DF, JUNHO DE 2022

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA – FT/UNB
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SISTEMAS MECATRÔNICOS

**DESENVOLVIMENTO, ANÁLISE E ENSAIO CLÍNICO DE UM
DISPOSITIVO PORTÁTIL QUE MONITORA ALTERNATIVAMENTE A
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA DE PACIENTES ACOMETIDOS PELA
COVID-19**

ALLISSON LOPES DE OLIVEIRA

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SISTEMAS MECATRÔNICOS DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM SISTEMAS MECATRÔNICOS

APROVADA POR:

Suélia de Siqueira R. Fleury Rosa

(Orientadora)

Dr. Antônio Piratelli Filho

(Examinador interno)

Dr. Adson Ferreira da Rocha

(Examinador externo)

Dr. Gustavo Luiz Sandri

(Examinador externo)

Dr. José Carlos Tatmatsu Rocha

(Examinador externo)

FICHA CATALOGRÁFICA

OLIVEIRA, ALLISSON LOPES DE

Desenvolvimento, Análise e Ensaio Clínico de um Dispositivo Portátil que Monitora Alternativamente a Frequência Respiratória de Pacientes Acometidos Pela COVID-19 [Distrito Federal], 2022.

86p., 210 × 297 mm (ENM/FT/UnB, Doutorado em Sistemas Mecatrônicos, 2022).

Tese de Doutorado em Sistemas Mecatrônicos, Faculdade de Tecnologia UnB, Programa de Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos.

- | | |
|------------------------|----------------------------|
| 1. COVID-19 | 2. Frequência Respiratória |
| 3. Tecnologia na Saúde | 4. Medicina Assistencial |
| I. ENM/FT/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

OLIVEIRA, ALLISSON LOPES DE (2022). Desenvolvimento, Análise e Ensaio Clínico de um Dispositivo Portátil que Monitora Alternativamente a Frequência Respiratória de Pacientes Acometidos Pela COVID-19. Tese de doutorado em sistemas mecatrônicos, Publicação 000/2022, Programa de Pós-Graduação, ENM/FT/UnB , Universidade de Brasília, Brasília, DF, 86p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Allisson Lopes de Oliveira

TÍTULO: Desenvolvimento, Análise e Ensaio Clínico de um Dispositivo Portátil que Monitora Alternativamente a Frequência Respiratória de Pacientes Acometidos Pela COVID-19

GRAU: Doutor

ANO: 2022

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

AGRADECIMENTOS

Por evidente que o agradecimento maior deve ser feito ao Pai Celestial pela minha saúde e oportunidade de estudar, no desejo da construção de um mundo melhor.

Falando em mundo melhor, melhor lugar no mundo não há do que no seio de uma família. Minhas amadas “meninas”: Luiza (esposa), Anna (filha) agradeço a compreensão e incentivo nas diversas situações em que tive que abdicar da convivência familiar para estudar.

Aos melhores pais do mundo, Pedro e Eva que me deram a vida e me ensinaram a vivê-la com dignidade, iluminando os caminhos obscuros com afeto e dedicação, para que os trilhasse sem medo e cheio de esperança, o meu agradecimento.

À experiente e competente, Prof^a Dra.Suélia, minha orientadora, que sempre me inspirou a ir além e dar o meu melhor pela pesquisa. Agradeço o apoio, paciência, ensinamentos e incansável dedicação que recebi ao longo deste doutorado. Agradeço ainda às oportunidades de aprendizado que me foram dadas. Serei eternamente grato.

A todos os colegas do BioEngLab e Projeto Anna, de forma especial ao João Pedro, Rafael, Kleriston. Ao Professor Gustavo Sandri do IFB e aos profissionais da área de saúde Kelvin Inácio, Gisele e Petherson, obrigado pela ajuda, colaboração e apoio. Aos membros da Banca, obrigado pela disponibilidade e contribuições. Eternamente grato!

Fica o registro de agradecimento à Pós-Graduação em Sistemas Mecatrônicos pela oportunidade que me foi dada de fazer parte deste Programa.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Triângulo Mineiro (IFTM), Campus Paracatu por oportunizar a capacitação e qualificação dos seus servidores nas competências e conhecimentos necessários à consecução da excelência na atuação dos órgãos e das entidades da administração pública federal direta, autárquica e fundacional.

A todos os familiares e amigos que me apoiaram e acreditaram nesta grande conquista. Todos vocês são responsáveis por este momento tão marcante. Obrigado pela compreensão, pelo amor que me fez mais forte, fazendo-me entender que sou capaz de ir mais além. A todos: Muito Obrigado!

RESUMO

A doença do novo coronavírus (COVID-19) provocou impacto nas vidas das pessoas em nível mundial, chamando atenção pela velocidade com a qual o vírus se disseminou e pelo número de mortes em pouco tempo. No intuito de contribuir com os esforços da ciência no combate a COVID-19 esta tese tem como ideia central o desenvolvimento, análise e ensaio não clínico de um dispositivo portátil que monitora alternativamente a frequência respiratória de pacientes acometidos pela doença.

A tese é iniciada por uma revisão sobre a COVID-19, em seguida são retratadas a anatomia e fisiologia do sistema respiratório, tecnologias na saúde e monitor de sinais vitais. No decorrer do trabalho são apresentados o desenvolvimento e ensaios clínicos. O aparelho desenvolvido é composto dos seguintes componentes: um acelerômetro, um ESP 32 e uma bateria de 9V. O dispositivo portátil foi acoplado ao torax do usuário e em seguida feita a coleta de sinais da frequência respiratória, ao qual analisou os seguintes parâmetros: valores lidos pelo acelerômetro, a média estimada, variância estimada, correlação cruzada, pesos, período respiratório e sinal da frequência respiratória.

Por meio dos resultados obtidos a partir das avaliações realizadas durante os ensaios clínicos, foi possível concluir que o dispositivo portátil automatizou o processo de verificação da frequência respiratória. Deste modo, os profissionais de saúde podem fazer o monitoramento da frequência respiratória de pacientes acometidos pela doença e que necessitam de reabilitação pós-COVID-19. Portanto o dispositivo portátil mostrou-se eficiente, além de ser de baixo custo e simples confecção.

Palavras-chave: COVID-19; Frequência Respiratória; Tecnologia na Saúde; Medicina Assistencial.

ABSTRACT

The coronavirus disease (COVID-19), caused an impact on people worldwide, the number of lives paid attention to the speed of people, with the severity of deaths in a short time. In order to contribute to the work of science in the fight against COVID-19, its central idea is the development, analysis and clinical trial of a portable device that alternatively monitors the respiratory rate of patients with committed diseases. A is initiated by a medicine about COVID-19, then, then complementary system physiology, health in health and auxiliary apparatus monitor are. During the thesis the development and clinical trials are presented. The device was developed with the following components: an accelerometer, an ESP 32 and a 9V battery. The device of the thorax coupling or coupling coupling of the following research and experimental was in parallel, over weights followed the parameters made acceler, the mean, the simplified variance below, the rear crossed, over the weights followed below, period and sign of the respiratory rate. Through the results obtained from the estimates made during the clinical trials, it was possible to conclude that the portable device process automated the respiratory rate verification. In this way, professionals can make the respiratory rate of patients for the disease and patients can be monitored for post-COVID-19 health. Therefore, the portable device proved to be efficient, in addition to being low cost and simple to manufacture.

Keywords: COVID-19, Respiratory Frequency, Technology in Health, Assistive Medicine.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Hipótese	5
1.2	Justificativa	5
1.3	Contribuição	6
1.4	Objetivos	8
1.4.1	Objetivo Geral	8
1.4.2	Objetivos Específicos	8
1.5	Plano de Tese	8
2	Revisão da Literatura	10
2.1	COVID-19	10
2.1.1	Rede de Atenção à Saúde	13
2.1.2	Diagnóstico Clínico	15
2.1.3	Diagnóstico Laboratorial	15
2.1.4	Ambientes	15
2.1.5	Classificação dos Sinais da COVID-19	17
2.1.6	Ventilação Mecânica	19
2.1.7	Reabilitação Pós-COVID	21
2.2	Anatomia do Sistema Respiratório	22
2.3	Fisiologia do Sistema Respiratório	25
2.3.1	Mecânica da Ventilação Pulmonar	26
2.3.2	Testes de Diagnóstico Pulmonar - Espirometria	28
2.3.3	Patologia do Sistema Respiratório	28
2.4	Tecnologias na Saúde	29

2.5	Monitor de Sinais Vitais	30
3	Sistema de Medição	33
3.1	Introdução	33
3.2	Cadeia de Medição	33
3.3	Sensor	34
3.4	Unidade de Tratamento do Sinal	34
3.5	Indicador	34
3.6	Conclusão do Capítulo	35
4	Ensaio Clínico	36
4.1	Introdução	36
4.2	Materiais e Métodos	36
4.2.1	Materiais utilizados para o desenvolvimento do dispositivo	36
4.2.2	Métodos	43
5	Resultados	47
5.1	Ensaio Experimental	47
5.1.1	Sinais Coletados	48
5.1.2	Sinais Coletados dos Participantes	52
6	Discussão	58
7	Conclusão	60
7.1	Trabalhos Futuros	60
7.2	Produções Acadêmicas	61
7.2.1	Produções Finalizadas	61
7.2.2	Produções em Desenvolvimento	62
	Lista de Referências	62
	Apêndice A	70

Apêndice B	71
Apêndice C	72
Apêndice D	73
Apêndice E	74
Apêndice F	75
Apêndice G	76
Apêndice H	77
Apêndice I	78
Apêndice J	79
Apêndice K	80
Apêndice L	81
Apêndice M	82
Apêndice N	83
Apêndice O	84
Apêndice P	85
Apêndice Q	86

LISTA DE TABELAS

- 2.1 Fases da atenção às intervenções de reabilitação. Fonte: Adaptado de [\[41\]](#). 21

LISTA DE QUADROS

2.1	Características dos serviços disponíveis pelo Sistema Único de Saúde (SUS), conforme pontos da Rede de Atenção à Saúde. Fonte: [32]	14
4.1	Algumas características dos participantes de pesquisa.	44

LISTA DE FIGURAS

1.1	Fotografia de perfil do respirador VESTA e acomodada sobre o rosto de um usuário.	3
1.2	Diagrama de contribuição desta tese de doutorado. A figura ilustra a inovação de um aparelho portátil na saúde, que automatiza a forma de verificar a FR e contribui de maneira significativa com o monitoramento de pacientes pós-COVID-19 e ainda classifica a contribuição de maneira direta e indireta para os tipos de tecnologias e ambientes na saúde. Fonte: Autoria própria.	7
2.1	Diagrama dos ambientes frequentados por pacientes com e pós-COVID-19, de acordo com a sua classificação em casos leves, moderados e graves. Fonte: Autoria própria.	16
2.2	Fluxograma integrado de manejo de casos suspeitos e diagnosticados de COVID-19. A figura ilustra a estrutura de organização e orientação do Ministério da Saúde em relação aos atendimentos dos pacientes acometidos pela COVID-19 em casos leves, moderados e graves. Fonte: [32].	18
2.3	Diagrama da estrutura da ventilação mecânica. A figura classifica a ventilação mecânica em invasiva e não invasiva para pacientes em estado grave da COVID-19. Fonte: Autoria própria.	20
2.4	Anatomia do sistema respiratório. Nesta figura é possível verificar todas as fases do sistema respiratório, que são classificados em porção de condução e porção respiratória. Fonte: Adaptado de [44].	23
2.5	Morfologia externa dos pulmões. A figura ilustra que o pulmão direito possui as fissuras horizontal e oblíqua e são divididos em três lobos (superior, médio e inferior), já o pulmão esquerdo possui a fissura oblíqua entre os lobos superior e inferior. Fonte: [43].	24
2.6	Contração e expansão da caixa torácica durante a inspiração e expiração, mostrando a contração diafragmática, a função dos músculos intercostais e a elevação e a depressão da caixa torácica. Fonte: [47].	26

2.7	Diagrama apresenta as excursões respiratórias. A figura acima mostra um espirograma, indicando as variações do volume pulmonar, sob diferentes condições de respiração: respiração normal e durante inspiração e expiração. Fonte: [43].	27
2.8	Efeito de duas anormalidades respiratórias — restrição pulmonar e obstrução aérea — na curva fluxo expiratório máximo-volume. Capacidade Pulmonar Total (CPT), capacidade pulmonar total; VR, volume residual. Fonte: [44].	28
2.9	Subclassificação da Tecnologia na Saúde. Na saúde o termo tecnologia é subclassificado de maneira diferente das demais áreas, não sendo necessário ser somente um produto, ou seja, tecnologia dura, mas pode ser um melhoramento na gestão (tecnologia leve) e estrutura (tecnologia leve-dura). Fonte: Autoria própria.	30
3.1	Cadeia de medição cadeia é composta por um sensor ou transdutor, um sistema de tratamento de sinal e um dispositivo mostrador ou indicador [58].	34
3.2	Diagrama do Sistema de Medição do ANNA.	35
4.1	Circuito integrado do acelerômetro ADXL345. Fonte: [60].	37
4.2	Detalhamento do microcontrolador ESP 32. Fonte: [62].	38
4.3	Diagrama do código do medidor de FR. A figura apresenta o passo a passo de forma resumida do código do aparelho portátil. Fonte: Autoria própria.	40
4.4	Os tipos de banda: passante, de transição e de corte. Fonte: [63].	41
4.5	Ganho de $K_p = 1$. Fonte: [63].	42
4.6	Diagrama simplificado do aparelho portátil medidor de FR. A figura mostra as etapas sistema de aquisição: usuário, o acelerômetro que é o receptor dos sinais, o ESP 32 é o controle de aquisição e os dados coletados podem ser visualizados pelo computador ou <i>smartphone</i> . Fonte: Autoria própria.	42
4.7	Foto do participante nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito.	45
4.8	Boneca SimMom, simuladora de paciente obstétrico-ginecológico, da marca Laerdal.	45
4.9	Tela do dispositivo ANNA na página da <i>web</i>	46
4.10	Tela do computador da Boneca SimMom.	46
5.1	Aparelho portátil Medidor de FR. Fonte: Autoria própria.	47

5.2	São representados os sinais oriundos do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.	48
5.3	Média estimada dos eixos X, Y e Z do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.	49
5.4	Variância estimada. Fonte: Autoria própria.	50
5.5	Resultado de um ensaio experimental, que possibilitou observar a correlação cruzada estimada dos eixos X, Y e Z. Fonte: Autoria própria.	50
5.6	Peso dos eixos X, Y e Z do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.	51
5.7	Período respiratório e sinal da FR. Fonte: Autoria própria.	52
5.8	Mostra o sinal do participante na posição de sedestação.	53
5.9	Mostra o sinal do participante na posição de bipedestação.	54
5.10	Mostra o sinal do participante na posição de decúbito.	54
5.11	Mostra o sinal do participante na posição de sedestação.	55
5.12	Mostra o sinal do participante na posição de bipedestação.	55
5.13	Mostra o sinal do participante na posição de decúbito.	56
5.14	Gráfico do nível de assertividade dos testes nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito.	57

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

FR Frequência Respiratória

UnB Universidade de Brasília

UTI Unidade de Terapia Intensiva

USP Universidade de São Paulo

HC-FM-USP Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

MS Ministério da Saúde

SDRA Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo

IRPM Incursões Respiratórias Por Minuto

PPMEC Programa de Pós-graduação em Sistemas Mecatrônicos

IEEE Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos

CAPES Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

OMS Organização Mundial da Saúde

SUS Sistema Único de Saúde

SG Síndrome Gripal

VM Ventilação Mecânica

TS Tecnologias na Saúde

SatO₂ Saturação de Oxigênio

O₂ Oxigênio

PCR Testes de Reação em Cadeia da Polimerase

RT-PCR Diagnóstico com Transcrição Reversa

RNA Ácido Ribonucleico

MERS Síndrome Respiratória do Oriente Médio

HCoV Coronavírus Endêmicos Humanos

SARS Síndromes Respiratórias Agudas Graves

ECG Eletrocardiograma

V_c Volume Corrente

VCV Ventilação Controlada por Volume

PCV Ventilação Controlada por Pressão

SPTI Síndrome Pós-terapia Intensiva

VR Volume Residual

CV Capacidade Vital

VRI Volume de Reserva Inspiratório

VRE Volume de Reserva Expiratório

CI Capacidade Inspiratória

CPT Capacidade Pulmonar Total

SARA Síndrome da Angústia Respiratória Aguda

FSR 402 Sensor de Força Restivo

SMD *Surface Mounting Device*

SPI Interface Periférica Serial

SRAG Síndrome Respiratória Aguda Grave

USB Porta Universal, do inglês *Universal Serial Bus*

1 INTRODUÇÃO

A nova doença coronavírus (COVID-19) causada pela infecção por SARS-CoV-2, provocou impacto nas vidas das pessoas em nível global, chamando atenção pela velocidade com a qual o vírus se disseminou e pelo número de mortes em pouco tempo. Os números relacionados à pandemia de COVID-19, são cada vez mais alarmantes, no início do mês de junho de 2022 o mundo atingiu a marca de mais de 534 milhões ¹ de pessoas infectadas pelo vírus e mais de 6,3 milhões de mortes, no Brasil foram mais de 667 mil mortes e 31 milhões de pessoas infectadas na data de escrita deste texto 09/06/2022 [1].

Por consequência da COVID-19 é necessário ressaltar os déficits funcionais, físicos e cognitivos, que são resultantes de várias situações: distanciamento social, dos períodos de quarentena e da permanência no hospital com a utilização de diversas medicações e uso de Ventilação Mecânica (VM) invasiva. Essas condições exigem intervenções e cuidados de reabilitação com abordagem multidisciplinar a longo prazo [2].

No cenário da COVID-19 é importante apresentar as diferentes características clínicas e as suas classificações: 1) leve: sem dispneia (respiração desconfortável), sem baixa Saturação de Oxigênio ($SatO_2$) no sangue; 2) moderada: dispneia, $SatO_2$ 94% a 98%, sinais radiológicos de pneumonia; 3) grave: dispneia, $SatO_2$ 93%, Frequência Respiratória (FR) maior que 30 Incursões Respiratórias Por Minuto (IRPM), progressão radiológica das lesões, com suplementação de Oxigênio (O_2) necessária, eventualmente com ventilação não invasiva; 4) crítica: os pacientes precisam de VM [2].

Neste contexto, esta pesquisa teve como ênfase os casos graves, priorizando o estudo do parâmetro fisiológico, FR, que é o número de vezes que a pessoa respira por minuto (um ciclo completo). Observa-se a expansibilidade e retração da parede torácica e abdominal, que ocorre pela ação de músculos respiratórios com a intenção de aumentar ou reduzir o volume da cavidade torácica [3]. A FR pode aumentar com febre, doenças e outras condições médicas. Para os casos de COVID-19, a FR é importante para determinar a atividade pulmonar dos pacientes, pois medições anormais podem indicar sua deterioração. Na situação da COVID-19, a FR geralmente fica acima de 20 irpm e nos casos mais graves, acima de 30 irpm. “Em enfermarias de hospitais a FR é geralmente

¹Esse número será atualizado na versão final do texto.

medida pela contagem manual dos movimentos da parede torácica. Esta prática é demorada, imprecisa e mal executada” [4, 5]. Portanto, é necessário desenvolver aparelhos para monitorar a frequência respiratória dos pacientes acima de 20 irpm de forma mais ágil e segura.

Normalmente, os pacientes com sintomas leves se recuperam completamente sem quaisquer sequelas a longo prazo. No entanto, para pacientes com nível moderado, grave ou crítico, as consequências da COVID-19 podem afetar vários sistemas do corpo. “Os casos graves muitas vezes desenvolvem lesão pulmonar aguda, ou a forma fatal, Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA)” [6]. Por efeito dessa realidade de pacientes com algum tipo de incapacidade relacionada a COVID-19, a inovação de equipamentos médicos assistenciais é crucial para realizar diagnósticos e acompanhar a melhoria do quadro.

Diante do exposto, torna-se imprescindível direcionar a atenção para o desenvolvimento de tecnologias na saúde que contribuam para a realização de diagnósticos de pacientes acometidos pela COVID-19. Surge a necessidade de planejar ações que possam transformar esse cenário e contribuir com a recuperação efetiva desses pacientes.

No início da pandemia houve uma demanda significativa em materiais médicos, como: protetores faciais, ventiladores e máscaras [7] e infelizmente a maioria das fábricas não estavam preparadas para atender essa grande carência. Muitas empresas, equipes técnicas e universidades pensaram como poderiam imprimir suprimentos e desenvolver equipamentos médicos essenciais ao combate a COVID-19 [8]. Em resposta, houve dentro do cenário tentativas de desenvolvimento de tecnologias e materiais. Assim, surgem novos esforços da ciência para o enfrentamento à COVID-19.

Com a finalidade de colaborar, a Universidade de Brasília (UnB) por meio do Projeto Vida 2020 desenvolveu um equipamento de proteção individual, o respirador facial VESTA com nanopartículas de quitosana. O uso de nanomateriais em respiradores faciais diminui a permeabilidade de partículas e promove um efeito antiviral eficaz, comparado a respiradores convencionais como o N95. Essa aplicação potencializou o poder filtrante do respirador, visando a mitigação dos efeitos nocivos de bactérias e vírus, principalmente em ambiente hospitalar. A quitosana é um polímero catiônico natural de baixo custo derivado da quitina, com característica biodegradável, biocompatível, não tóxica, além de sua atividade antimicrobiana. A atividade virucida se baseia no fator atrativo de sua carga catiônica para cargas negativas, como é o caso dos vírus. Dessa forma, a quitosana pode atuar como superfície de adsorção e de inativação viral [9].

Neste projeto, o objetivo foi comparar a eficácia de um novo respirador facial (VESTA) com nanopartículas de quitosana em termos de redução da incidência da contaminação e infecção por SARS-CoV-2 e capacidade de filtração para inativação do vírus, comparado



Figura 1.1. Fotografia de perfil do respirador VESTA e acomodada sobre o rosto de um usuário.

a um respirador facial padrão (N95), em profissionais da saúde que atuam em ambiente hospitalar. Foi realizado um ensaio clínico controlado e aleatório. Esse estudo clínico foi conduzido com profissionais de saúde que possuem contato com ambientes e pacientes contaminados pelo SARS-CoV-2 em setores hospitalares com maior vulnerabilidade à infecção (urgência, emergência e Unidade de Terapia Intensiva (UTI)) [9].

Constatou-se que, o VESTA apresenta uma melhor disposição das fibras de TNT, com menor espaçamento, o que gera uma maior densidade linear das fibras. Com a maior densidade há uma maior gramatura que interfere diretamente no aumento da resistência mecânica e conseqüentemente aumenta a resistência ao rasgo, por isso, o respirador VESTA apresenta a melhor resistência mecânica entre os quatro tipos de respirador. A quitosana aumenta ainda mais a resistência mecânica da estrutura, o que pode ser traduzido como uma maior resistência à rasgos e desgastes das partes do respirador [9].

Já na área de tecnologia, alunos das faculdades de engenharia e de medicina da Universidade de São Paulo (USP) desenvolveram um tomógrafo, que tem por objetivo auxiliar as equipes médicas de UTIs na acurácia dos cuidados com pacientes com insuficiência respiratória grave, que precisam da suplementação de O_2 devido à inflamação dos pulmões. O equipamento faz uso de sinais elétricos de alta frequência e baixa intensidade para fornecer imagens ao vivo da respiração, mostrando o desempenho pulmonar do paciente em tempo real [10].

Os sinais elétricos são transmitidos e recebidos por meio de eletrodos embutidos em uma cinta posicionada ao redor do tórax do paciente que, passados para a máquina, geram imagens do pulmão. Ao perpassar por todo o tórax a corrente elétrica indica a região dos pulmões por onde circula o ar e com isso gera 50 imagens por segundo, permitindo aos médicos enxergarem a dinâmica de insuflação do pulmão em tempo real, na beira

do leito. Um *software* integrado ao equipamento possibilita à equipe médica avaliar a melhor estratégia de ventilação protetora para o paciente [10].

Essa outra tecnologia usou sensores biomédicos com interface com microcontroladores para coletar os dados da taxa de batimento cardíaco, temperatura e movimento corporal para obter um panorama geral do estado de saúde atual do paciente. Os dados registrados são armazenados em um arquivo *Excel* e atualizados automaticamente a cada 30 segundos. Em caso de qualquer grande desvio da condição normal, um sistema de alarme automatizado notifica o médico designado sobre a condição do paciente. Um sistema de lembrete de medicação é adicionado num *Android* projetado no aplicativo para avisar ao paciente para tomar o medicamento prescrito no horário correto [11].

Como propósito de contribuir com o desenvolvimento de novas tecnologias no combate a COVID-19, delimitou-se como pergunta de pesquisa: É possível desenvolver um produto médico assistencial de baixo custo cujas funções sejam monitorar a frequência respiratória e auxiliar a equipe multiprofissional de saúde no processo de reabilitação de pacientes acometidos pela COVID-19?

No intuito de colaborar com a melhoria das novas tecnologias o objeto desta tese como contribuição a sociedade é a entrega de um dispositivo que faça a aferição alternativa da FR. Esse sistema utiliza um acelerômetro, um microcontrolador ESP 32 e bateria de 9V. Os dados são obtidos pelo ESP 32 e enviados diretamente ao computador ou celular, via conexão *Wi-fi*.

A aplicabilidade de desenvolvimento desse aparelho portátil possibilitará medir a frequência respiratória do paciente em qualquer ambiente, nas enfermarias, clínicas ou até mesmo em casa, porém, a ênfase desta pesquisa é empregar o aparelho portátil nas Clínicas de reabilitação, no intuito de contribuir diretamente com os pacientes que necessitam de monitoramento após COVID-19. Com os valores obtidos as equipes médicas, de fisioterapia e enfermagem, podem auxiliar na abordagem ao paciente, antes que ele evolua com insuficiência respiratória. Viabilizará também o rastreamento de sepse², permitirá que o tratamento seja instituído o quanto antes e propiciará que a equipe multiprofissional identifique a taquipneia (aceleração do ritmo respiratório) como sinal de piora clínica, estabelecendo protocolos de avaliação do paciente antes que o estado dele deteriore.

A elaboração de um produto nessa área e com o presente tema justifica-se no sentido de contribuir de maneira efetiva com tecnologia dura e de baixo custo, que realizam diagnósticos e acompanhamento de pacientes acometidos pela COVID-19. O equipamento foi criado com o objetivo de amparar a medicina assistencial na tomada de decisões que

²Sepse é a disfunção orgânica com risco de vida, causada por uma resposta desregulada do hospedeiro à infecção. Para avaliar precocemente um paciente com sepse é utilizado o *quick Sequential Sepsis-related Organ Failure Assessment* (qSOFA), que considera três critérios: FR ≥ 22 irpm, Pressão ≤ 100 mmHg e alteração do nível de consciência [12, 13].

interferem diretamente na saúde dos pacientes. O estudo se insere na Linha de Pesquisa de Produtos Mecatrônicos do Programa de Pós-graduação em Sistemas Mecatrônicos (PPMEC) da Universidade de Brasília.

1.1 HIPÓTESE

Dessarte, a hipótese que se pretende validar é o desenvolvimento de um produto do ponto de vista clínico para ser aplicado num futuro a pacientes acometidos por COVID-19, com o objetivo de fazer o monitoramento automatizado da FR, para que haja um acompanhamento dos usuários.

1.2 JUSTIFICATIVA

Embora as sequelas dos pacientes acometidos pela COVID-19 ainda sejam pouco conhecidas, percebe-se, que a maioria dos que sobreviveram à forma grave da doença tendem a apresentar sintomas prolongados ou sequelas. No Brasil, 882 pacientes que estiveram internados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FM-USP) estão tendo aspectos da vida pós-COVID monitorados por pesquisadores a fim de aprofundar o entendimento sobre a presença de sintomas da doença seis meses após a alta hospitalar. Todos os participantes do estudo tiveram a forma grave da doença, sendo que dois terços precisaram de atendimento em UTI [14].

Com seis meses de análise, os pesquisadores observaram que é alta a ocorrência de sintomas após a alta hospitalar. Do total de pesquisados, 89,3% apresentaram sintomas persistentes, como cansaço, dores pelo corpo e dispneia. Além disso, 58,7% relataram pelo menos um sintoma emocional ou cognitivo, como perda de memória (42%), insônia (33%), concentração prejudicada (31%), ansiedade (28%) e depressão (22%) [14].

Outro estudo que também está sendo realizado no Brasil e que envolve mais de 55 centros de pesquisa, pretende investigar as consequências de longo prazo da COVID-19 na qualidade de vida de cerca de mil indivíduos adultos que foram hospitalizados. Os dados preliminares mostram que seis meses após a alta hospitalar a mortalidade é alta (6,9%), e a re-hospitalização comum (16%). Entre os pacientes que fizeram uso de VM, esses dados são maiores: 24% morreram seis meses depois da alta hospitalar, contra 2% dos que não precisaram de ventilação mecânica [14].

Em relação à re-hospitalização, ela foi de 40% contra 10% em relação à ventilação mecânica. São diferenças estatísticas significativas, mesmo após o ajuste de covariantes como idade e comorbidades. Foi observada ainda perda de funções físicas importantes para a realização de atividades do dia a dia. Houve piora acentuada nos primeiros três

meses, apresentando relativa melhora até o sexto. No entanto, entre os pacientes que utilizaram ventilação mecânica, mesmo após seis meses de alta, eles ainda não tinham atingido os mesmos patamares de antes da COVID-19 [14].

Essa pandemia colocou novas demandas nos sistemas de saúde, pedindo maneiras novas, rápidas e seguras de monitorar os pacientes, a fim de detectar e relatar celeremente os sintomas do paciente. Embora esforços tremendos tenham sido feitos para desenvolver tecnologias para identificar o vírus, criar a vacina e interromper a disseminação da doença, também é importante desenvolver tecnologias assistenciais que possam ajudar a monitorar indivíduos diagnosticados com a doença em suas casas, clínicas e hospitais.

Diante do contexto apresentado, a utilização de técnicas inteligentes no monitoramento de sinais vitais, faz com que eles sejam processados de forma automática e, assim, possam inferir autonomamente um pré-diagnóstico e enviem em situações críticas e/ou anormais alertas para a equipe médica.

O acompanhamento por meio desse medidor de FR não é invasivo (não causa desconforto ao paciente) em comparação às formas de monitoramento tradicionais (cateter de oxigênio, tomógrafo de impedância, oxigenação por membrana extracorpórea), o que garante um melhor conforto ao paciente. A utilização desse dispositivo pode ser ampliada para outros tipos de cenários, como por exemplo: doenças crônicas. A expectativa desta tese de doutorado é disponibilizar um produto que possa ser ampliado no futuro e abrir outras linhas de estudo e pesquisa.

1.3 CONTRIBUIÇÃO

O PPMEC - UnB contribuiu de maneira significativa para o desenvolvimento desta tese. As disciplinas realizadas no programa foram de grande relevância e a de maior contribuição neste processo foi a de Pré-Clínica (ministrada pela professora Suélia Fleury Rosa). Alguns temas estudados e debatidos foram fundamentais para o início desta pesquisa, tais como: métodos investigativos; pesquisa translacional; desenvolvimento do Set Experimental; dados e coletas; simulações e análise; COVID-19. Em sua essência, este trabalho abrange tópicos de produtos de sistemas mecatrônicos, apresentando colaboração com a linha de pesquisa do PPMEC/UnB. O produto automatiza e otimiza o processo de medição da FR, reforçando o desenvolvimento e inovação de novas tecnologias na área da saúde. No diagrama da Figura 1.2 pode-se observar as diversas contribuições desta pesquisa.

A classificação deste aparelho portátil tem subsídio direto na inovação de tecnologias na área de saúde, ou seja, com as tecnologias duras. Já sua aplicação contribui pontualmente com o monitoramento de pacientes que necessitam de reabilitação após a

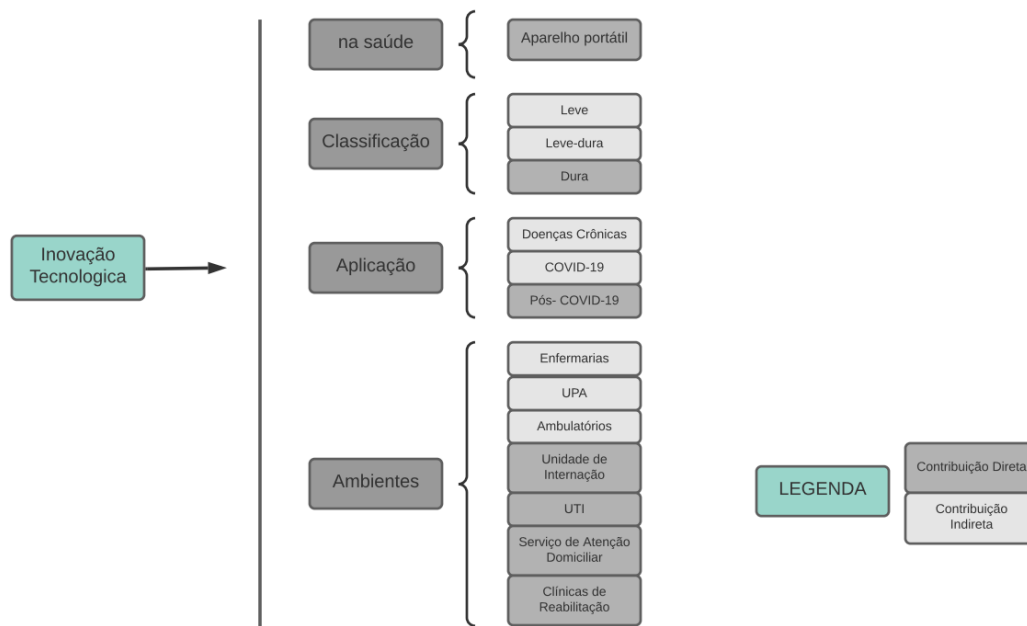


Figura 1.2. Diagrama de contribuição desta tese de doutorado. A figura ilustra a inovação de um aparelho portátil na saúde, que automatiza a forma de verificar a FR e contribui de maneira significativa com o monitoramento de pacientes pós-COVID-19 e ainda classifica a contribuição de maneira direta e indireta para os tipos de tecnologias e ambientes na saúde. Fonte: Autoria própria.

COVID-19 e indiretamente aos pacientes com doenças crônicas e com COVID-19. Em relação aos ambientes na área de saúde que receberão cooperação, são os que trabalham com reabilitação de pacientes após COVID-19. Especificamente, abaixo estão as contribuições da tese:

- Os sinais da FR são processados de forma automática;
- Contribuirá no monitoramento de pacientes acometidos pela COVID-19;
- Possibilitará estabelecer protocolos de avaliação do paciente antes que o estado dele deteriore;
- Contribuirá para a realização de diagnósticos de pacientes acometidos pela COVID-19;
- Auxiliará a equipe multiprofissional de saúde no processo de reabilitação de pacientes acometidos pela COVID-19;
- Permitirá que a equipe multiprofissional identifique a taquipneia;
- Viabilizará o rastreamento de sepse;
- Possibilitará medir a frequência respiratória em qualquer ambiente: nas enfermarias, clínicas, até mesmo em casa;

- Ampará a medicina assistencial na tomada de decisões que interferem diretamente na saúde dos pacientes.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é desenvolver, analisar e fazer um ensaio clínico de aparelho portátil para monitorar alternativamente a frequência respiratória de pacientes acometidos pela COVID-19.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Estudar o cenário e as características da doença COVID-19 (dispositivos portáteis);
- Compreender o funcionamento do Sistema Respiratório Humano;
- Apresentar tecnologias na saúde que verifica os sinais vitais;
- Pesquisar sobre sistema de medição e precisão;
- Desenvolver um sistema ao usuário com receptor de sinais, controle de aquisição e dados coletados;
- Automatizar o processo de aferição da FR;
- Calibrar o aparelho;
- Realizar experimentos clínicos em humanos;
- Obter dados experimentais dos sinais da FR, correlação cruzada estimada, média estimada, período entre respirações por minutos e valores lidos do acelerômetro;
- Avaliar o desempenho do aparelho portátil medidor de frequência respiratória;

1.5 PLANO DE TESE

A tese está organizada em capítulos, apresentados a seguir. Nesta Introdução, são apresentados, de forma sucinta, as problemáticas, hipóteses, justificativa, relevância do tema, os objetivos e as razões para a elaboração da pesquisa.

O capítulo dois é apresentado uma visão geral sobre a COVID-19, relatando uma contextualização histórica sobre sua origem, principais conceitos, definições e ações. Em

seguida é feita uma breve revisão sobre a anatomia e fisiologia do sistema respiratório. Ainda no capítulo dois é relatado o desenvolvimento de algumas tecnologias assistenciais que contribuiriam para o combate à doença.

O capítulo três é feita uma breve revisão sobre sistemas de medições e suas características.

O capítulo quatro apresenta as descrições de materiais e métodos aplicados no desenvolvimento desta tese.

O capítulo cinco detalha as simulações computacionais e os resultados dos experimentos feitos nos participantes da pesquisa.

No capítulo seis e sete, apresentam-se as discussões acerca dos resultados obtidos as considerações finais da pesquisa e questões ainda em aberto e que devem ser abordadas em trabalhos futuros.

Para finalizar, no capítulo oito enumera a produção realizada no decorrer da tese.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura foi realizada a partir de buscas em bases de dados de publicações científicas relacionados a COVID-19, com o objetivo de verificar a existência de desenvolvimento de equipamentos portáteis que monitoram os sinais vitais de pacientes acometidos pela doença. Envolveu uma pesquisa bibliográfica interdisciplinar, principalmente nas áreas da Engenharia Biomédica e Ciências da Saúde. Foram feitas buscas em bases de dados do Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE), além do portal de periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES). O material foi selecionado por critérios de inclusão junto à base de vínculo desse estudo, que é pandemia, COVID-19, FR e tecnologia na saúde.

2.1 COVID-19

A pandemia provocada pelo coronavírus (SARS-CoV-2), causador da doença COVID-19, obrigou as autoridades sanitárias de todo mundo a proporem formas de comportamento social decorrentes de noções de contágio, tendo em vista que algumas entidades biológicas patogênicas podem se propagar rapidamente entre a população. Uma das principais medidas foi o isolamento físico ou domiciliar (que começou a ser denominado de isolamento social) devido, sobretudo, à facilidade de transmissão e de propagação do vírus pelo ar [15].

O coronavírus é um agente etiológico de infecções graves em humanos, que pode causar desordem não apenas no trato respiratório, mas também no trato digestivo e sistemas associados [16]. Suas manifestações sintomáticas são bem particulares e podem se apresentar de maneira diferente nos indivíduos acometidos pela doença.

As primeiras manifestações do vírus foram registradas na China, mais precisamente na cidade de Wuhan (província de Hubei), em dezembro de 2019. Em 31 de dezembro de 2019, vários hospitais relataram um conjunto de casos de pneumonia grave de etiologia desconhecida. Esse fato atraiu atenção das autoridades sanitárias chinesas e, também, de instituições que monitoram a saúde global [17]. Em 7 de janeiro de 2020, pesquisadores isolaram um novo tipo de coronavírus (denominado como SARS-CoV-2 ou 2019-nCoV), nos pacientes diagnosticados com pneumonia [18].

A velocidade de propagação da doença culminou com alerta por parte da Organização Mundial da Saúde (OMS), que apresentou a doença emergente como COVID-19, caracterizando-a como uma pandemia e um agravamento à saúde com risco internacional e de caráter emergencial [18]. No Brasil, o primeiro caso de contaminação pelo coronavírus foi registrado na cidade de São Paulo, em 26 de fevereiro de 2020 [19], e todos os 26 Estados e o Distrito Federal registraram casos da COVID-19 [20]. Um dos maiores desafios das autoridades governamentais, portanto, é retardar a propagação do vírus e evitar o colapso do sistema de saúde [21].

A disseminação rápida do vírus por diferentes países foi decorrente do fluxo de pessoas na China, e da China para outros países. Esse aspecto impeliu a OMS a declarar a COVID-19 como uma emergência de saúde pública a nível internacional. O crescente número de casos em diferentes países implicou em sua declaração como pandemia. A doença se alastrou por mais de 160 países, contaminando mais de 500.000 pessoas em todo o mundo. As estimativas de casos graves têm sido a principal preocupação das autoridades sanitárias por todo o mundo [22].

O SARS-CoV-2 é o sétimo membro da família dos coronavírus que infectam seres humanos, depois de Síndrome Respiratória do Oriente Médio (MERS) e Síndromes Respiratórias Agudas Graves (SARS). Segundo a Organização Mundial da Saúde o SARS-CoV foi transmitida por gatos selvagens para humanos na China, em 2002, e o MERS-CoV foi transmitida pelos dromedários para humanos na Arábia Saudita, em 2012, já o SARS-CoV-2 ocorreram em um mercado de frutos do mar e animais vivos na cidade de Wuhan, na China [?].

Por meio do sequenciamento do genoma, a sequência genética do SARS-CoV-2 tornou-se disponível para a OMS, o que permitiu a diferentes laboratórios produzirem testes de reação em cadeia da polimerase Testes de Reação em Cadeia da Polimerase (PCR) para diagnóstico com transcrição reversa Diagnóstico com Transcrição Reversa (RT-PCR) especificamente para detecção de Ácido Ribonucleico (RNA) viral. O SARS-CoV-2 é um β CoV do grupo 2B com mais de 70% de similaridade na sequência genética com SARS [23].

O vírus possui formato esférico, com 50 a 200 nm de diâmetro. É composto por um envelope protéico externo (capsídeo) com projeções de 20 nm de comprimento que lhe dão o aspecto de coroa [24, 25, 26, 6]. Os coronavírus possuem RNA de fita simples com sentido positivo, o que os torna semelhantes em sentido ao RNA mensageiro humano [27]. O sequenciamento genético desse vírus mostrou significativa diferença genética entre o SARS-CoV-2 e os vírus SARS-CoV e MERS-CoV, apesar de possuir estrutura do domínio de ligação ao receptor similar ao do SARS-CoV [27].

O SARS-CoV-2 é altamente contagioso e ocasiona, primariamente, infecções no sis-

tema respiratório [15], sendo a pneumonia um achado clínico relevante embora haja outras manifestações. Estudos prévios relataram as características clínicas dos primeiros pacientes infectados os quais apresentaram exposição vinculada ao *Huanan Seafood Wholesale Market*. Os sintomas iniciais desses pacientes incluíram, em sua maioria, febre, tosse, dispneia e mialgia/fadiga muscular. Outros sintomas foram a presença de secreção (escarro), dor de cabeça, hemoptise e diarreia [28]. Os relatos demonstraram que apenas um paciente do grupo inicialmente exposto, não apresentou febre no estágio inicial da doença. Ainda, 29% dos casos evoluíram para SDRA, e 12% apresentaram lesão cardíaca aguda [28]. Vale salientar que indivíduos com comorbidades (influenciadas por um enfraquecimento do sistema imunológico) foram os mais suscetíveis à incidência da COVID-19 [18].

A revisão de Jiang et al. [18] destacou, nesse sentido, que as principais manifestações clínicas da doença são febre (90% ou mais), tosse (cerca de 75%) e dispneia (até 50%). Tais achados são confirmados por outros estudos, dentre os quais o estudo de Yang et al. [15], que também relatou a presença de alterações nas imagens obtidas por tomografia computadorizada pulmonar, indicando maior grau de opacidade, principalmente nos lóbulos inferiores do pulmão. Entretanto, eles destacam que tais achados podem ser heterogêneos, variar entre os indivíduos, ou até mesmo estar ausentes [29]. Os sintomas menores incluem dor de cabeça ou tontura, diarreia, náusea e vômito [29].

Em surtos anteriores de SARS e MERS, os homens também eram mais propensos a serem infectados do que as mulheres. Isso tem relação com o importante papel que os cromossomos X da mulher e os hormônios sexuais desempenham no sistema imunológico do corpo. O estudo também sugere que homens mais velhos com doenças crônicas têm maior probabilidade de serem infectados com o SARS-CoV-2, por causa de seu sistema imunológico enfraquecido [23, 25, 29, 30].

A persistência de sobrevivência ambiental de um coronavírus - como os causadores de SARS ou da MERS ou Coronavírus Endêmicos Humanos (HCoV) - pode ser de até nove dias em superfícies inanimadas, especialmente superfícies plásticas. A inativação do vírus pode ser induzida rapidamente (1 minuto) por meio de desinfecção do local com soluções desinfetantes como a de etanol 62 a 71%, de peróxido de hidrogênio 0,5% ou de hipoclorito de sódio 0,1% [30].

O período de meia-vida do SARS-CoV-2 em superfície de cobre e em aerossóis é estimado em 1 a 1,2 horas. Em outras superfícies, como papel, o período de meia vida do vírus é maior, sendo de aproximadamente 3,5 horas. Em aço inoxidável o período é de aproximadamente 5 horas e, em superfície plástica, esse período aumenta consideravelmente para aproximadamente 7 horas [31]. O vírus parece ter um período de incubação de até 14 dias se espalhado silenciosamente [23]. Nesse período, os indivíduos infectados

e assintomáticos propagam o vírus para outras pessoas e aumentam significativamente o número de casos [22].

Considerando a letalidade do vírus, os estudos apontam que 81% das pessoas infectadas desenvolvem sintomas leves; 14% sintomas graves; 5% apresentam estado crítico, e entre 1 e 2% vão à óbito. Vale destacar que indivíduos idosos e com condições de saúde pré-existentes como hipertensão, doenças cardíacas, doenças pulmonares, câncer ou diabetes têm se mostrado mais propensas a desenvolverem os casos mais graves da doença, registrando-se maiores números de óbitos para pessoas com estas comorbidades [22].

As medidas adotadas pelas autoridades governamentais para controlar o rápido avanço da pandemia e evitar o colapso do sistema de saúde brasileiro giram em torno da prevenção da contaminação das pessoas. Nesse contexto, o isolamento social tem sido a medida recomendada pela OMS e adotada pelo Brasil depois do reconhecimento pelo Ministério da Saúde (MS) da transmissão comunitária da COVID-19 em todo o território nacional. A orientação é para que todos os gestores nacionais adotem medidas não farmacológicas, promovendo o distanciamento social e evitando a formação de aglomerações, tudo isso em um esforço coletivo para tentar conter a propagação do coronavírus no país [20].

Além dessas medidas que foram adotadas, no Brasil, as redes de atenção à saúde foram fundamentais para a organização dos serviços de atendimento aos pacientes acometidos pela COVID-19. No subtópico abaixo será apresentada a organização, características e fluxograma da Rede de Atenção à Saúde.

2.1.1 Rede de Atenção à Saúde

Organização e características dos serviços de atendimento de atenção à saúde para cuidados ao paciente com COVID-19 é de extrema importância, pois permitem às equipes de saúde lançarem mão dos insumos e recursos disponíveis a fim de identificar os sinais de alerta e antecipar as medidas fundamentais para desfechos favoráveis desses casos. Conhecer e estabelecer fluxos para atendimento ao paciente suspeito ou confirmado do vírus possibilita a realização de um atendimento resolutivo, maior controle na disseminação da doença, além de garantir a continuidade da assistência nos diferentes níveis da Rede de Atenção à Saúde [32].

No Quadro 2.1 apresentam-se as características dos serviços disponíveis pelo Sistema Único de Saúde (SUS), conforme pontos da Rede de Atenção à Saúde.

Quadro 2.1. Características dos serviços disponíveis pelo Sistema Único de Saúde (SUS), conforme pontos da Rede de Atenção à Saúde. Fonte: [32].

Tipo de Serviço	Sinais/ Sintomas	Procedimentos possíveis	Exames possíveis de imediato	Profissionais necessários
Atenção primária à Saúde (APS)	Leves/ moderados/ graves	Acolhimento, primeiro atendimento e diagnóstico clínico, suporte terapêutico e ventilatório (se disponível)	Testagem, oximetria, exames de sangue, exames complementares (se disponível e necessário)	Médico, enfermeiro, téc. de enfermagem, agente comunitário de saúde, equipe de saúde bucal, equipe multidisciplinar
Serviços de Atenção Domiciliar (SAD)	Leves/ moderados/ graves	Atendimento domiciliar e diagnóstico clínico, suporte terapêutico e ventilatório	Testagem, oximetria, exames de sangue, exames complementares (se disponível e necessário)	Médico, enfermeiro, téc. de enfermagem e fisioterapeuta + equipe multiprofissional
Unidade de Pronto Atendimento (UPA)	Leves/ moderados/ graves	Acolhimento, primeiro atendimento e diagnóstico clínico, suporte terapêutico e ventilatório	Testagem, exames de sangue e radiografias	Médico, enfermeiro e téc. de enfermagem
Container ou tenda	Leves/ moderados/ graves	Acolhimento e primeiro atendimento e diagnóstico clínico, suporte terapêutico	Testagem, exames de sangue e radiografias	Médico, enfermeiro e téc. de enfermagem
Hospital de campanha	Moderados/ graves	Acolhimento e primeiro atendimento e diagnóstico clínico, suporte terapêutico e ventilatório	Testagem, exames de sangue e radiografias	Médico, enfermeiro, téc. de enfermagem e fisioterapeuta
Hospital de pequeno porte (HPP)	Leves/ moderados/ graves	Acolhimento e primário atendimento e diagnóstico clínico, suporte terapêutico e ventilatório	Testagem, exames de sangue e radiografias	Médico, enfermeiro, téc. de enfermagem e fisioterapeuta

2.1.2 Diagnóstico Clínico

A infecção pela COVID-19 pode variar de casos assintomáticos, manifestações clínicas leves como um simples resfriado, até quadros de insuficiência respiratória, choque e disfunção de múltiplos órgãos. É necessário dar atenção especial aos sinais e sintomas que indicam piora clínica exigindo a hospitalização do paciente. O diagnóstico pode ser feito por investigação clínico-epidemiológica e exame físico adequado caso o indivíduo apresente sintomas característicos da COVID-19. Também é crucial que se considere histórico de contato próximo ou domiciliar nos últimos 14 dias antes do aparecimento dos sintomas com pessoas já confirmadas para COVID-19. Alto índice de suspeição também deve ser adotado para casos clínicos típicos sem vínculo epidemiológico claramente identificável. Essas informações devem ser registradas no prontuário do paciente para eventual investigação epidemiológica [32].

2.1.3 Diagnóstico Laboratorial

O diagnóstico laboratorial pode ser realizado por testes de biologia molecular RT-PCR, que permite identificar a presença do vírus SARS-CoV-2 em amostras coletadas da nasofaringe até o 8^o dia de início dos sintomas. Tem por objetivo diagnosticar casos graves internados e casos leves em unidades sentinela para monitoramento da epidemia. O teste também pode ser feito pelo sistema imunológico (sorologia por imunocromatografia, teste rápido para detecção de anticorpo IgM e/ou anticorpo IgG, teste enzimaimunoensaio - ELISA IgM ou imunoensaio por eletroquimioluminescência - ECLIA IgG) [32].

2.1.4 Ambientes

Os ambientes que os acometidos com COVID-19 podem frequentar são: Serviço de Atendimento Domiciliar, Ambulatórios, Pronto Socorro, Unidade de Internação (que envolve a enfermaria ou apartamento) e Centro de Terapia Intensiva. Dependendo do diagnóstico clínico e laboratorial, os casos são classificados em: leves, moderados e graves. Os pacientes com sintomas leves geralmente se encontram no serviço de atendimento domiciliar, ambulatórios e unidade de pronto atendimento. Já os casos moderados são os mesmos ambientes que os casos leves mais a unidade de internação. Por fim, os pacientes com casos graves frequentam a unidade de internação ou UTI dependo do seu estado clínico.

Os enfermos que tiveram casos graves e que frequentaram a UTI geralmente saem com algum tipo de seqüela e necessitam de reabilitação pós-COVID. Nesse caso o processo de reabilitação pode acontecer nas unidades de internação e UTIs (isso quando o

paciente permanece no hospital), no caso de pacientes que receberam alta processo pode ser pelo Serviço de Atenção Domiciliar ou principalmente nas Clínicas de reabilitação para pacientes pós-COVID. Veja essa estrutura na Figura 2.1.

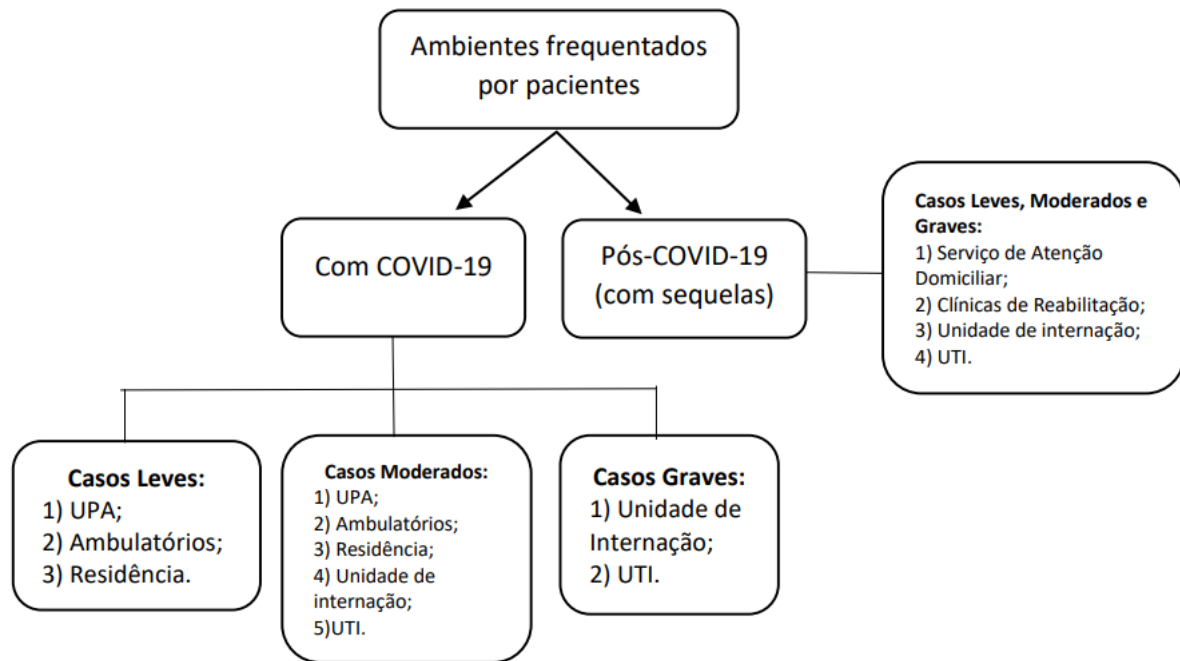


Figura 2.1. Diagrama dos ambientes frequentados por pacientes com e pós-COVID-19, de acordo com a sua classificação em casos leves, moderados e graves. Fonte: Autoria própria.

O medidor de FR proposto nesta tese pode ser utilizado em qualquer um desses ambientes e casos (seja para pacientes que estão com COVID ou pós-COVID). Porém, a ênfase desta pesquisa é empregar o aparelho portátil nas Clínicas de Reabilitação, pois os instrumentos manuseados nelas não são completos como nos demais ambientes. Tendo em vista que os principais parâmetros para reabilitação são os sinais vitais, as clínicas possuem aparelhos portáteis para aferir pressão (Esfigmomanômetro), oxigenação (oximetria de pulso), temperatura (termômetro), mas não tem aparelho para medir a FR.

A maneira mais comum de medir a FR é por meio da contagem de forma visual da elevação da caixa torácica por minuto, utilizando relógio ou um cronômetro. Para verificar a frequência respiratória é importante: 1) orientar o paciente quanto ao procedimento (não se deve contar ao paciente que sua FR está sendo verificada, uma vez que inconscientemente altera-se o padrão respiratório); 2) posicionar o paciente em decúbito dorsal, com o tórax e o abdome descobertos; 3) observar os ciclos respiratórios e contar durante 1 minuto inteiro [33, 3]. Conforme os autores Cretikos et al. e Lovett et al. essa prática é demorada, imprecisa e mal executada. Logo, a proposta do aparelho portátil é melhorar a prática de medição da FR, tornando-a precisa e ágil [4, 5].

2.1.5 Classificação dos Sinais da COVID-19

A pessoa com COVID-19 apresenta quadro de Síndrome Gripal (SG), podendo evoluir para Síndrome Respiratória Aguda Grave (SRAG). As classificações dos sinais da COVID-19 são: os casos leves, moderados, graves e mais graves. Os casos leves são aqueles sem dispneia, sem baixa SatO_2 no sangue. Já os casos moderados necessitam de internação hospitalar para observação e acompanhamento clínico, mas não preenchem critérios de gravidade para internação em UTI: não têm disfunções orgânicas ou instabilidade hemodinâmica e não necessita de ventilação mecânica ou outros procedimentos de cuidado intensivo. Em geral, são pessoas com alguma condição prévia que os coloca em grupo de risco, cuja hospitalização é recomendável até a estabilização clínica (ausência de febre e dispneia por pelo menos 48h) e melhora dos parâmetros laboratoriais [32].

Nos casos graves acontecem a obstrução ou ausência de respiração, desconforto respiratório grave, cianose central, choque, coma ou convulsões. Os pacientes hospitalizados com insuficiência respiratória requerem monitoramento regular dos sinais vitais e, sempre que possível, utilização de escores de alerta que facilitam o reconhecimento precoce e a intensificação do tratamento do paciente em deterioração. Devem ser realizados exames laboratoriais de hematologia e bioquímica, gasometria, raio-X de tórax e o Eletrocardiograma (ECG) conforme indicação clínica para monitorar as complicações, como lesão hepática aguda, lesão renal aguda, lesão cardíaca aguda, piora da oxigenação ou instabilidade hemodinâmica [32].

Em casos ainda mais graves (casos críticos) devem ser solicitados ecocardiograma e tomografia de tórax e para os pacientes que ficaram com sequelas pós-COVID faz-se necessário a aplicação de terapias de suporte oportunas, eficazes e seguras [32]. Na Figura 2.2 são apresentadas as estruturas dos procedimentos dos casos leves, moderados e graves.

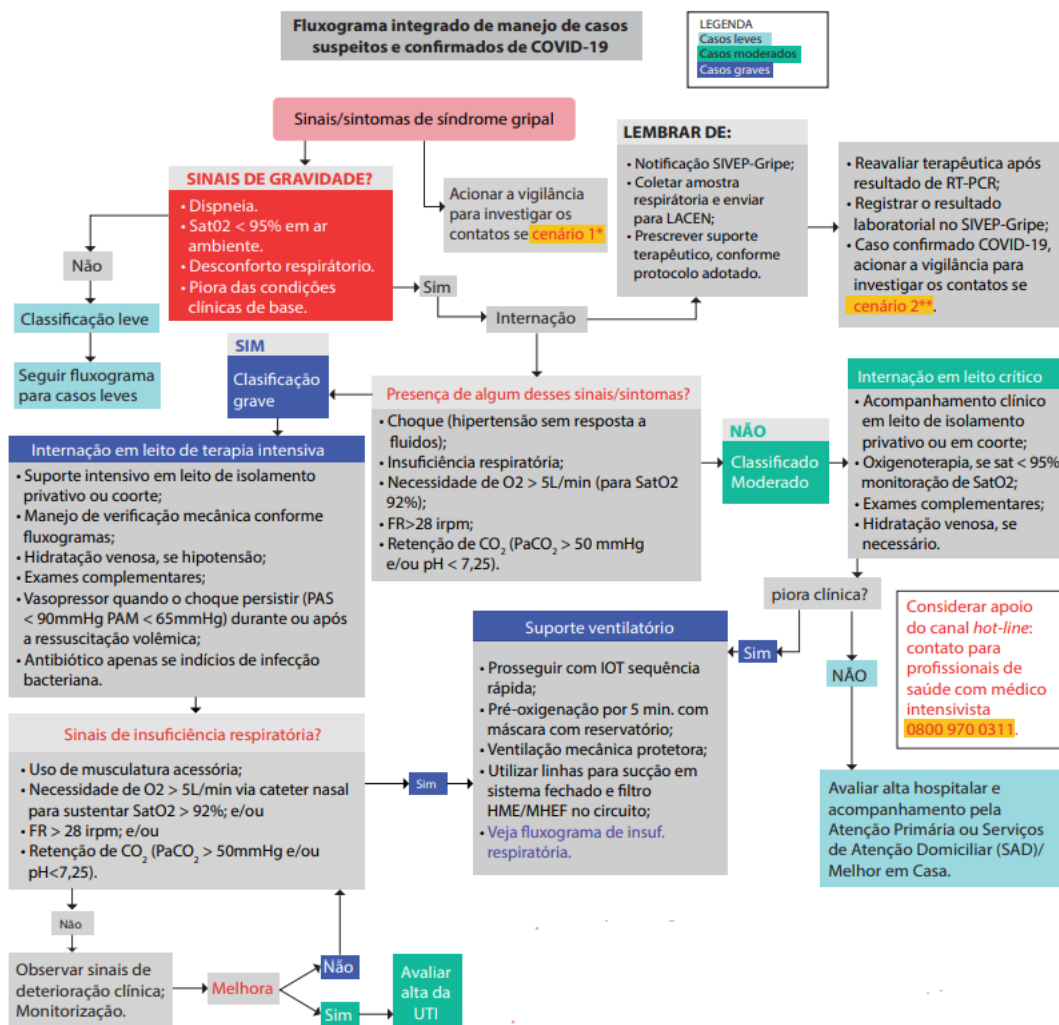


Figura 2.2. Fluxograma integrado de manejo de casos suspeitos e diagnosticados de COVID-19. A figura ilustra a estrutura de organização e orientação do Ministério da Saúde em relação aos atendimentos dos pacientes acometidos pela COVID-19 em casos leves, moderados e graves. Fonte: [32].

Os pacientes em estado grave necessitam de ventilação mecânica, seja ela invasiva ou não. No subtópico a seguir será apresentado às classificações e módulos da ventilação mecânica.

2.1.6 Ventilação Mecânica

Atualmente, classifica-se o suporte ventilatório em dois grandes grupos: ventilação mecânica não invasiva e ventilação invasiva. Nas duas situações, a ventilação artificial é conseguida com a aplicação de pressão positiva nas vias aéreas. A diferença entre elas fica na forma de liberação de pressão: na ventilação não invasiva, utiliza-se uma máscara como interface entre o paciente e o ventilador artificial enquanto na ventilação invasiva utiliza-se uma prótese introduzida na via aérea, isto é, um tubo oro ou nasotraqueal (menos comum) ou uma cânula de traqueostomia [34].

A VM se faz por meio da utilização de aparelhos que, intermitentemente, insuflam as vias respiratórias com volumes de ar (Volume Corrente (V_c)). O movimento do gás para dentro dos pulmões ocorre devido à geração de um gradiente de pressão entre as vias aéreas superiores e o alvéolo, podendo ser conseguido por um equipamento que diminua a pressão alveolar (ventilação por pressão negativa) ou que aumente a pressão da via aérea proximal (ventilação por pressão positiva). A ventilação por pressão positiva é a mais utilizada na prática clínica [34].

A utilização da ventilação mecânica surge associada à necessidade de assegurar a pacientes submetidos a anestesia geral, uma ventilação apropriada, assim como a troca gasosa [35]. Os ventiladores modernos utilizados nos processos de anestesia, apresentam vários métodos de ventilação. Ventilação Controlada por Volume (VCV) e Ventilação Controlada por Pressão (PCV) representam os modos de funcionamento básico dos ventiladores [36]. Estes possibilitam um controle de fluxo, que pode ser constante, acelerado ou desacelerado, que por sua vez produzem ondas dos tipos quadradas, descendentes ou sinusoidal [35]. A Figura 2.3 apresenta a estrutura da ventilação mecânica.

A ventilação controlada por pressão é um modo de ventilação assistida em que o paciente recebe, durante um determinado período de tempo, uma pressão de ar programada. Este modo de ventilação apresenta um fluxo inspiratório denominado de desacelerado ou descendente, que visa atingir rapidamente o pico de pressão na via aérea, mantendo-a constante [35].

Já na ventilação mecânica controlada por volume, o ventilador é ajustado de forma a fornecer um determinado V_c ao paciente a cada ciclo respiratório [36]. Assim, este modo de ventilação apresenta uma onda de fluxo inspiratório com padrão constante (onda quadrada) onde é aplicado ao paciente um volume corrente predefinido, com um fluxo

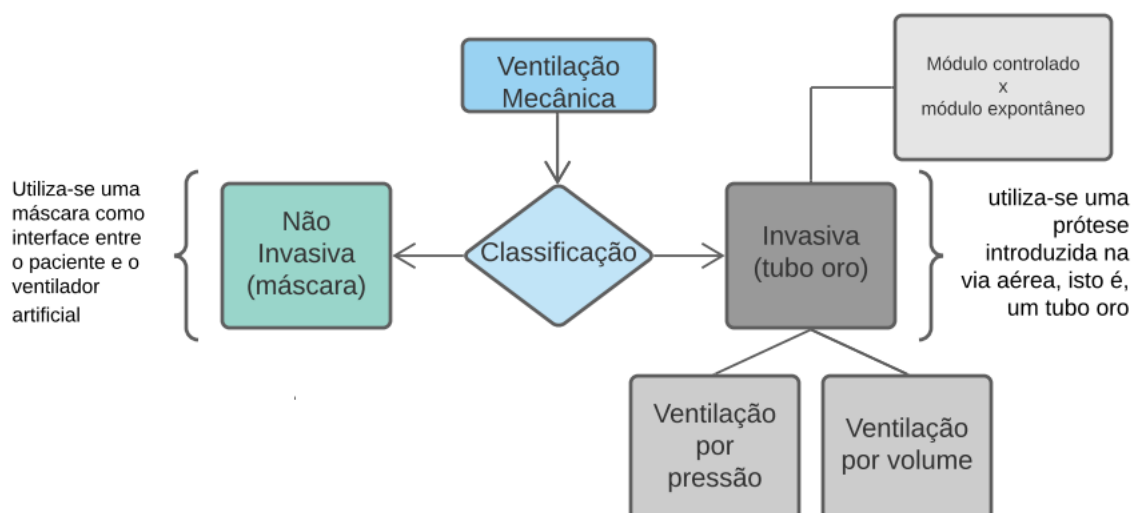


Figura 2.3. Diagrama da estrutura da ventilação mecânica. A figura classifica a ventilação mecânica em invasiva e não invasiva para pacientes em estado grave da COVID-19. Fonte: Autoria própria.

constante, durante um período de inspiração predefinido [35, 36]. A grande vantagem desse modo de ventilação é o grande conhecimento da técnica e do controle de volume por minuto [36]. Para além disso, quando o paciente está sujeito a uma alteração na complacência do pulmão, o volume de ar enviado para os pulmões mantém-se constante.

Todos os ciclos ventilatórios são disparados e/ou ciclados pelo ventilador (ciclos mandatórios). Quando o disparo ocorre pelo tempo, o modo é apenas controlado. Quando o disparo acontece de acordo com pressão negativa ou fluxo positivo realizados pelo paciente, chamamos o modo de assistido/controlado (espontâneo). Nos ventiladores mecânicos mais modernos, a ventilação mandatória contínua pode ocorrer com volume controlado (os ciclos mandatórios têm como variável de controle o volume, são limitados a fluxo e ciclados a volume) ou com pressão controlada (os ciclos mandatórios têm como variável de controle a pressão, são limitados a pressão e ciclados a tempo) [34].

O módulo controlado é quando o paciente está sedado e respira somente por meio da ventilação, nesse caso os profissionais de saúde configuram os valores de pressão e volumes. Já o módulo espontâneo acontece quando se reduz a sedação para o indivíduo conseguir respirar por conta própria (desmame da ventilação), nesse caso a respiração é dada pelo próprio paciente e não pela máquina [34].

A ventilação mecânica, associada à sedação e/ou paralisia, bem como repouso e imobilização potencialmente prolongados no leito, podem ter muitos efeitos musculoesqueléticos prejudiciais [37], incluindo redução da força muscular e da função física [38, 39]. Outros efeitos podem incluir deficiências na função respiratória, estado cognitivo, deglutição e comunicação, podendo ainda ocorrer confusão mental (delirium). A longo prazo, os aspectos multifacetados da síndrome pós-terapia intensiva, que podem persistir por muitos

meses ou anos após a alta hospitalar, também são capazes de se manifestar como uma menor capacidade de fazer exercício, menor independência nas atividades da vida diária e menor qualidade de vida relacionada à saúde [40].

2.1.7 Reabilitação Pós-COVID

Os casos graves de COVID-19 envolvem necessidades de reabilitação relacionadas com as consequências do suporte ventilatório, da imobilização prolongada e do repouso no leito. Podem incluir: função pulmonar prejudicada, descondicionamento físico e fraqueza muscular, confusão mental (delirium) e outras deficiências cognitivas, dificuldades de deglutição, comunicação e transtornos de saúde mental e necessidades de apoio psicossocial [41].

Quando há uma grande demanda por leitos hospitalares, os enfermos podem precisar ter alta mais rapidamente que o normal. A reabilitação é particularmente importante para preparar os pacientes para a alta, coordenar altas hospitalares complexas e garantir a continuidade do cuidado. A reabilitação ajuda a garantir que os acometidos não se deteriorem após a alta e precisem ser reinternados, o que é essencial num contexto de escassez de leitos hospitalares [41]. Na Tabela 2.1 são apresentadas as fases da atenção, às intervenções de reabilitação e os ambientes típicos da intervenção de pacientes que necessitam de reabilitação pós-COVID-19.

Tabela 2.1. Fases da atenção às intervenções de reabilitação. Fonte: Adaptado de [41].

Fases da atenção	Intervalos de reabilitação	Ambiente típico da intervenção
Aguda	<ul style="list-style-type: none"> - Apoiar o manejo respiratório; - Facilitar a recuperação precoce; - Intervenções que ajudam a melhorar a oxigenação; - Desobstruir as vias aéreas; - Facilita o desmame ventilatório; - Promoção da nutrição. 	Unidade de Terapia Intensiva (UTI)
Subaguda	<ul style="list-style-type: none"> - Tratamento de deficiências persistentes na mobilidade, função respiratória, cognição deglutição e comunicação; - Promover a independência nas atividades da vida diária; - Dar apoio psicossocial; - Preparação e planejamento da alta. 	Enfermarias hospitalares
Longo prazo	<ul style="list-style-type: none"> - Realização de exercícios progressivos; - Reabilitação pulmonar, voltadas a deficiências físicas e respiratórias; - Apoio psicossocial; - Variações de cargas; - Reabilitação de qualquer doença específica. 	Centros de reabilitação, Programas ambulatoriais, Serviços domiciliares

A reabilitação melhora os resultados de saúde de acometidos pela COVID-19 em estados graves e beneficia os serviços de saúde, pois reduz a frequência de complicações

associadas à internação em uma UTI, como a Síndrome Pós-terapia Intensiva (SPTI). As intervenções de reabilitação ajudam a resolver deficiências físicas, cognitivas e relacionadas à deglutição, além de fornecer apoio psicossocial. Pacientes mais idosos, e aqueles com problemas de saúde preexistentes, podem ser mais vulneráveis aos efeitos da doença grave e a reabilitação tem potencial particularmente de ser benéfica para manter o seu nível anterior de independência [40].

2.2 ANATOMIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

O sistema respiratório é composto pelas estruturas envolvidas na troca de oxigênio e dióxido de carbono entre o sangue e a atmosfera, a chamada respiração externa. A troca de gases entre o sangue dos capilares da circulação sistêmica e os tecidos nos quais esses capilares estão localizados é chamada de respiração interna. Esse sistema compreende as seguintes estruturas: nariz, faringe, laringe, traqueia, brônquios e pulmões. As estruturas auxiliares necessárias ao funcionamento do sistema respiratório são as pleuras, o diafragma, a parede torácica e os músculos que levantam e abaixam as costelas na inspiração e expiração. Os músculos da parede antero-lateral do abdome também auxiliam na expiração forçada (a contração desses músculos pressiona o conteúdo da cavidade abdominal para cima, contra o diafragma, elevando-o) e são utilizados na respiração abdominal [42].

O sistema respiratório é composto de partes que são divididas em duas porções funcionais: Porção de Condução e Porção Respiratória. A primeira compreende: nariz (nariz externo e cavidade nasal), faringe, laringe, traqueia, brônquios e bronquíolos, a segunda corresponde aos pulmões (ductos alveolares e alvéolos) envolvidos pela pleura, onde acontecem as trocas gasosas [43]. Na Figura 2.4 pode-se observar a anatomia do sistema respiratório.

Os pulmões são estruturas elásticas em movimentos de contração e expansão. Esse processo acontece por causa da fina camada de líquido pleural que lubrifica seus movimentos dentro da cavidade, fazendo com que eles flutuem na cavidade torácica. Além disso, a sucção contínua do excesso de líquido para canais linfáticos mantém leve tração entre a superfície visceral da pleura pulmonar e a superfície parietal da pleura da cavidade torácica [44]. É nos pulmões que ocorre o encontro entre o ar atmosférico e o sangue que circula no corpo humano, possibilitando então as trocas gasosas, a que se dá o nome de hematose (processo em que o oxigênio se liga à hemoglobina dos eritrócitos que circulam na corrente sanguínea) [45].

O ser humano possui dois pulmões, situados um de cada lado no interior da caixa torácica e separados um do outro pelo coração. Cada pulmão é revestido por uma dupla

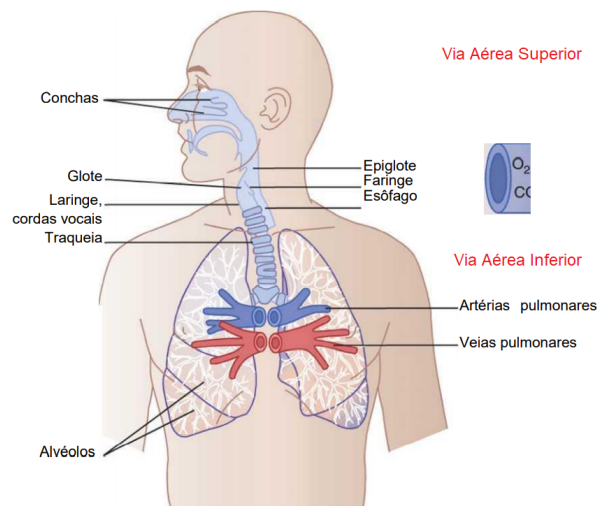


Figura 2.4. Anatomia do sistema respiratório. Nesta figura é possível verificar todas as fases do sistema respiratório, que são classificados em porção de condução e porção respiratória. Fonte: Adaptado de [44].

camada serosa, com a forma de um saco, que constitui a pleura. Ao espaço criado entre o pulmão e a pleura dá-se o nome de cavidade pleural, esse possui um líquido que atua como lubrificante [45]. O pulmão do lado direito é maior e mais largo que o esquerdo. Ele possui na sua morfologia externa um ápice superior, uma base inferior e três faces. A face costal do pulmão está em contato com as costelas, a face mediastinal está voltada para o mediastino e a face diafragmática está apoiada sobre o músculo diafragma. Cada pulmão (Figura 2.5) está dividido por fissuras em compartimentos chamados lobos. O direito possui fissuras horizontal e oblíqua, que o dividem em três lobos (superior, médio e inferior), e o pulmão esquerdo possui a fissura oblíqua entre os lobos superior e inferior [43].

Até chegar aos pulmões e ocorrerem as trocas gasosas, o ar atmosférico tem que percorrer todo o Sistema Respiratório Humano, desde a cavidade nasal e/ou oral até atingir os alvéolos. A cavidade nasal representa o primeiro local de passagem do ar atmosférico e tem como principais funções aquecer o ar nas extensas superfícies das conchas e septo, umidificar o ar e filtrar partículas estranhas pelo muco que reveste a cavidade [44].

Após a passagem do ar pela cavidade nasal este segue para a faringe. A faringe é um canal comum aos sistemas digestório e respiratório e comunica-se com as cavidades nasais, a cavidade oral e a cavidade da laringe. Sua parede é composta de músculos esqueléticos e revestida de túnica mucosa. O ar inspirado pelas narinas ou pela boca passa necessariamente pela faringe antes de atingir a laringe [43].

À faringe segue-se a laringe, que representa apenas uma etapa de passagem do ar e que se estende até à traqueia. A laringe tem como característica principal a fonação

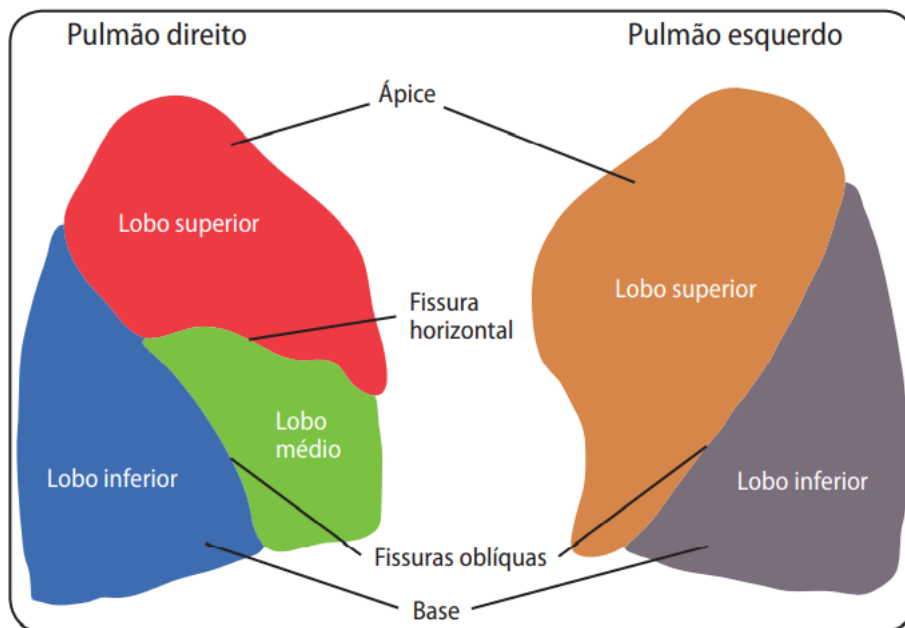


Figura 2.5. Morfologia externa dos pulmões. A figura ilustra que o pulmão direito possui as fissuras horizontal e oblíqua e são divididos em três lobos (superior, médio e inferior), já o pulmão esquerdo possui a fissura oblíqua entre os lobos superior e inferior. Fonte: [43].

(capacidade de emitir som) [45]. Já a traquéia é um tubo cartilaginoso que se estende da laringe até a sua divisão em dois brônquios principais. Esse tubo que faz continuação à laringe, penetra no tórax e termina se bifurcando nos 2 brônquios principais. Ela se situa medianamente e anterior ao esôfago, e apenas na sua terminação, desvia ligeiramente para a direita [43].

Os brônquios são estruturas tubulares com anéis de cartilagem hialina em suas paredes. Eles fazem a conexão da traquéia com os pulmões. Na extremidade inferior, a traqueia divide-se em dois brônquios: o brônquio principal direito e o brônquio principal esquerdo. Cada brônquio principal divide-se em unidades menores, os brônquios lobares, destinados aos lobos pulmonares. Os brônquios dividem-se respectivamente em tubos cada vez menores denominados bronquíolos. As paredes dos bronquíolos contêm músculo liso e não possuem cartilagem. Os bronquíolos continuam a se ramificar, e dão origem a minúsculos túbulos denominados ductos alveolares. Esses ductos terminam em estruturas microscópicas com forma de uva chamados alvéolos [43].

Os alvéolos são minúsculos sáculos de ar que constituem o final das vias respiratórias. Um capilar pulmonar envolve cada alvéolo. A função dos alvéolos é trocar oxigênio e dióxido de carbono através da membrana capilar alvéolo-pulmonar [43]. Os pulmões possuem entre 250 a 300 milhões de alvéolos, esses constituem as estruturas terminais para as trocas de oxigênio e dióxido de carbono, e têm paredes extremamente finas de forma a facilitar as trocas gasosas [44].

2.3 FISILOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

O ciclo respiratório é constituído por duas etapas: a inspiração e a expiração, que ocorrem de forma cíclica. O número de vezes que o ciclo ocorre por minuto é designado por FR [46]. Para compreender o processo respiratório, é importante ter a noção que o ar se movimenta, de uma região para outra, apenas quando existe uma diferença de pressões entre os dois espaços [44].

Durante a respiração normal, o movimento de ar acontece, quase exclusivamente, devido à contração dos músculos [45]. Assim, a inspiração apenas ocorre quando a pressão no interior do pulmão for mais baixa que a pressão do ar atmosférico. Em contrapartida, a expiração sucede quando a pressão nos pulmões é mais alta que a pressão atmosférica [44].

O fator mais importante para a alteração da pressão pulmonar é a modificação do volume. O volume pulmonar altera-se de acordo com a contração/distensão dos músculos envolvidos, especialmente do diafragma e dos músculos intercostais externos. O diafragma é o músculo que separa a cavidade torácica da cavidade abdominal [44].

Após receber um estímulo, o diafragma e os músculos intercostais contraem, o que promove um aumento no diâmetro ântero-posterior do tórax devido à expansão da caixa torácica e conseqüente aumento do volume pulmonar. O aumento do volume pulmonar provoca uma diminuição da pressão alveolar, para um valor abaixo da pressão atmosférica, o que faz com que o ar entre para os pulmões [46]. No caso da expiração, o processo envolve o relaxamento dos músculos intercostais e do diafragma que leva a uma diminuição do espaço pulmonar e conseqüentemente aumento da pressão alveolar. Assim, a pressão atmosférica é inferior à pressão alveolar e o ar escoia naturalmente para o exterior [44, 46].

Os pulmões podem ser expandidos e contraídos por duas maneiras: (1) por movimentos de subida e descida do diafragma para aumentar ou diminuir a cavidade torácica e (2) pela elevação e depressão das costelas para aumentar e diminuir o diâmetro antero-posterior da cavidade torácica [44]. A Figura 2.6 mostra esses dois métodos.

No primeiro método, a respiração é realizada pelos movimentos do diafragma. Durante a inspiração, a contração diafragmática puxa as superfícies inferiores dos pulmões para baixo. Depois, durante a expiração, o diafragma simplesmente relaxa, e a retração elástica dos pulmões, da parede torácica e das estruturas abdominais comprime os pulmões e expelle o ar. Durante a respiração forçada, no entanto, as forças elásticas não são poderosas o suficiente para produzir a rápida expiração necessária. Assim, força extra é obtida, principalmente, pela contração da musculatura abdominal que empurra o conteúdo abdominal para cima, contra a parte inferior do diafragma, comprimindo, dessa maneira, os pulmões. O segundo método para expansão dos pulmões é elevar a caixa

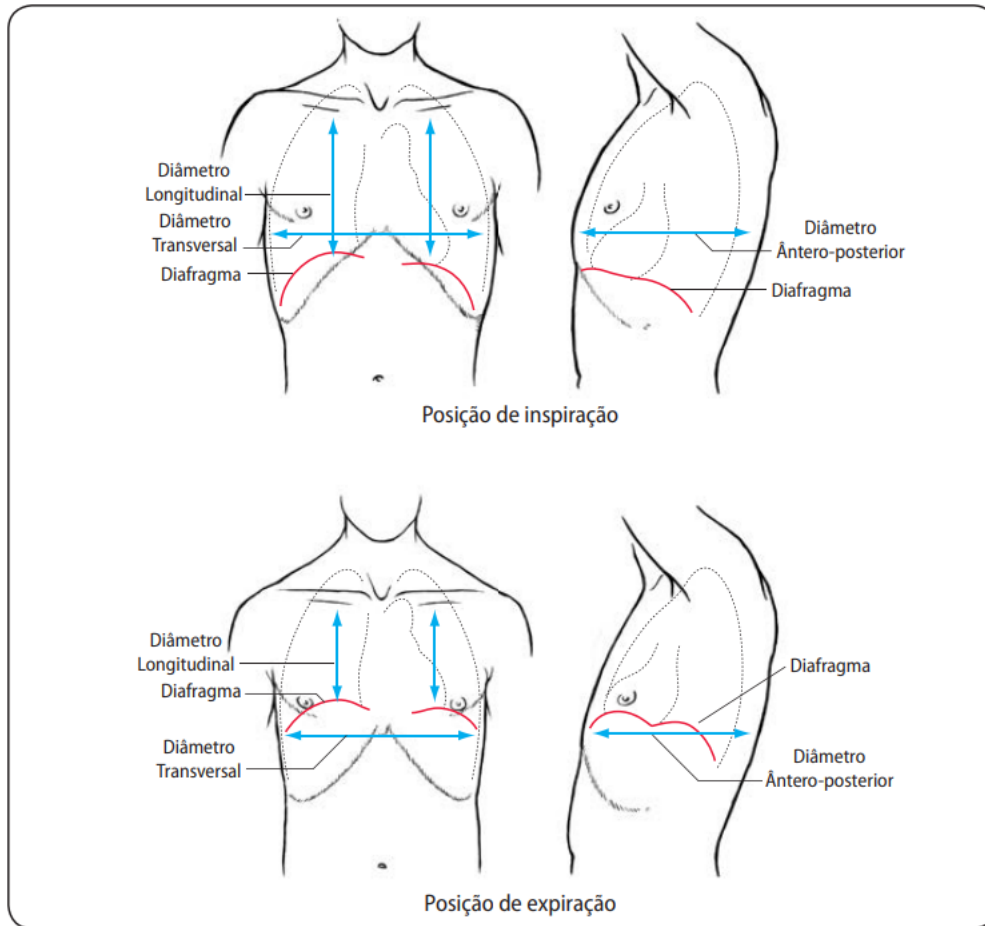


Figura 2.6. Contração e expansão da caixa torácica durante a inspiração e expiração, mostrando a contração diafragmática, a função dos músculos intercostais e a elevação e a depressão da caixa torácica. Fonte: [47].

torácica, ou seja, expande os pulmões porque na posição de repouso natural as costelas se inclinam para baixo [44].

2.3.1 Mecânica da Ventilação Pulmonar

A mecânica pulmonar pode ser definida de forma simples como o estudo das propriedades mecânicas do pulmão, das vias aéreas e da parede torácica (considera-se parede torácica todas as estruturas que se movimentam durante o ciclo respiratório) [46]. Um ser humano normal, quando em repouso, respira entre 12 a 15 vezes por minuto, inspirando e expirando em torno de 6 a 8 L de ar, ou seja, em torno de 500 a 750 mL a cada respiração [43].

O volume de ar inspirado ou expirado, em cada respiração normal é chamado de volume corrente (V_c), enquanto o volume de ar que fica nos pulmões após a expiração mais forçada é o Volume Residual (VR), em cerca de 1,2 L, sendo a Capacidade Pulmonar Total (CPT), de aproximadamente 5,8 L [44].

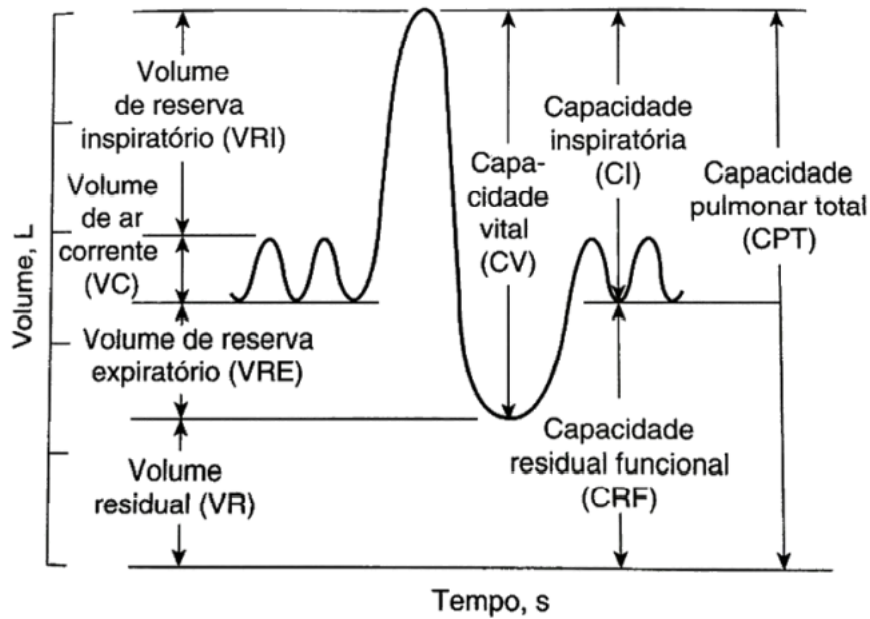


Figura 2.7. Diagrama apresenta as excursões respiratórias. A figura acima mostra um espirograma, indicando as variações do volume pulmonar, sob diferentes condições de respiração: respiração normal e durante inspiração e expiração. Fonte: [43].

A Figura 2.7 mostra um espirograma, indicando as variações do volume pulmonar, sob diferentes condições de respiração. O ar nos pulmões foi subdividido em quatro volumes e quatro capacidades: 1) O Volume corrente é o volume de ar inspirado ou expirado; 2) O Volume de Reserva Inspiratório (VRI) é o volume extra de ar que pode ser inspirado; 3) O Volume de Reserva Expiratório (VRE) é o máximo volume extra de ar que pode ser expirado na expiração forçada; 4) O volume residual é o volume de ar que fica nos pulmões, após a expiração forçada. As capacidades pulmonares são: 1) Capacidade Inspiratória (CI) é a quantidade de ar que uma pessoa pode respirar; 2) Capacidade residual funcional é a quantidade que permanece nos pulmões; 3) Capacidade Vital (CV) é a quantidade máxima de ar que a pessoa pode expelir dos pulmões; 4) Capacidade pulmonar é o volume máximo que os pulmões podem ser expandidos com o maior esforço [44].

A Frequência Respiratória por minuto é igual a ventilação-minuto (é a quantidade total de novo ar levado para o interior das vias respiratórias a cada minuto) dividido pelo volume corrente [44].

Conforme [44] o volume corrente normal é de cerca de 500 mililitros, e a ventilação-minuto normal é de aproximadamente 6L/min. Logo, temos que a FR é:

$$FR = 6 / 0,5 = 12 \text{ min}$$

2.3.2 Testes de Diagnóstico Pulmonar - Espirometria

A ventilação pulmonar pode ser estudada por meio do registro do movimento do volume de ar para dentro e para fora dos pulmões, esse método é chamado de espirometria [44]. A espirometria é um exame pneumológico que consiste na medida do ar que se movimenta para dentro ou fora do Sistema Respiratório e, por isso, permite obter o volume de ar inspirado e expirado, assim como os fluxos respiratórios [36]. Por meio da espirometria é possível realizar exames médicos de avaliação da função respiratória, com isso os profissionais de saúde podem diagnosticar doenças, assim como, perceber em que estágio ela se situa e se a terapêutica aplicada está a surtir os efeitos desejados.

2.3.3 Patologia do Sistema Respiratório

Existem várias patologias que podem alterar o Sistema Respiratório de um ser humano, sendo que as doenças com maior impacto no funcionamento desse sistema podem ser divididas em duas categorias: as patologias obstrutivas e as restritivas. A designação diferenciada das doenças pulmonares, em doença obstrutiva e doença restritiva, surge baseada na transformação da fisiologia pulmonar, sendo para tal aplicados testes da função pulmonar. Esses, devem ser realizados aos pacientes numa fase inicial do processo [48]. Ainda que várias patologias apresentem componentes obstrutivos e restritivos, a distinção entre estes dois padrões assume uma importância relevante na correspondência dos testes da função pulmonar com informações obtidas em estudos histológicos e radiológicos dos pacientes [48]. A Figura 2.8 apresenta a curva normal de fluxo expiratório máximo-volume, juntamente com duas curvas de fluxo-volume adicionais obtidas em dois tipos de doenças pulmonares: restrição pulmonar e obstrução parcial das vias aéreas.

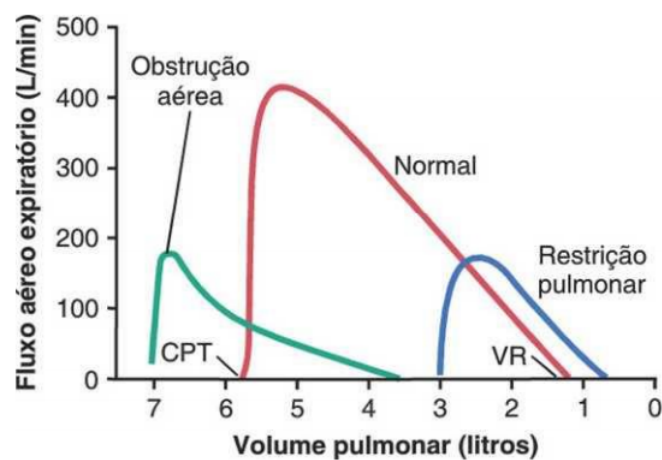


Figura 2.8. Efeito de duas anormalidades respiratórias — restrição pulmonar e obstrução aérea — na curva fluxo expiratório máximo-volume. CPT, capacidade pulmonar total; VR, volume residual. Fonte: [44].

2.3.3.1 Patologia Obstrutiva

Patologia obstrutiva caracteriza-se por um aumento da resistência ao fluxo de ar, conseqüente de uma obstrução que pode ser total ou parcial da traqueia, grandes brônquios até aos bronquíolos respiratórios e terminais. A obstrução pode ocorrer como efeito de um estrangulamento das vias aéreas anatômicas (asma) ou pela perda do recuo elástico do pulmão (enfisema). Estão inclusas patologias como: asma, bronquiectasia, bronquite crônica e enfisema. Em pacientes diagnosticados com essas condições, verifica-se uma limitação dos índices de fluxo aéreo normais durante a expiração forçada [48].

Nas doenças que cursam com obstrução das vias aéreas, geralmente é muito mais difícil expirar do que inspirar, visto que a tendência ao fechamento das vias aéreas é bastante aumentada pela pressão positiva extra necessária ao tórax para expirar [44].

2.3.3.2 Patologia Restritiva

É caracterizada por uma redução da expansão do parênquima pulmonar, que origina uma diminuição da capacidade pulmonar total, enquanto o fluxo respiratório é normal ou reduzido proporcionalmente. Essa enfermidade ocorre em duas condições gerais: distúrbios da parede torácica na presença de pulmões normais e doenças intersticiais e infiltrativas agudas e crônicas. Exemplos de doenças do primeiro caso: cifoescoliose, doenças pleurais, obesidade grave e poliomielite. Já o segundo caso é a Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA) que é o exemplo clássico da doença restritiva aguda [48].

2.4 TECNOLOGIAS NA SAÚDE

As Tecnologias na Saúde (TS) são definidas por diversos autores. De acordo com Viana, A. L. D. et al (2011) a TS são conhecimentos aplicados que permitem a prevenção, o diagnóstico, o tratamento das doenças e a reabilitação de suas conseqüências [49]. Já Prado, M. L; Martins, C.R. (2002) compreende como habilidades e saberes que necessitam ser diferenciadas de equipamentos ou aparelhos tecnológicos, o qual se caracteriza como expressão de uma tecnologia, decorrente desses saberes que viabilizaram esse produto, convertido, então, em equipamento [50].

Segundo (BRASIL, 2006) a TS é uma forma de intervenção usada para promoção, prevenção, diagnóstico ou tratamento de doenças; ou para promover a reabilitação ou cuidados a curto, médio e em longo prazo [51]. Já para Polanczyk, C. A.; Vanni, T.; Kuchenbecker, R. S (2010) e (BRASIL, 2005) são definidas como medicamentos, materiais, equipamentos e procedimentos, sistemas organizacionais, educacionais, de in-

formação e de suporte, bem como programas e protocolos assistenciais, por meio dos quais a atenção e os cuidados com a saúde são prestados à população; ou seja; é todo e qualquer método/dispositivo utilizado para promover saúde, impedir a morte, tratar doenças e melhorar a reabilitação ou o cuidado do indivíduo ou da população [52, 53].

As tecnologias na área de saúde são classificadas em: 1. Natureza material (fármacos e imunobiológicos; equipamentos, dispositivos e outros materiais médicos, hospitalares e odontológicos; procedimentos médico-cirúrgicos; sistemas de apoio; sistemas organizacionais); 2. Propósitos no cuidado de saúde (prevenção; rastreamento; diagnóstico; tratamento; reabilitação); 3. Tecnologias de baixa, média e alta complexidade [54].

Existem também as subclassificações mostradas na Figura 2.9: 1. A leve refere-se às tecnologias de relações do tipo produção de vínculo, autonomização, acolhimento, gestão como uma forma de governar processos de trabalho. 2. A leve-dura diz respeito aos saberes bem estruturados, que operam no processo de trabalho em saúde, como a clínica médica, a clínica psicanalítica, a epidemiologia, o taylorismo e o fayolismo. 3. A dura é referente ao uso de equipamentos tecnológicos do tipo máquinas, normas e estruturas organizacionais [54].

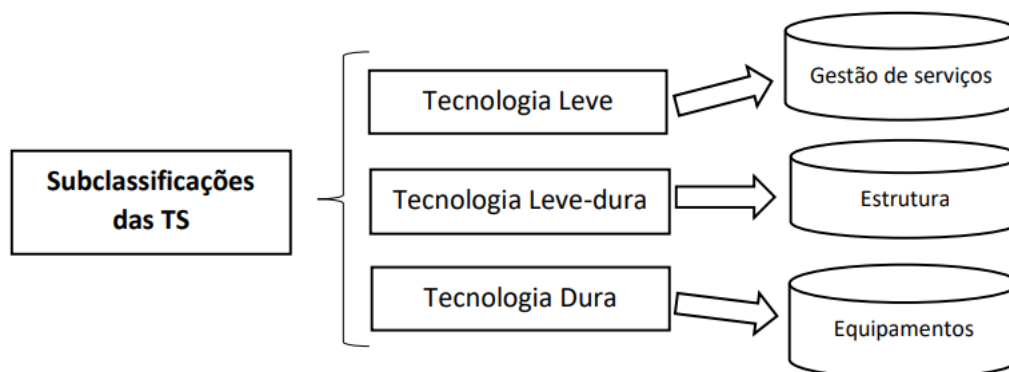


Figura 2.9. Subclassificação da Tecnologia na Saúde. Na saúde o termo tecnologia é subclassificado de maneira diferente das demais áreas, não sendo necessário ser somente um produto, ou seja, tecnologia dura, mas pode ser um melhoramento na gestão (tecnologia leve) e estrutura (tecnologia leve-dura). Fonte: Autoria própria.

O aparelho portátil Medidor de FR desenvolvido nesta tese é classificado como tecnologia de baixa complexidade e subclassificado como tecnologia dura.

2.5 MONITOR DE SINAIS VITAIS

Nesta sessão aborda-se uma revisão de trabalhos relacionados ao tema, visando avaliar, identificar e interpretar as pesquisas dentro das áreas de interesse: engenharia biomédica, tecnologias e saúde. A busca por soluções de baixo custo com tecnologias leves para o monitoramento, captura e transmissão de sinais vitais foram as questões

de pesquisa utilizadas. Vejamos alguns exemplos de tecnologias duras em suas diversas atuações:

O primeiro sistema apresentado foi feito por [55] ao qual desenvolveu um sistema para o monitoramento de pacientes em coma. O sistema utiliza sensores de respiração, batimentos cardíacos e controle de olho aberto ou fechado. Os dados são obtidos por um Arduino e enviados diretamente ao computador, via cabo, pela rede de internet usando a placa de controle *Ethernet Shield*. O *software* possui dois tipos de acesso: familiar com dados da situação do paciente e equipe médica com informações técnicas. O sistema é eficiente possuindo boa leitura, pois o usuário permanece sempre imóvel atingindo 98% de eficácia, porém quando o paciente cobra a consciência nem sempre a reação é o abrir de olhos, como descrito pelos autores, tornando o sistema falho.

Agora será apresentado o desenvolvido de uma plataforma microcontrolada, fazendo uso de um conjunto de sensores para monitoramento, em tempo real, de sinais vitais de pacientes que realizam atividades físicas em clínicas de fisioterapia ou em tratamentos com psicólogos. Para o projeto foi desenvolvido um *box* de sensores sem fio para captura, que se comunica via conexão *Bluetooth* com o computador. O *box* de sensores é constituído em: conjunto de sensores para batimento cardíaco, oxigenação do sangue, respiração e pressão cardíaca que serão acoplados em pontos relevantes do corpo do paciente [56].

É utilizado o Sensor de Força Restivo (FSR 402) para o acompanhamento da respiração, o aparelho medidor de pressão da marca OMRON modelo HEM-7113 e o sensor de frequência cardíaca e oxímetro modelo MAX30100. Os Arduinos são responsáveis pela leitura dos comandos elétricos dos sensores, processamento dos dados e envio, via *Bluetooth* para o computador, os dispositivos *Bluetooth* HC-06 para a transmissão dos dados capturados para o computador e uma bateria recarregável 12V 1,5aH para alimentar todos os dispositivos e permitir a mobilidade do paciente [56]. A desvantagem dessa tecnologia é que não apresenta nenhum tipo de filtro para diminuir os ruídos dos sinais, com isso pode ter alteração nos resultados.

No Brasil foi desenvolvido por Phillips (2019) um sistema centralizado na realização de medidas de sinais vitais em pacientes acompanhados pela equipe de cirurgia plástica, no Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas, utilizando um monitor multiparamétrico portátil e o envio destas de forma *online* à plataforma. A captação pelo monitor e envio dos dados à plataforma também foram avaliados de forma *online* e em tempo real. O acesso à plataforma *online* permitiu o acompanhamento pela equipe médica e a viabilidade de utilização do monitor por cuidadores [57].

Foram realizadas as mensurações por meio de cabos e eletrodos conectados ao monitor, que por sua vez enviou os sinais captados à plataforma *online*. Tais dados puderam ser acessados por equipe médica previamente cadastrada utilizando diferentes disposi-

tivos conectados à *internet*. Os cuidadores após treinamento, conseguiram realizar a atividade proposta. Essa interação entre paciente, cuidador e equipe médica, avança a possibilidade de uma reestruturação das ações em saúde com atendimento seguro e humanizado. A desvantagem desse sistema é que ele só pode ser empregado dentro dos hospitais sob acompanhamento de uma equipe treinada. Portanto, esse aparelho ainda não está disponível para ser manuseado por pacientes em casa [57].

Na tentativa de construir resiliência em sistemas de saúde para responder rapidamente a emergência e contribuir com os esforços da ciência no combate a COVID-19, por meio de tecnologias que aumentem a eficácia, minimizem custos e reduzam os riscos, foi desenvolvido nesta tese o aparelho portátil medidor de FR cuja finalidade é monitorar o paciente acometido pela COVID-19 nas clínicas de reabilitação.

O aparelho utiliza acelerômetro, ESP 32, filtro de *butterworth* e bateria. Os dados são captados pelo sensor acelerômetro e obtidos por ESP 32, que envia os sinais diretamente ao computador ou celular, via conexão *Bluetooth*. Nesse sistema os sinais registrados serão apresentados na tela do celular ou computador por meio de um aplicativo desenvolvido para gerar os dados em tempo para apoiar os pacientes no gerenciamento de sua própria saúde, bem-estar e para permitir que os profissionais de saúde façam intervenções físicas com alta precisão e invasividade mínima.

3 SISTEMA DE MEDIÇÃO

3.1 INTRODUÇÃO

Um sistema de medição é definido como conjunto de um ou mais instrumentos de medição e frequentemente outros dispositivos, compreendendo, se necessário, reagentes e fontes de alimentação, montado e adaptado para fornecer informações destinadas à obtenção dos valores medidos, dentro de intervalos especificados para grandezas de naturezas especificadas [58].

Conforme (VIM, 2012), o instrumento de medição é um dispositivo utilizado para realizar medições podendo ser utilizado individualmente ou associado a um ou mais dispositivos. Para entendermos como uma medição é obtida através do uso de um instrumento de medição, precisa entender como funciona a chamada cadeia de medição, que envolve desde o recebimento do sinal de medição até a indicação final ao usuário [58].

3.2 CADEIA DE MEDIÇÃO

Os instrumentos de medição que apresentam uma indicação, geralmente, funcionam através do conceito da cadeia de medição. Essa indicação pode ser digital ou analógica, como por exemplo a temperatura indicada por um termômetro digital que indica a pressão recebida. A cadeia de medição é composta por um sensor/transdutor, um sistema de tratamento de sinal e um dispositivo mostrador [58].

O sinal de medição é recebido pelo sensor/transdutor e transformado para um tipo de indicação ao usuário final. O sinal de medição pode ser mecânico, elétrico, biológico e pneumático. Esse sistema de recebimento de sinal até a indicação final é o que está por trás do instrumento de medição, porém o usuário apenas visualiza o resultado final, ou seja, a medição indicada [59].

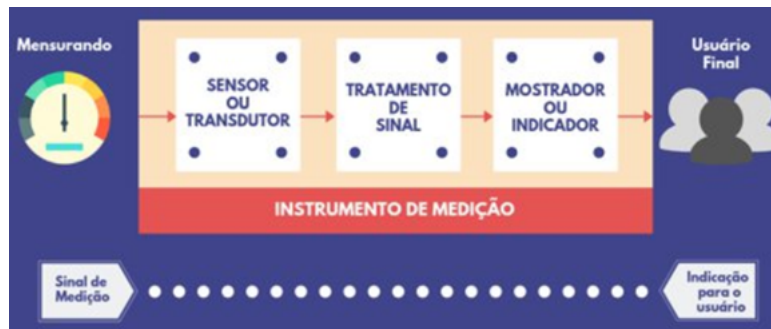


Figura 3.1. Cadeia de medição cadeia é composta por um sensor ou transdutor, um sistema de tratamento de sinal e um dispositivo mostrador ou indicador [58].

3.3 SENSOR

É um dispositivo que detecta algum tipo de entrada, como luz, calor, movimento, umidade, pressão, e emite uma resposta que pode ser um sinal elétrico ou outra forma de energia. O sensor é o módulo do sistema de medição que detecta a variação do mensurando e transforma essa informação em um sinal de medição como exemplo sinais mecânicos, pneumático, elétrico ou de outra natureza. O sinal de medição, geralmente precisa ser processado e tratado para poder ser utilizado [58].

3.4 UNIDADE DE TRATAMENTO DO SINAL

O sinal de medição geralmente tem uma baixa potência e é difícil de ser diretamente indicado necessitando assim que o sinal seja tratado e processado para obtermos o resultado de medição. A unidade de tratamento de sinal, geralmente, amplifica o sinal e realiza o processamento necessário para apresentação ao usuário. Alguns exemplos de dispositivos que realizam o tratamento de algum tipo de sinal o aquisitor de dados, o controlador lógico programável (CLP), o transmissor de temperatura, entre outros [59].

3.5 INDICADOR

É o módulo final do sistema de medição. Nessa etapa o sinal de medição já tratado é transformado em um tipo de indicação ao usuário final. O sinal de medição então é perceptível ao usuário através de recursos mecânicos, elétricos, eletrônicos, pneumáticos, entre outros [59].

3.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

O sistema de medição deste trabalho foi estruturado de acordo com cadeia de medição, o sensor utilizado foi o acelerômetro que é o receptor dos sinais, o ESP 32 é a unidade de tratamento do sinal e o indicador pode ser um computador ou *smartphone* ao qual o sinal de medição é perceptível ao usuário A figura X.

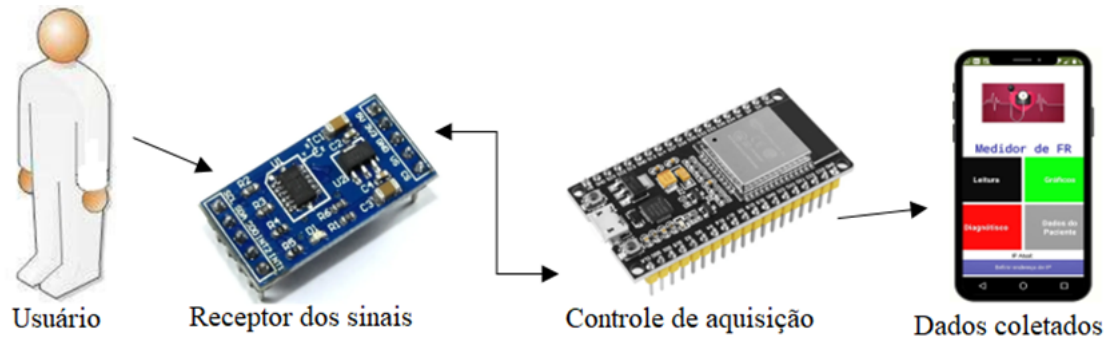


Figura 3.2. Diagrama do Sistema de Medição do ANNA.

4 ENSAIOS CLÍNICOS

4.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo é apresentada a metodologia utilizada na realização dos ensaios clínicos, detalhando os materiais utilizados, o desenvolvimento do dispositivo e protocolos empregados. Os resultados obtidos são discorridos e é realizada uma análise de dados. Esses dados coletados nesta etapa serão utilizados na fase de desenvolvimento do dispositivo.

4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

4.2.1 Materiais utilizados para o desenvolvimento do dispositivo

Para o desenvolvimento deste dispositivo foram utilizados o mínimo de componentes possível, tendo em vista, que a proposta é confeccionar um produto de baixo custo. Nesse caso foram utilizados: um acelerômetro ADXL345, um microcontrolador ESP-32 e uma bateria de 9V. As seções 4.2.1.1 à 4.2.1.5 apresentam os detalhes dos componentes.

4.2.1.1 Sensor Acelerômetro

O acelerômetro escolhido e utilizado no trabalho é o ADXL345, da fabricante *Analog Devices*. O componente é triaxial, com formato *Surface Mounting Device* (SMD), isto é, montado sobre a placa de 5,0 mm de comprimento x 3,0 mm de largura x 1,0 mm de altura, e pesa 30 mg, em encapsulamento plástico de formato LGA-14 com 14 terminais, conforme a Figura 4.1. Internamente, o transdutor apresenta três sensores: detecção de atividade e inatividade, que por meio do movimento ou falta dele proporciona melhor gerenciamento do consumo de energia; detecção de queda livre pela comparação de limites máximos de aceleração nos eixos X, Y e Z; e ainda há a detecção de dois eventos de aceleração simultânea, ou seja, de toque único e duplo [60].

A Figura 4.1 mostra os 14 terminais do ADXL345. Os pinos 1 e 6 são dedicados à tensão de alimentação da interface digital VDD I/O e à tensão de alimentação V_s , respectivamente. Os pinos 2, 4, 5 e 10 têm função de conexão GND. Os pinos 8 e 9 são

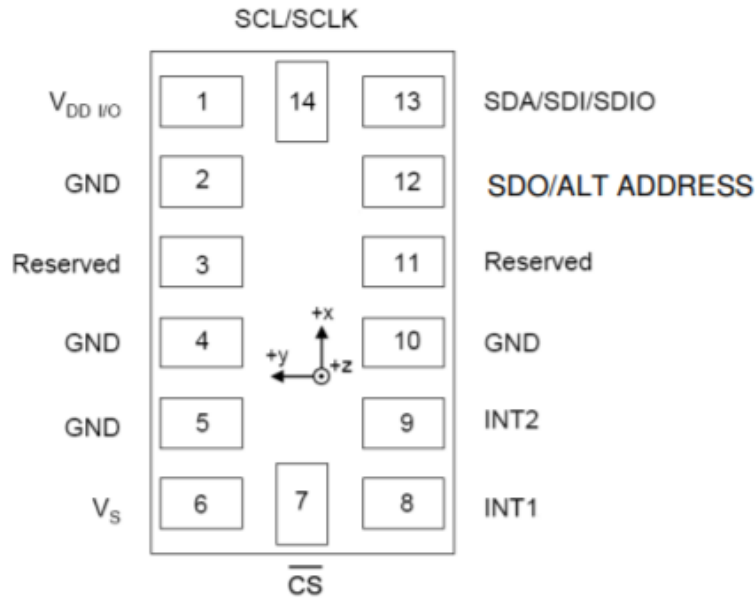


Figura 4.1. Circuito integrado do acelerômetro ADXL345. Fonte: [60].

saídas de interrupção, INT1 ou INT2 (limites de aceleração). Os pinos 12, 13 e 14 são dedicados à conexão com Interface Periférica Serial (SPI) e circuito integrado de entrada e saída de dados.

De acordo com os sistemas baseados em um único sensor representam uma melhor opção para a monitoração em um ambiente do corpo, pois a interferência será menor tanto na maneira como na quantidade de movimentos executados [61].

No aparelho portátil foi utilizado um único sensor. Como a proposta dessa tese é desenvolver um dispositivo de baixo custo, optou-se por utilizar o mínimo de componentes possível. Após os testes foi possível perceber que apenas um acelerômetro foi necessário para capturar os sinais da FR.

4.2.1.2 ESP 32

O microcontrolador utilizado foi o modelo ESP 32, do fabricante *Espressif*. Ele possui entradas analógicas com resolução de 12 *bits*, possui *Wi-fi* e *bluetooth*, e permite ser programado em linguagem C pela IDE do Arduino, plataforma muito popular, gratuita e amplamente utilizada em todo o mundo. A Figura 4.2 mostra a configuração interna do microcontrolador.

Para aquisição dos sinais do acelerômetro ADXL345 foi utilizado a comunicação I2C com o ESP 32, logo, faz uso dos pinos GPIO21 (SDA) e 22 (SCL). Para realização de *debug* e testes iniciais, adotou-se a comunicação *Serial* GPIO3 (RX *receive data*) e GPIO1 (TX *transmite data*) do microcontrolador e o computador.

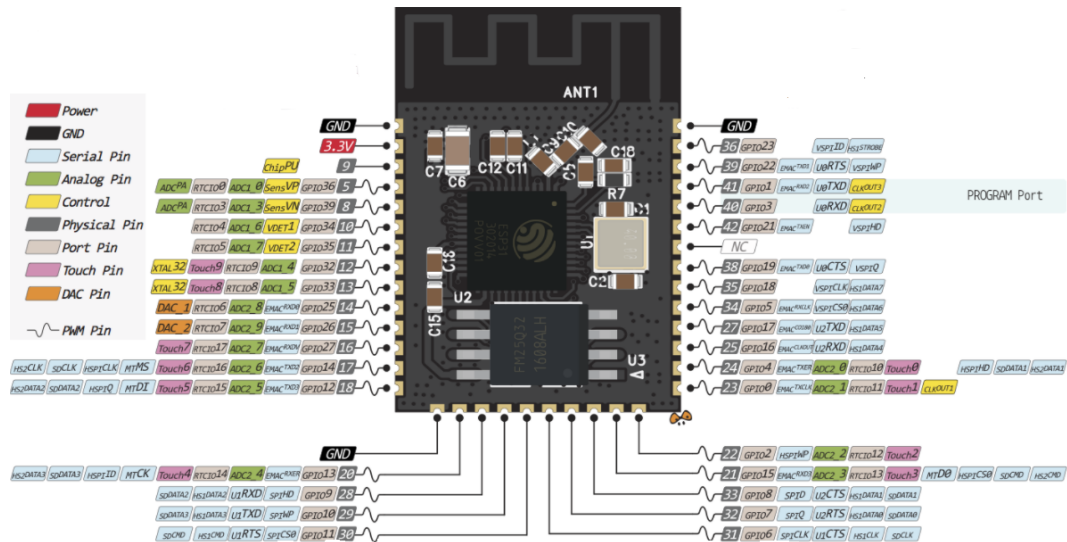


Figura 4.2. Detalhamento do microcontrolador ESP 32. Fonte: [62].

4.2.1.3 Código

No sistema respiratório, ocorre a expansão e contração da estrutura pulmonar, por meio da elevação e depressão das costelas em movimento horizontal e, durante a respiração normal, quase totalmente pela oscilação do diafragma para cima e para baixo em movimento vertical, conforme visto na Seção 2.3. A quantidade de vezes que o ser humano normal, saudável, respira em determinado período de tempo é 12 a 20 vezes a cada minuto, determinando-se a frequência em (Hz) conforme a Equação 4.1 e resultando nas Equações 4.2 e 4.3.

$$F = \frac{1}{T}. \quad (4.1)$$

$$F_{min} = \frac{12}{60} = 0,2 \text{ Hz}. \quad (4.2)$$

$$F_{max} = \frac{20}{60} = 0,33 \text{ Hz}. \quad (4.3)$$

Sendo: f - Frequência (Hz); T - Período (s); f_{min} - Frequência Mínima respiratória (Hz); f_{max} - Frequência Máxima respiratória (Hz).

Quando uma pessoa respira, devido à movimentação dos músculos respiratórios, ocorre uma movimentação do tórax e é este movimento que o acelerômetro irá captu-

rar e processar para medir o ritmo respiratório. Esse sinal capturado está sujeito a várias interferências: imprecisões do próprio sensor e outros movimentos do paciente que não tem a ver com a respiração.

O sensor mede a aceleração em 3 eixos. O que interessa saber é a aceleração no eixo na direção do movimento da respiração do usuário. Usando os próprios sinais obtidos pelo acelerômetro é possível determinar como o sensor está posicionado. Para isso, precisa processar o sinal, e com isso seguir várias etapas:

- É preciso remover a média do sinal, até porque a aceleração da gravidade vai introduzir um valor DC nas medidas, mas o que interessa é a oscilação do tórax. Portanto é necessário estimar a média destes sinais ao longo do tempo e subtrair a média estimada do próprio sinal. Isso para ter um sinal com média 0.
- Estimar também a variância de cada sinal e a correlação cruzada entre eles. A variância é uma medida do quanto de energia temos em cada canal. Supondo que a maior parte das acelerações lidas em um canal venham do movimento do tórax devido a respiração, um sinal que tenha uma variância alta seria mais provável de conter o sinal da respiração. Já a correlação cruzada serve para entender como cada um dos eixos está disposto no paciente. Dois eixos terem correlação cruzada negativa significa que quando a pessoa inspira, um eixo vai ter uma aceleração positiva e outro negativa. Isto tem a ver diretamente com como o sensor está colocado. Esta informação é importante para saber como combinar os eixos. Eixos que tenham correlação cruzada negativa serão combinados por uma subtração. Eixos que tenham correlação cruzada positiva serão combinados por uma soma.
- Define-se os pesos que dará para cada eixo para produzir um único sinal. É dado maior pesos para os eixos que tenham a maior variância. O sinal dos pesos depende da correlação cruzada entre os canais.
- É aplicado um filtro *butterworth* para eliminar componentes do sinal com frequências muito abaixo ou muito acima daquelas que esperamos para a taxa respiratória de um pessoa. Isso deixa a medida mais robusta a ruídos e erros.
- Finalmente, o período respiratório é determinado pelo cruzamento por zero do sinal filtrado.

Na Figura 4.3 é apresentado o diagrama do código.

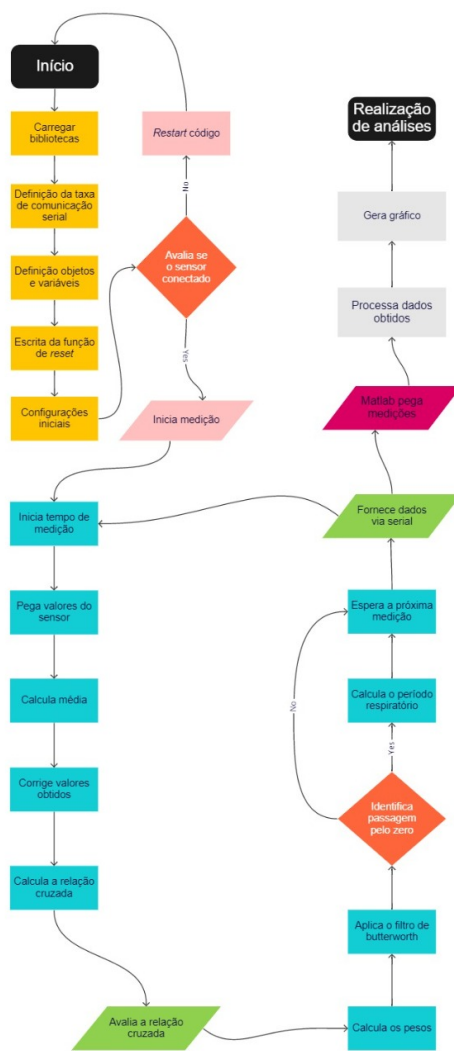


Figura 4.3. Diagrama do código do medidor de FR. A figura apresenta o passo a passo de forma resumida do código do aparelho portátil. Fonte: Autoria própria.

4.2.1.4 Filtro Butterworth

Para eliminar os ruídos decorrentes de amplitudes anormais e alterações repentinas nos dados coletados devido ao equipamento e ao ambiente foi aplicado um filtro digital passa-faixa *Butterworth*, cuja função é eliminar a interferência de ruído e desconsiderar as faixas indesejadas. Esse filtro usa um método comum que só permite a passagem de componentes de sinal entre certas bandas de frequência, com isso foi criado um filtro passa-banda para manter só as frequências esperadas para FR, isso porque o filtro *butterworth* pode ser o tipo que o usuário quiser: passa-baixa, passa-alta, passa-faixa ou rejeita-faixa. Uma vez que as atividades de respiração humana caem em uma banda de frequência específica dos sinais, o filtro passa-faixa pode efetivamente eliminar interferências de ruído de baixa e alta frequência. Nesta pesquisa a banda de frequência de análise foi configurada entre 0,2 Hz e 0,6 Hz, conforme as Equações 4.2 e 4.3, que é uma faixa de frequência típica para respiração humana.

A função de transferência padrão do filtro *Butterworth* é:

$$|H(j\omega)| = \frac{K_{PB}}{\sqrt{1 + (\frac{\omega}{\omega_0})^{2n}}}. \quad (4.4)$$

K_{PB} - é o ganho quando a frequência é nula; ω - frequência que está sendo variada; ω_0 - frequência normalizada do filtro; (n) é a ordem do filtro [63].

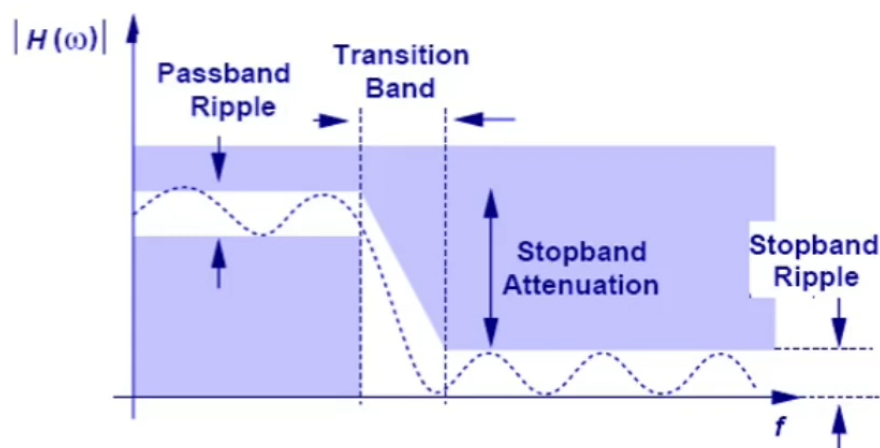


Figura 4.4. Os tipos de banda: passante, de transição e de corte. Fonte: [63].

De acordo com a Figura 4.4 a banda passante é onde vai estar o sinal de 0 Hz até a frequência onde vai começar a atenuar, no caso desse projeto será de 0,2 Hz. Na banda de transição são as duas frequências onde o filtro começa a operar, ele começa a reduzir a amplitude do sinal (com aplicação desse filtro essa banda é mais lenta). A banda de corte é onde já foi feita a atenuação do sinal, ou seja, o sinal já está reduzido. O filtro *Butterworth* elimina o *Ripple* tanto na banda passante como na de corte, isto é, tem uma resposta plana, porém o custo disso é que a banda de transição fica mais lenta [63].

O filtro *butter* utilizado é de ordem 3, a frequência de amostragem é de 5 Hz (1 amostra a cada 200 ms) e as frequências de corte escolhidas 0,2 a 10 e 0,2 a 1, que são os períodos máximos e mínimos respectivamente.

Na Figura 4.5 é possível observar que quanto maior a ordem do filtro, mais a sua resposta se aproxima das curvas ideais. Se fosse implementar esse filtro num circuito teria que ter seis componentes armazenadores de energia (capacitor ou indutor), pois quando aumenta a ordem do filtro analógico significa aumento do número de componentes que armazenam energia. Porém, nesta pesquisa o filtro que está sendo usado é o digital, logo, os capacitores e indutores são substituídos por memória [63].

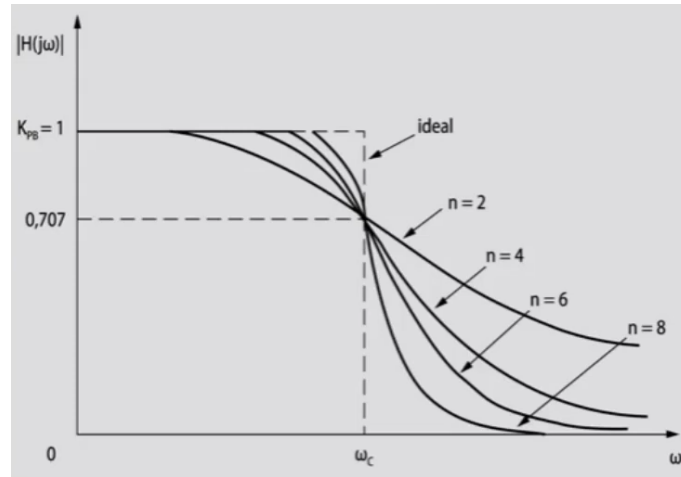


Figura 4.5. Ganho de $K_p = 1$. Fonte: [63].

4.2.1.5 O Sistema de Aquisição

O sistema de aquisição foi acoplado ao corpo do usuário e os sinais de aceleração foram transmitidos a um computador para o devido armazenamento. Isso objetivando formar a base de dados, como também a transmissão para uma central remota de monitoramento durante a operação do sistema. Definiu-se para detecção do movimento torácico ou abdominal, a utilização de acelerômetro conectado através de cabos por conexão serial com o microcontrolador ESP 32, o qual realiza a leitura dos sinais obtidos. Na Figura 4.6 é apresentado o diagrama simplificado do sistema de aquisição dos sinais de aceleração.

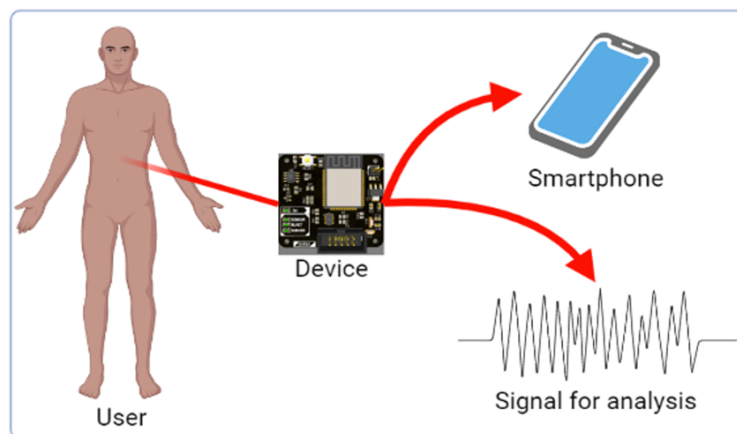


Figura 4.6. Diagrama simplificado do aparelho portátil medidor de FR. A figura mostra as etapas sistema de aquisição: usuário, o acelerômetro que é o receptor dos sinais, o ESP 32 é o controle de aquisição e os dados coletados podem ser visualizados pelo computador ou *smartphone*. Fonte: Autoria própria.

O Receptor de sinais capta a movimentação torácica do usuário. Os sinais capturados são transferidos para o controle de aquisição através do protocolo I2C. O ESP 32 estabelece uma comunicação via *Wi-Fi* por meio de uma interface gráfica HTML e CSS, com isso, os dados coletados são visualizados pelo computador ou *smartphone*.

4.2.1.6 Página Web

O ESP 32 conta com os periféricos necessários para funcionar com *Wi-Fi*. Desse modo, é possível construir uma interação com o usuário por meio de uma aplicação tipo *WebServer*, no qual o usuário se conectará na rede gerada pelo microncontrolador.

A interação do dispositivo com o usuário foi feita por meio de uma página construída em Html, CSS e Javascript, realizada pelo fato de portar uma aplicação *WebServe* para o microcontrolador utilizado. O usuário acessa a página da aplicação por meio de um IP digitado no navegador do *smartphone*, permitindo assim a portabilidade entre os diferentes tipos de sistemas operacionais disponíveis no mercado atual.

Ao acessar a página de interação, o usuário irá visualizar os dados das últimas medições realizadas e da atual, caso tenha sido iniciada. As medições de frequência respiratória só são iniciadas após apertar o botão de iniciar. A partir desse intervalo de 60 segundos para realizar a calibração. Após esse tempo o equipamento passa a realizar as medições necessárias e apresentar os dados no navegador do dispositivo conectado.

4.2.2 Métodos

Os ensaios experimentais foram conduzidos em seres humanos. Todos os testes foram executados seguindo um mesmo protocolo experimental, buscando manter as mesmas condições durante os ensaios.

4.2.2.1 Amostra

O projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa (CAAE 39177620.5.0000.8093). Todos os participantes assinaram um termo de Cessão de Uso de Imagem e Voz para Fins Científicos e Acadêmicos. Quaisquer imagens ou dados potencialmente identificáveis tiveram o consentimento dos participantes. Em função da disposição estrutural da quarta onda da pandemia foram testados seis participantes, sendo cinco homens e uma mulher, ambos com características clínicas e idades diferentes, alguns tiveram COVID-19 outros não. Outro fator que limitou o número de participantes foi a questão do exemplar, pois tinha apenas um.

Neste trabalho, apesar dos experimentos terem sido feitos em apenas seis participantes, obteve-se uma análise eficiente, não em termos numéricos, mas em termos de quantidade de correlação. Então justifica-se que esse número é satisfatório para tirar algumas conclusões, sendo possível uma estatística suficiente. No caso de testes em dispositivos médicos móveis o erro estatístico é menor do que se fosse uma pesquisa com questionários.

O quadro 4.1 apresenta algumas características dos participantes: o sexo, a idade, se teve COVID-19 e se tem algum tipo de comorbidade.

Quadro 4.1. Algumas características dos participantes de pesquisa.

Participante	Sexo	Idade	Teve COVID-19	Comorbidade	
1	M	33	N	N	
2	M	55	S	S	Pressão alta.
3	M	69	S	S	Obesidade, diabetes e pressão alta.
4	M	36	S	N	
5	F	63	S	S	Obesidade, diabetes e pressão alta.
6	M	31	N	N	

A maioria dos participantes escolhidos foram do sexo masculino, levando em conta que os homens são mais propensos a serem infectados do que as mulheres. De acordo com Cheng, Z. J., & Shan, J. (2020) isso justifica devido ao importante papel que os cromossomos X da mulher e os hormônios sexuais desempenham no sistema imunológico do corpo [23].

4.2.2.2 Protocolo

Os testes foram realizados nos domicílios dos participantes prezando pelo conforto dos mesmos, tendo em vista, que as medições aconteceriam em três posições: a primeira posição em sedestação, depois bipedestação e por fim, decúbito (Figura 4.7). Foram coletadas quatro amostras para cada posição, ou seja, para cada participante, obteve-se 12 mensurações. Cada teste durou 2 minutos, sendo o primeiro minuto para a calibração do dispositivo e outro para medir a FR. A partir da fase de calibração, os participantes foram orientados a se manter em silêncio e não se movimentarem para que não houvesse alteração dos resultados.

A calibração do aparelho consiste em um processo de grande importância na verificação da FR, pois tem a função de definir o peso que é aplicado à saída do dispositivo, ou seja, o peso ideal para cada participante, levando em consideração o biótipo corporal correspondente a cada indivíduo e as diferenças respiratórias.

4.2.2.3 Validação do Dispositivo

Para validar o dispositivo foram realizados testes com uma boneca SimMom, simuladora de paciente obstétrico-ginecológico, da marca Laerdal, no Centro Universitário



Figura 4.7. Foto do participante nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito.

Atenas – Campus Paracatu-MG. A SimMom foi desenvolvida para fornecer uma solução de simulação abrangente para apoiar equipes multidisciplinares em cuidados obstétricos, permitindo que sejam realizadas várias simulações, dentre elas a FR respiratória. A SimMom é monitorada por um computador, nele é possível dar todos os comandos necessários para a realização dos experimentos.

No intuito, de comprovar a eficácia do dispositivo, colocou-se o aparelho sobre o tórax da boneca (Figura 4.8), a FR foi verificada por meio do ANNA (Figura 4.9) e comparou-se o resultado com a FR do manequim (Figura 4.10).



Figura 4.8. Boneca SimMom, simuladora de paciente obstétrico-ginecológico, da marca Laerdal.

Depois de comparar os valores, concluiu-se que o dispositivo registrou o mesmo valor da FR da boneca (tela do computador), garantindo assim a validação do ANNA.



Figura 4.9. Tela do dispositivo ANNA na página da web.

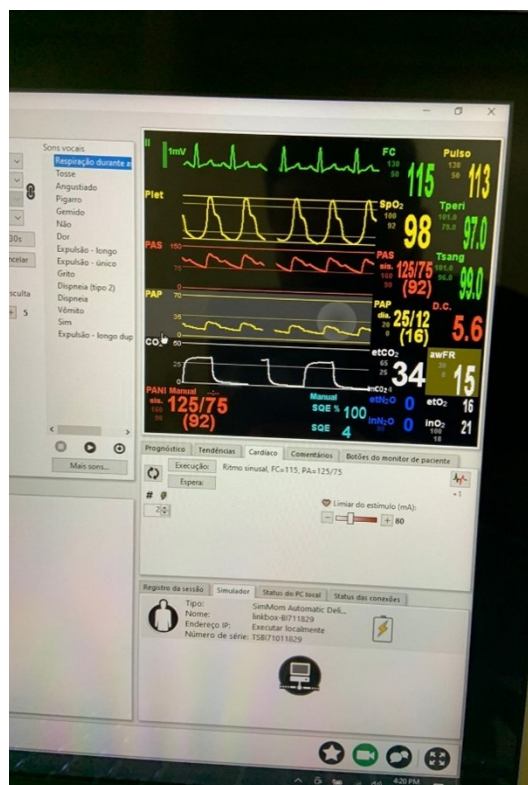


Figura 4.10. Tela do computador da Boneca SimMom.

5 RESULTADOS

5.1 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

O autor da tese foi a primeira pessoa a fazer o teste com o instrumento, que teve como principal característica verificar a FR. Para isso, foi necessário escolher uma parte do corpo humano mais adequada para fazer a medição. Conforme foi estudado no Sistema Respiratório, Seção 2.2, as melhores partes do corpo para se obter sinais relacionados ao fluxo respiratório são tórax ou abdômen. Neste ensaio o dispositivo foi posicionado sobre o abdômen ou tórax do participante.

Os ensaios realizados nesta pesquisa ocorreram na residência de cada participante. Para o desenvolvimento do aparelho portátil foram utilizados os seguintes componentes para contemplar a metodologia proposta: Sensor Acelerômetro, ESP 32 e a alimentação foi da própria Porta Universal, do inglês *Universal Serial Bus* (USB) do computador. A Figura 5.1 apresenta o medidor de FR.

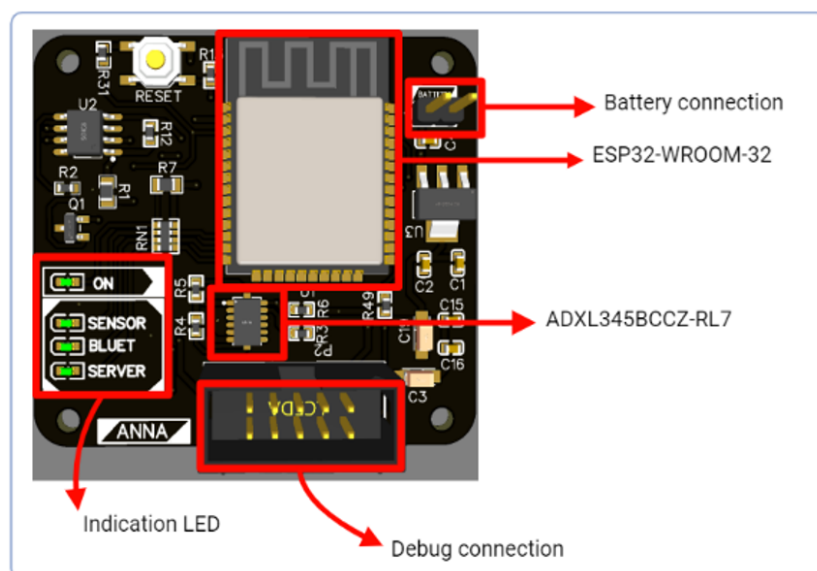


Figura 5.1. Aparelho portátil Medidor de FR. Fonte: Autoria própria.

De acordo com a Figura 5.1, o sensor acelerômetro fornece um sinal elétrico contínuo de saída que é coletado por um circuito de conversão analógico-digital (A/D), con-

tido no microcontrolador ESP 32. O ESP 32 é responsável pela leitura dos comandos elétricos do acelerômetro, processamentos dos dados e envio via *Wi-Fi* para computador ou *smartphone* e uma bateria recarregável de 9V para alimentar todos os dispositivos.

5.1.1 Sinais Coletados

De forma a validar o dispositivo desenvolvido foram coletados sinais da FR do usuário, permitindo assim a realização das medidas de alguns parâmetros: valores lidos do acelerômetro, a correlação cruzada estimada dos eixos X, Y e Z, média estimada e período entre as respirações por minutos. Esses parâmetros estão no código do dispositivo e em seguida importados para o Matlab, onde foram gerados os gráficos para análise precisa do dispositivo.

Os valores lidos do acelerômetro envolvem os três eixos X, Y e Z, como pode ser visto na Figura 5.2. Esses eixos são ortogonais e dependem da posição que o dispositivo foi colocado no indivíduo sendo monitorado. Por meio da combinação linear desses 3 eixos é possível descrever a aceleração ao longo de qualquer direção arbitrária.

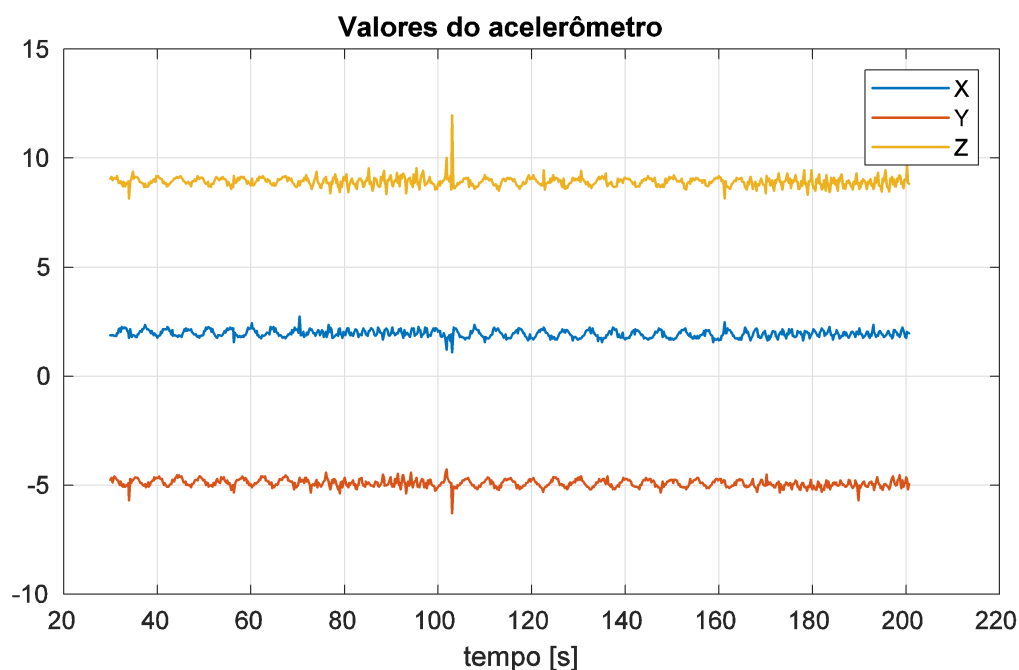


Figura 5.2. São representados os sinais oriundos do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.

Esses são os sinais oriundos do acelerômetro, por meio dos eixos é possível observar em qual orientação ele está. Na Figura 5.2 por exemplo, é possível observar que o eixo Z está alinhado na direção do centro gravitacional da terra, pois os valores lidos possuem uma componente DC com valores próximos da aceleração da gravidade.

Os sinais capturados pelos eixos possuem uma oscilação que é da própria respiração

do indivíduo, mas pode-se observar também que os valores são ruidosos. Os sinais são combinados em único sinal de modo a ser mais robusto ao ruído, e o sinal resultante passa por um filtro passa-faixa.

Para gerar o sinal da FR, o primeiro passo é estimar a média do sinal. Isso é feito aplicando um filtro passa-baixa no sinal de modo a manter principalmente a componente DC, como pode ser visto na Figura 5.3.

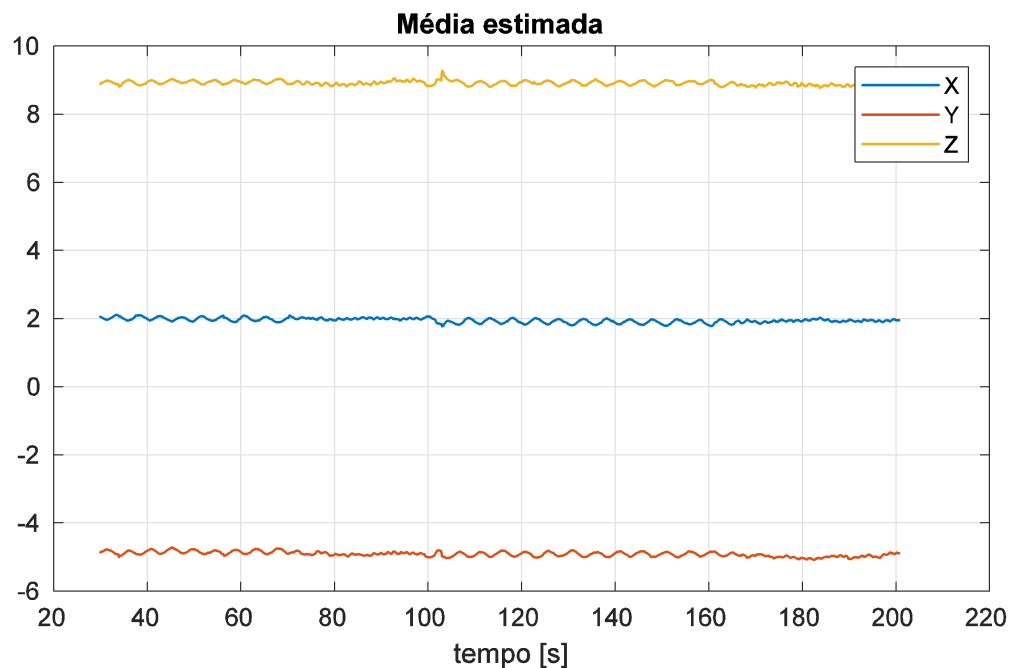


Figura 5.3. Média estimada dos eixos X, Y e Z do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.

Após a aplicação do filtro passa-baixa, as componentes AC do sinal são atenuadas. O ideal seria obter um sinal sem nenhuma ondulação, mas isso significaria que o dispositivo levaria mais tempo para adaptar à uma variação da média do sinal de cada eixo, que poderia acontecer caso o indivíduo mude de posição durante a medida.

O segundo passo foi verificar a variância (Figura 5.4) para descobrir a energia de cada canal, porque pode acontecer que algum canal esteja perpendicular ao movimento. Nesse caso, não teria nenhuma energia daquele movimento. A variância é calculada como a esperança do sinal menos a média ao quadrado, $\text{Variância} = E[(x - u)^2]$.

No terceiro passo estimou-se a correlação cruzada de X, Y e Z, conforme a Figura 5.5. De acordo com a figura se der um número positivo significa que os eixos Y e Z andam juntos, quando o eixo Y tem um pico de subida o eixo Z também tem. Se apresentar um valor negativo significa que eles andam contrário, um sobe e o outro desce. O que interessa saber neste ponto é se o sinal é positivo ou negativo. E dessa forma definir como combinar os canais, se será combinado somando ou subtraindo. Nesse caso o eixo Y e Z

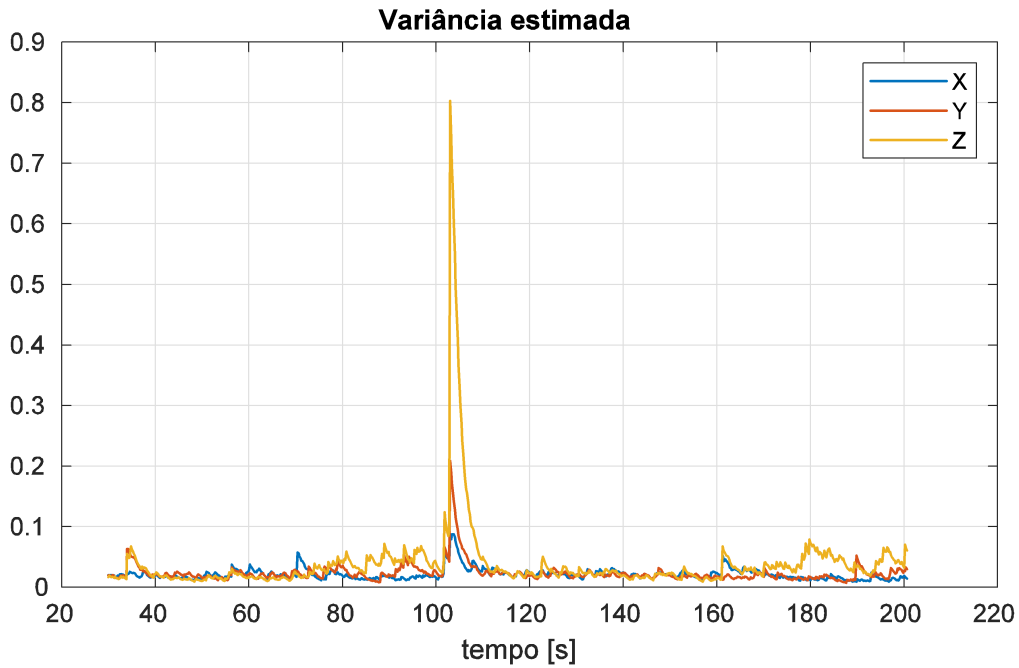


Figura 5.4. Variância estimada. Fonte: Autoria própria.

andam juntos e o eixo X está contrário, logo seria $Y + Z - X$.

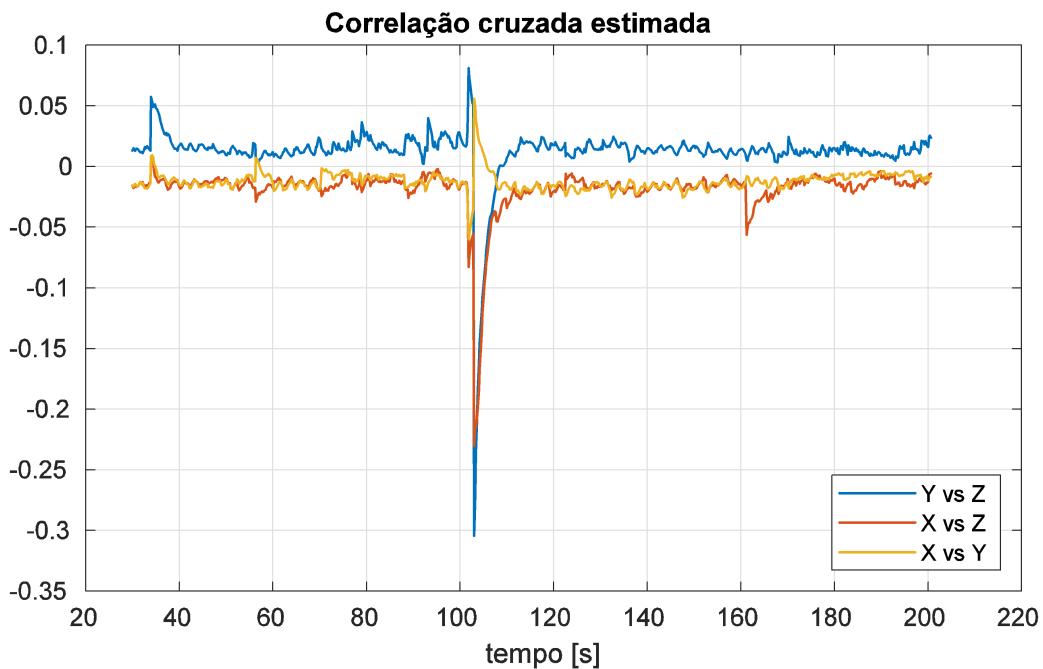


Figura 5.5. Resultado de um ensaio experimental, que possibilitou observar a correlação cruzada estimada dos eixos X, Y e Z. Fonte: Autoria própria.

Após a correlação cruzada estimou os pesos (Figura 5.6). Os pesos são proporcionais à energia de cada eixo medida pela variância. Quanto maior a energia de um eixo, maior o peso que daremos aquele canal. O sinal dos pesos é determinado pela correlação cruzada. Os valores dos pesos foram normalizados de tal forma que a soma, ao quadrado, dos pesos

de cada eixo é igual a 1.

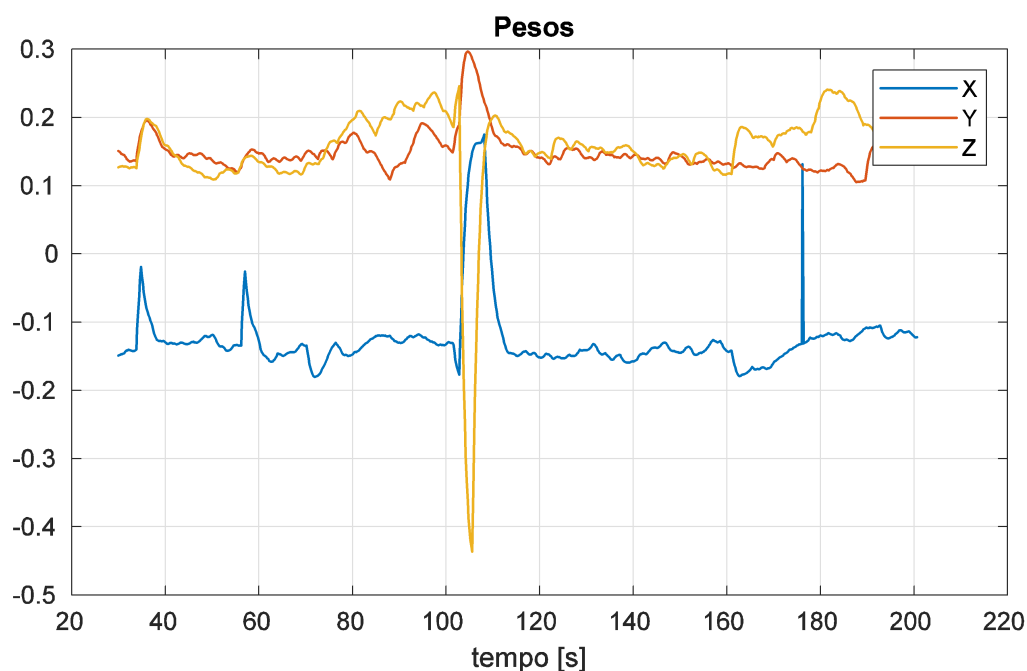


Figura 5.6. Peso dos eixos X, Y e Z do acelerômetro. Fonte: Autoria própria.

Por fim, é possível verificar na Figura 5.7 o período respiratório e sinal da FR do indivíduo. Na curva em azul pode-se observar o sinal já filtrado, nota-se que ele está bem menos ruidoso do que era antes. A curva em laranja é o período respiratório estimado.

Até pouco depois de 70 segundos o indivíduo estava respirando normalmente quando passou por uma fase de respiração forçada. Isso pode ser observado no gráfico como um aumento da frequência curva azul, que representam as oscilações do tórax, quanto pela curva em laranja que passa a mostrar um período respiratório menor.

A partir de 110 segundos o indivíduo volta a respirar normalmente e pode-se perceber que o período respiratório volta para a escala anterior e, a partir de 170 segundos passa novamente por uma respiração forçada.

Em relação aos resultados obtidos com esta simulação, é possível verificar que houve alteração na FR durante o período analisado, ou seja, o usuário fez respirações forçadas e não forçadas (Figura 5.7). Nas respirações não forçadas considerou-se a FR de um indivíduo saudável, 15 ciclos por minuto. Nas respirações forçadas estabeleceu-se a FR de um indivíduo não saudável, 30 ciclos por segundo.

Ao analisar o período da respiração forçada é viável comparar com um paciente em estado grave da COVID-19, pois de acordo com Hui et al. (2005) quando a FR for maior do que 30 irpm o paciente se encontra em estado grave, consequentemente necessitando de VM [2].

Ainda considerando a respiração forçada, agora, no caso de paciente pós-COVID-19

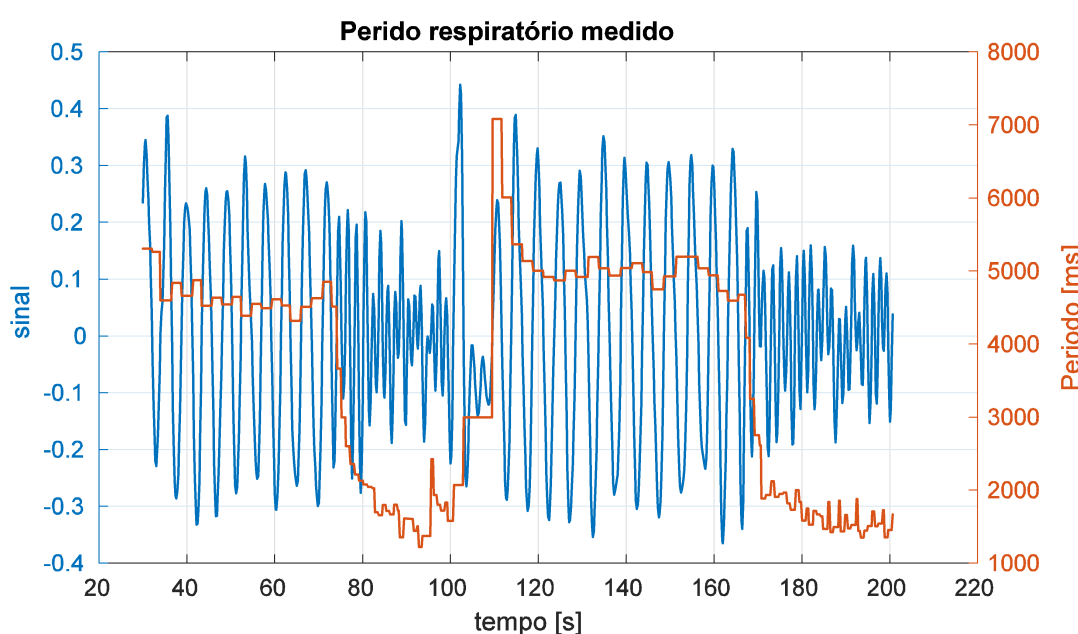


Figura 5.7. Período respiratório e sinal da FR. Fonte: Autoria própria.

em tratamento de reabilitação. Segundo Prado (2002) e Haydar et al. (2017) quando a FR for maior do que 22 irpm admite-se como um dos critérios de avaliação de rastreamento de sepse [50] e [13].

Conforme as simulações desses parâmetros são possíveis concluir que apesar de utilizar um filtro passa-faixa não foi possível eliminar todos os ruídos dos sinais lidos pelo acelerômetro.

5.1.2 Sinais Coletados dos Participantes

Depois dos primeiros testes com o autor da tese, a prioridade foi melhorar o código de forma que o sinal da FR ficasse mais limpo. Após aprovação pelo comitê de ética em pesquisa, foram escolhidos seis participantes para realizarem os testes, os mesmos tinham características clínicas e idades diferentes, alguns tiveram COVID-19 outros não, conforme o Quadro 4.1. Nesse subitem serão apresentados os testes dos participantes dois e quatro e os demais estarão no Apêndice.

O primeiro participante do experimento, era do sexo masculino, jovem, assintomático. Após coletar os dados da FR notou-se que está dentro da normalidade de acordo com os apêndices F, G e H, ao qual exibe os sinais da FR nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito respectivamente.

O segundo participante do experimento, era do sexo masculino, grupo de risco, teve COVID-19, seu quadro clínico foi grave e necessitou ser internado por mais de quinze dias. Após alta do hospital, o mesmo precisou monitorar seus sinais vitais por um mês.

Depois de coletar os dados da FR desse participante observou-se que está normal, porém, segundo o participante houve um aumento da sua FR. As Figuras 5.8, 5.9 e 5.10 exibem os sinais da FR respectivamente nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito.

O terceiro participante do experimento, é do sexo masculino, idoso, grupo de risco (obeso, diabético e possui pressão alta), teve COVID-19, mas não precisou de internação. Depois de coletar os dados da FR verificou-se que está dentro da normalidade, conforme apêndices I, J e K, ao qual exhibe os sinais da FR nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito respectivamente.

O quarto participante do experimento, é do sexo masculino, jovem, teve COVID-19, caso leve e não precisou de ficar internado. Após coletar os dados da FR mostrou-se normal. As Figuras 5.11, 5.12 e 5.13 exibem os sinais da FR nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito, respectivamente.

A quinta participante do experimento, é do sexo feminino, idosa, comorbidade (obesa, diabética e possui pressão alta) teve COVID-19 leve e não precisou de ficar internada. Após coletar os dados da FR verificou-se normalidade em conformidade com os apêndices L, M e N, ao qual exhibe os sinais da FR nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito respectivamente.

O sexto e último participante do experimento, é do sexo masculino, jovem, assintomático. Depois de coletar os dados da FR apresentou-se normalidade, conformidade com os apêndices O, P e Q, ao qual exhibe os sinais da FR nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito, respectivamente.

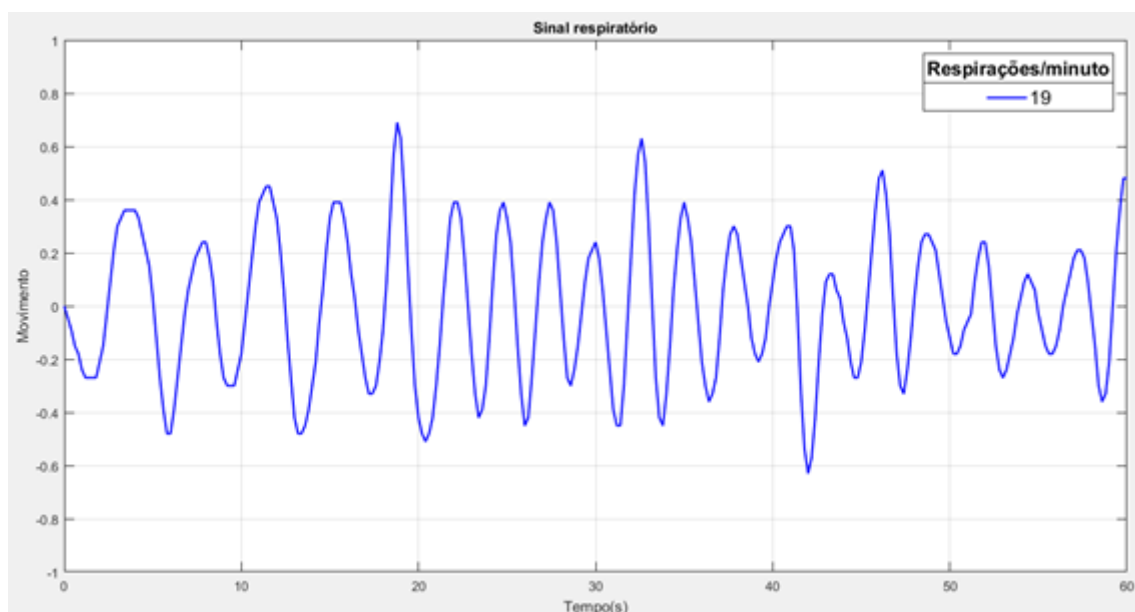


Figura 5.8. Mostra o sinal do participante na posição de sedestação.

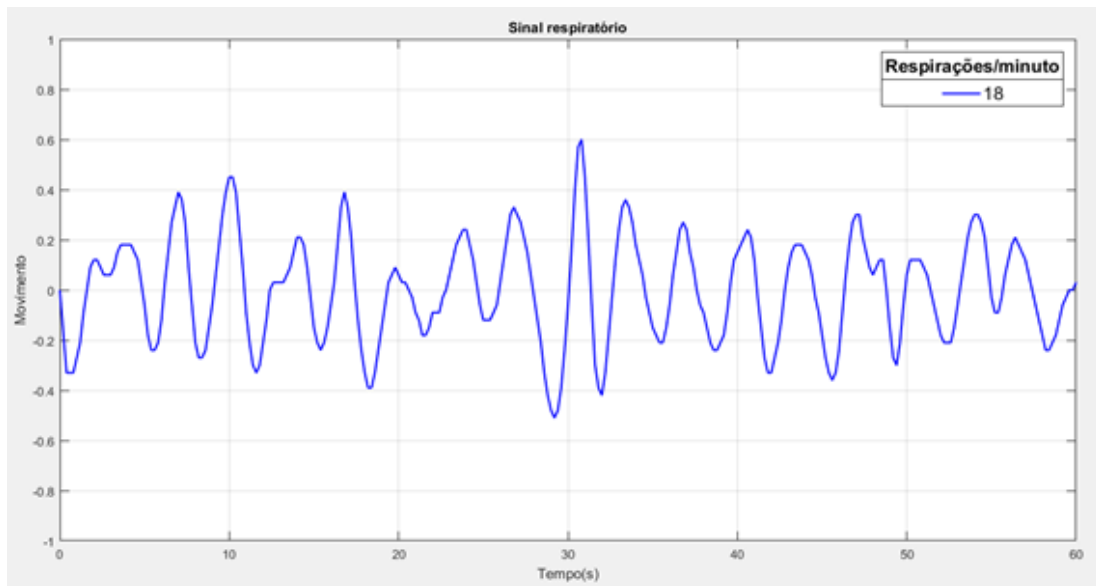


Figura 5.9. Mostra o sinal do participante na posição de bipedestação.

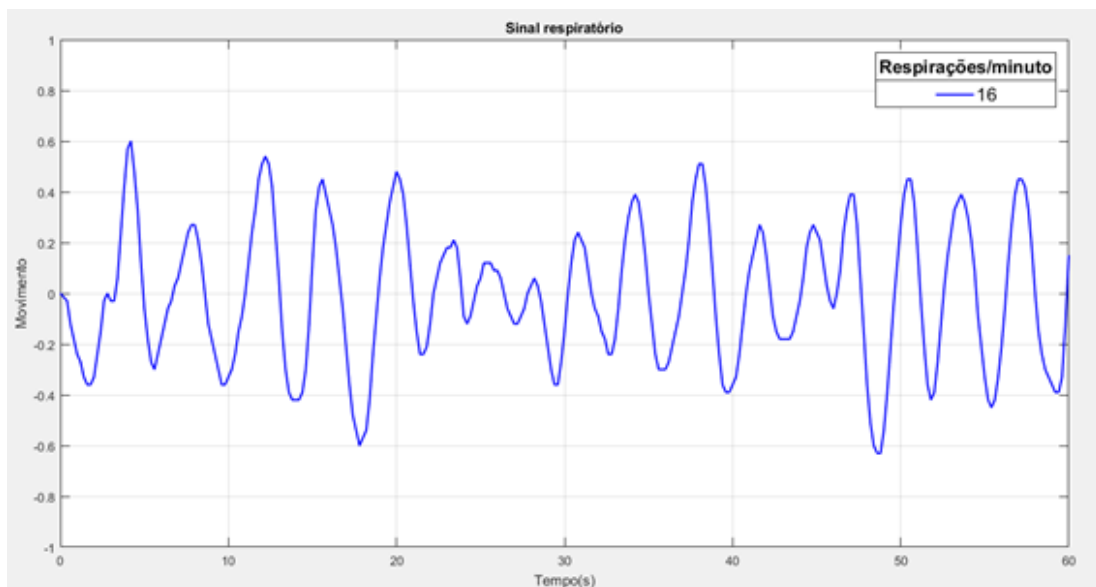


Figura 5.10. Mostra o sinal do participante na posição de decúbito.

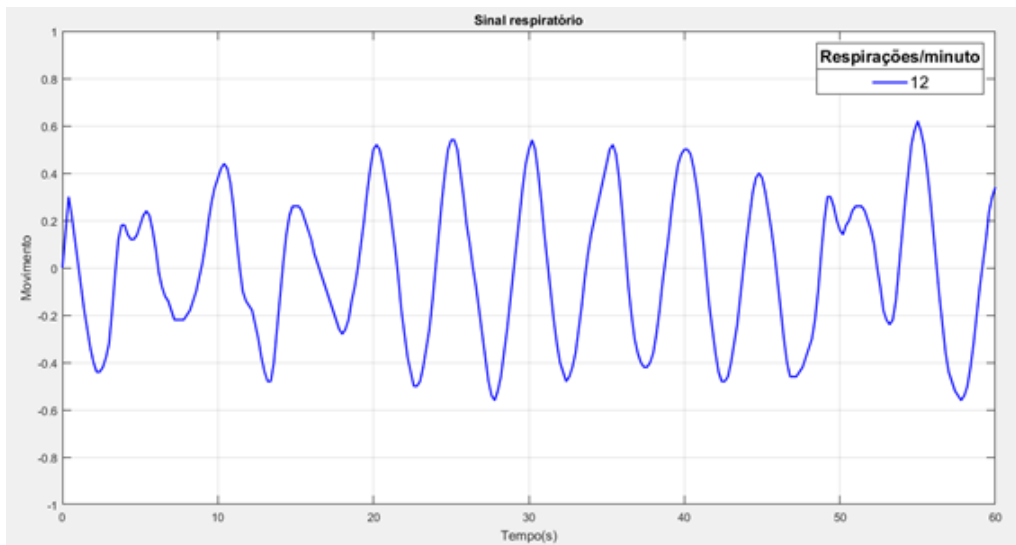


Figura 5.11. Mostra o sinal do participante na posição de sedestação.

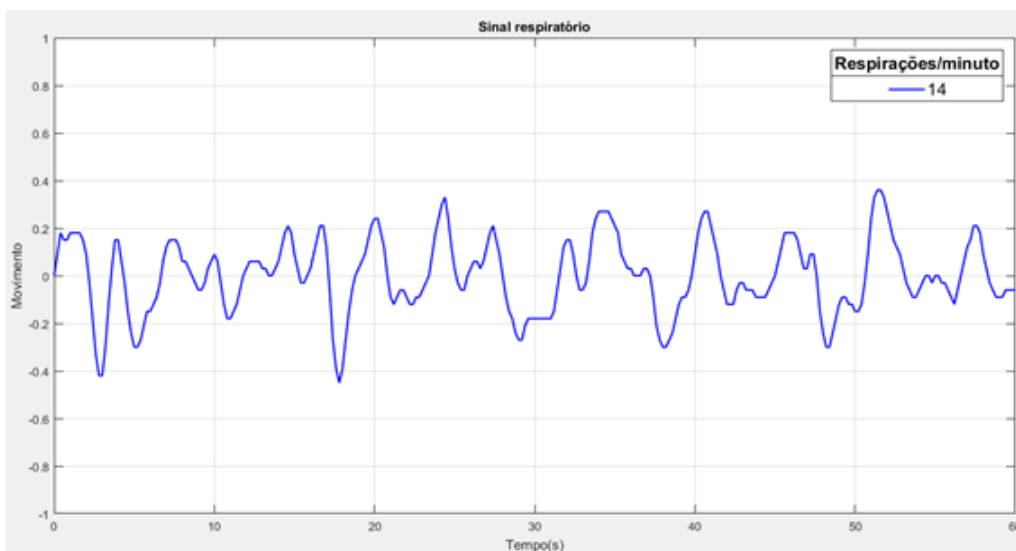


Figura 5.12. Mostra o sinal do participante na posição de bipedestação.

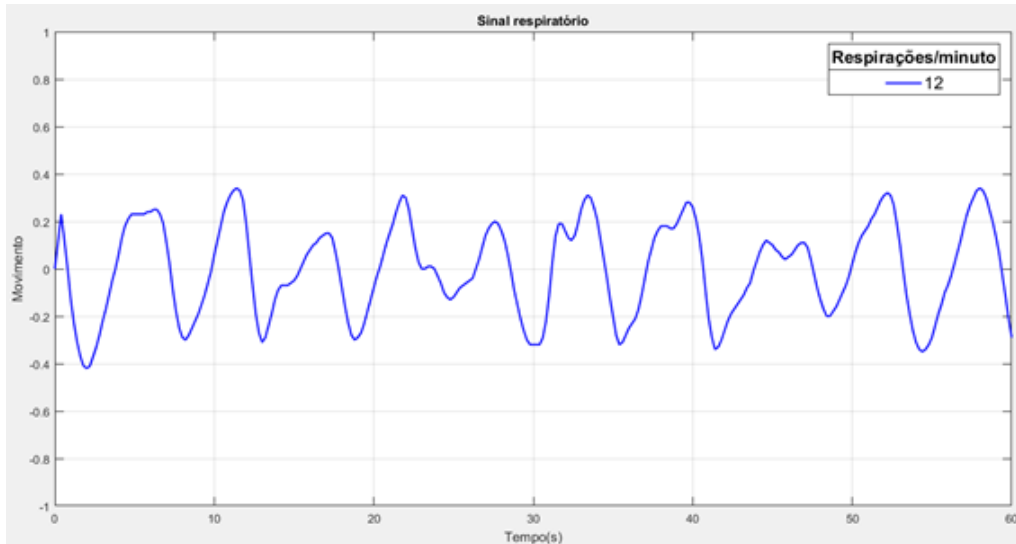


Figura 5.13. Mostra o sinal do participante na posição de decúbito.

De acordo com as simulações que foram feitas nos participantes do experimento, foi possível notar que os que tiveram COVID-19 e foram internados (Figuras 5.8, 5.9 e 5.10) dispuseram de um sinal respiratório um pouco maior do que os participantes que não necessitaram de internação (Figuras 5.11, 5.12 e 5.13). Com isso, é importante ressaltar que quem teve COVID-19 em estado grave possivelmente precisará monitorar os sinais vitais nos primeiros meses após a alta, para evitar as consequências do pós-COVID.

Através dos testes realizados, observou-se que quando o participante segurava o aparelho, ele movimentava, com isso, gerava imprecisões nas medições, ou seja, influenciava de maneira significativa nos resultados, conforme pode ser analisado nos participantes 2, 3 e 5 na Figura 5.14. Em cada participante coletou-se quatro amostras para cada posição, obteve-se então um total de 12 mensurações por usuário. Para verificar a precisão do dispositivo o participante contava quantas vezes a cavidade torácica se expandia e contraía (um ciclo) durante um minuto, enquanto isso, o instrumento fazia a medição, no final os valores eram comparados.

A Figura 5.14 mostra que em todos os testes na posição decúbito os valores foram iguais, já na posição de bipedestação a participante 5, das quatro amostras teve um valor diferente do aparelho, por fim a posição de sedestação obteve maior erro, o participante 2 obteve um valor diferente e os participantes 3 e 5 dois valores diferentes. Para corrigir esses erros será produzida uma cinta que acoplará o dispositivo no tórax ou abdômen do usuário, ao qual, não será mais necessário ele segurar o dispositivo.

Portanto, a melhor posição para verificar a FR foi em decúbito, pois o participante não precisava segurar, nessa posição as medidas sempre foram validadas com precisão.

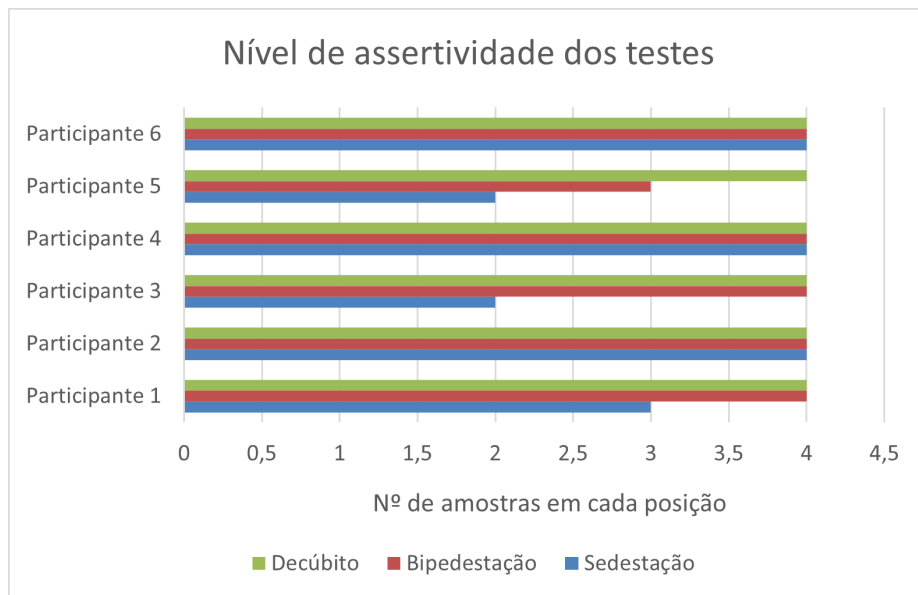


Figura 5.14. Gráfico do nível de assertividade dos testes nas posições de sedestação, bipedestação e decúbito.

6 DISCUSSÃO

A aferição dos sinais vitais (temperatura, frequência cardíaca, pressão e frequência respiratória) são indicativos valiosos para detecção de algum tipo de doença, por isso, é importante aprimorar e desenvolver ferramentas que automatizam esses processos. No caso da frequência respiratória era o único sinal que não existia um dispositivo para fazer esse monitoramento.

Atualmente, a forma mais comum de medir a FR é por meio da contagem de forma visual da elevação da caixa torácica por minuto, utilizando relógio ou um cronômetro, ou seja, observa os ciclos respiratórios e conta durante 1 (um) minuto inteiro ou 30 (trinta) segundos e multiplica por 2 (dois). Conforme os autores Cretikos et al. e E Lovett et al. esta prática é demorada, imprecisa e mal executada [4, 5]. Logo, o dispositivo ANNA foi criado para melhorar a prática de medição da FR, sendo mais ágil, precisa e automatizada.

Considerou-se o cenário de calamidade pública devido à pandemia da COVID-19, o Analisador de Alteração Respiratória (ANNA), aparelho com atuação voltada para monitoramento da frequência respiratória em pacientes acometidos pelo vírus SARS-CoV-2, demonstrou por meio dos experimentos nos participantes da pesquisa que ele é preciso e contribuirá de maneira significativa com a medicina assistencial.

O aparelho foi responsável por monitorar o número de inspirações e expirações por minuto de cada participante do experimento e disponibilizar as variáveis de saída por meio de uma interface de fácil compreensão pelo usuário. Através de simulações computacionais por meio de plataformas de programação e computação numérica, os dados obtidos pelo sistema de controle do ANNA foram avaliados de modo a verificar a precisão, repetibilidade e reprodutibilidade.

Traz-se como contribuição um produto destinado a complementar, desde instalações hospitalares até assistências médicas domiciliares, equipamentos destinados a dar suporte a pneumologia. Os resultados sugerem um grande potencial do ANNA em concluir todas as etapas da pesquisa translacional na área biomédica escapando dos “vales da morte” visto a eficiência e a grande aplicabilidade no contexto atual.

Atualmente, diversas especialidades médicas investem em tecnologia para otimizar o

atendimento, através de monitoramentos específicos [64, 65]. A vantagem do equipamento deste estudo, em relação maneira como é aferido a FR hoje, é a segurança no resultado automatizado, com o menor número de erros possíveis, além de permitir armazenar os resultados por meio da *web server* interface, com isso, o usuário poderá ter um histórico das medições do sinal vital desejado e também pode compartilhar com a equipe médica de forma *online*.

Ademais, no caso de pacientes que necessitam de monitoramento da FR após COVID-19, esse produto permite a longitudinalidade da atenção médica à rotina do usuário mesmo quando este não encontra no hospital, precocidade na identificação de alterações na FR que possam interferir na história natural da doença, com introdução de tratamento adequado em tempo hábil. Há, portanto, um interesse crescente na reestruturação do cuidado ambulatorial desses pacientes, no sentido de reduzir a fragmentação da assistência, aumentar a eficácia do atendimento, melhorar o custo-benefício do atendimento, a qualidade e os desfechos clínicos, através da melhoria do processo de transição do hospital para o domicílio [66].

O dispositivo utilizado nesse estudo mostrou facilidades que respondem a essa demanda, sendo tecnologia que envolve segurança, portabilidade, conectividade e flexibilidade. Seu diferencial está na possibilidade de operação por não especialistas com interface amigável e alta legibilidade, além de permitir o envio *online* dos dados captados.

Outro fator de destaque é que este aparelho armazena os dados capturados em memória interna, possibilitando o envio dos arquivos, tão logo apresente conexão com *Wi-Fi*, na eventualidade de ausência de sinal no local da realização das medidas.

Desta forma, o acompanhamento, monitoração, supervisão e diagnóstico à distância são serviços que esta tecnologia permite, combinando elementos tecnológicos com segurança, privacidade, precisão, agilidade e eficiência na comunicação de dados em qualquer lugar e a qualquer hora, resultando em eficácia no atendimento.

7 CONCLUSÃO

Conclui-se que o dispositivo ANNA é eficiente e contribuirá de maneira significativa no monitoramento, realização de diagnósticos, identificação da taquipneia, avaliação precocemente de paciente com rastreio de sepse e protocolos de avaliação para pacientes acometidos pela COVID-19. Além disso, auxiliará a equipe multiprofissional de saúde no processo de reabilitação pós doença, possibilitará também medir a frequência respiratória em qualquer ambiente: nas enfermarias, clínicas, até mesmo em casa. E, por fim, dará amparo a medicina assistencial na tomada de decisões que interferem diretamente na saúde dos pacientes.

A hipótese foi validada por meio de ensaios clínicos realizados nos participantes do experimento deste equipamento, que garantiu o monitoramento de forma automatizada da FR em pacientes que foram acometidos por COVID-19. A análise dos dados coletados demonstrou que existe forte correlação entre os valores de irpm do dispositivo e pela contagem manual da expansão e contração da caixa torácica.

Através desse aparelho os profissionais de saúde, podem auxiliar na abordagem ao paciente, antes que ele evolua para um estado mais grave das consequências do pós-COVID-19. Permitirá também que o tratamento seja instituído o quanto antes e que a equipe multiprofissional identifique o problema, estabelecendo protocolos de avaliação do paciente antes que o estado dele deteriore.

Por fim, este trabalho possui relevância para a medicina assistencial, pois está relacionado ao desenvolvimento de um produto de inovação tecnológica acerca de um tema tão relevante neste século, COVID-19. Considera-se ainda que a confecção deste produto é inédita e possa servir de instrumento para nortear a medicina no estabelecimento de diretrizes que possam assegurar a assistência ao paciente acometido pelo vírus.

7.1 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros é proposto:

- 1– Desenvolver um aplicativo para facilitar a interação entre a equipe médica e paciente;
- 2– Ampliar a pesquisa para outros tipos de cenários, como por exemplo: doenças crônicas;

- 3- Aplicar o dispositivo na Apneia do sono;
- 4- Realizar testes clínicos com o maior número de participantes;
- 5- Testes em participantes andando.

Essa é a expectativa dessa tese de doutorado, desenvolver um produto que possa ser ampliado no futuro e abrir outras linhas de estudo e pesquisa.

7.2 PRODUÇÕES ACADÊMICAS

Ao longo do período do doutorado foram e estão sendo realizadas as seguintes atividades acadêmicas abaixo.

7.2.1 Produções Finalizadas

Artigo publicado em periódico:

- Oliveira, A.L.; Gonçalves, W. A.; Hold, R.M.; “Arduino: uma proposta para o ensino Introdutório de programação C/C++”. *Latin American Journal of Development*, Curitiba, v. 3, n. 4, p 2288-2296, jul./ago. 2021.

Capítulo de livro publicado:

- Oliveira, A.L.; Gonçalves, W. A.; Hold, R.M.; ARDUINO: Uma Proposta para o Ensino Introdutório de Programação. ”ENGENHARIA: CRIAÇÃO, CONSTRUÇÃO E MANUTENÇÃO – VOLUME I”. Editora Conhecimento Livre. DOI do livro: 10.37423/2021.edcl235. DOI do Capítulo: 10.37423/210504005 da página 879 até a página 889, 2021.

Projetos de pesquisa e desenvolvimento:

- 2021 – IF Maker. Financiadora: FINATEC;
- 2020 – Desenvolvimento de medidor de Frequência Respiratória. Financiadora: FINATEC;
- 2020 – Aplicativo medidor de Frequência Respiratória. Financiadora: IFB;
- 2020 – Projeto VIDA. UnB;
- 2018 – CT-Infra. Financiadora: IFB.

Revisor de artigos: • Revisor de artigos da IEEE na Conferencia de Engenharia em Medicina e Biologia (EMBC). Com os seguintes temas: 1 - Métodos não lineares em sinais de HD-sEMG para avaliação do efeito do envelhecimento durante contrações isométricas do bíceps braquial. 2 - Quantificando os efeitos da respiração nas vibrações cardíacas usando Teager Energy Operator e Gradient Boosted Trees.

7.2.2 Produções em Desenvolvimento

- Oliveira, Allisson Lopes; Rosa, Suéla S. R. Fleury; Castro, João Pedro; Faria, Rafael Mendes; Gonçalves, Santos, Kleriston Silva. “Desenvolvimento, análise e ensaio não clínico de um aparelho portátil que monitora a Frequência Respiratório de Pacientes Acometidos pela COVID-19”.

- Suelia S. R. Fleury Rosa, Ana Karoline Almeida da Silva , Carolina R. dos Santos, Mayla dos S. Silva, Ana Luísa P. Perillo, Arthur F. Mendonça, Mario F. Fleury Rosa, Thatiane L. Sampaio, Marcella L. B. Carneiro, José Carlos Tatmatsu Rocha and Allison L. de Oliveira. “ O registro Digital de Vacinação impacta a doença profilaxia: um protocolo de revisão sistemática”. Submetido a revista Research.

LISTA DE REFERÊNCIAS

- [1] OPAS. Organização Mundial de Saúde. BRASIL. Disponível em: <https://covid19.who.int/>. Acesso em: 03 ago. 2021.
- [2] Hui DS, Wong KT, Ko FW, Tam LS, Chan DP, Woo J, et al. The 1-year impact of severe acute respiratory syndrome on pulmonary function, exercise capacity, and quality of life in a cohort of survivors. *Chest*. 2005 ; 128:2247–61.
- [3] Porto, C. C. Exame clínico: bases para a prática médica. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- [4] Cretikos M A, Bellomo R, Hillman K, Chen J, Finfer S and Flabouris A 2008 Respiratory rate: the neglected vital sign *Med. J. Aust.* 188 657–9.
- [5] Lovett P B, Buchwald J M, Stürmann K and Bijur P. The vexatious vital: neither clinical measurements by nurses nor an electronic monitor provides accurate measurements of respiratory rate in triage. 2005. *Ann. Emergency Med.* 45 68–76.
- [6] Chen, N. et al. Epidemiological and clinical characteristics of 99 cases of 2019 novel coronavirus pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *The Lancet*, 2020, 395 (10223);507–513. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30211-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30211-7).
- [7] E. C. Castro Filho, R. Castro, F. F. Fernandes, G. Pereira, and H. Perazzo. Gastrointestinal endoscopy during the COVID-19 pandemic: an updated review of guidelines and statements from international and national societies, *Gastrointest. Endosc.*, p. S0016510720341328, Apr. 2020, doi: 10.1016/j.gie.2020.03.3854.
- [8] M. L. Ranney, V. Griffeth, and A. K. Jha, Critical Supply Shortages The Need for Ventilators and Personal Protective Equipment during the Covid-19 Pandemic, *N. Engl. J. Med.*, vol. 382, no. 18, p. e41, Apr. 2020, doi: 10.1056/NEJMp2006141.
- [9] Rosa, Mário et al. Pesquisa Translacional em Saúde para o Enfrentamento do COVID-19: Desenvolvimento e Produção do Respirador VESTA como Equipamento de Proteção Individual. Brasília, 2020.

- [10] Neuman, Camila. “Tomógrafo criado no Brasil reduz em 80em casos de COVID-19”. 30 de Abril de 2021. Disponível em: <https://www.cnnbrasil.com.br/saude/2021/04/30/tomografo-criado-no-brasil-reduz-em-80-necessidade-de-ecmo-em-casos-de-covid-19>. Acesso: 06 ago. 2021.
- [11] Amin, R; Saha, T. S; Hassan, F. B; Anjum, M; Tahmid, I. Based Medical Assistant for Efficient Monitoring of Patients in Response to COVID-19. Dhaka, Bangladesh: 2nd ICAICT, 2020.
- [12] Singer M, Deutschman CS, Seymour CW, et al. The Third International Consensus Definitions for Sepsis and Septic Shock (Sepsis-3). *JAMA* 2016; 315:801.
- [13] Haydar S, Spanier M, Weems P, et al. Comparison of QSOFA score and SIRS criteria as screening mechanisms for emergency department sepsis. *Am J Emerg Med* 2017; 35:1730.
- [14] COVID-19 RESEARCH WEBINARS. 1. 2021. [Pacientes que sobrevivem à forma grave da COVID-19]. Disponível em: <https://covid19.fapesp.br/covid-19-longa-e-sub-aguda/545j>. Acesso: 05 ago. 2021.
- [15] Yang, W., Cao, Q., Qin, L., Wang, X., Cheng, Z., Pan, A., ... Yan, F. (2020). Clinical characteristics and imaging manifestations of the 2019 novel coronavirus disease (COVID-19): A multi-center study in Wenzhou city, Zhejiang, China. *Journal of Infection*, 80(4), 388–393. <https://doi.org/10.1016/j.jinf.2020.02.016>.
- [16] Yang, J., Zheng, Y., Gou, X., Pu, K., Chen, Z., Guo, Q., ... Zhou, Y. (2020). Prevalence of comorbidities in the novel Wuhan coronavirus (COVID-19) infection: a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Infectious Diseases*. <https://doi.org/10.1016/j.ijid.2020.03.017>.
- [17] Wang C, Horby PW, Hayden FG, Gao GF. A novel coronavirus outbreak of global health concern. *Lancet*. 2020 Jan 24. pii: S0140-6736(20)30185-9. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30185-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30185-9).
- [18] Jiang F, Deng L, Zhang L, Cai Y, Cheung CW, Xia Z. Review of the Clinical Characteristics of Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) [published online ahead of print, 2020 Mar 4]. *J Gen Intern Med*. 2020;10.1007/s11606-020-05762-w. doi:10.1007/s11606-020-05762-w.
- [19] Aquino, V; Monteiro, N. Brasil confirma o primeiro caso da doença. *MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência da Saúde* (ed.). [S. l.]: agência da Saúde, 26 fev. 2020. Disponível em: <https://www.saude.gov.br/noticias/agencia-saude/46435-brasil-confirma-primeiro-caso-de-novo-coronavirus>. Acesso em: 27 mar. 2020.

- [20] Brasil. Ministério da Saúde. Coronavírus, Covid-19. Disponível em: <https://www.saude.gov.br/noticias/agencia-saude/46573-coronavirus-25-mortes-e-1-546-casos-confirmados> . Acesso em 22/03/2020.
- [21] Paules CI, Marston HD, Fauci AS. Coronavirus Infections—More Than Just the Common Cold. *JAMA*. 2020;323(8):707–708. doi:10.1001/jama.2020.0757.
- [22] OPAS.Organização Mundial de Saúde. BRASIL. Disponível em: <https://www.paho.org/bra>. Acesso em: 22/03/2020.
- [23] Cheng, Z. J., Shan, J. (2020). 2019 Novel coronavirus: where we are and what we know. *Infection*. <https://doi.org/10.1007/s15010-020-01401-y>.
- [24] Schaffer, K., La Rosa, A. M., Whimbey, E. (2010). Chapter 162 - Respiratory viruses. In J. Cohen, S. M. Opal, W. G. B. T.-I. D. (Third E. Powderly (Eds.) (pp. 1598–1608). London: Content Repository Only! <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-323-04579-7.00162-3>.
- [25] Chan, K. W., Wong, V. T., Tang, S. C. W. (2020). COVID-19: An Update on the Epidemiological, Clinical, Preventive and Therapeutic Evidence and Guidelines of Integrative Chinese–Western Medicine for the Management of 2019 Novel Coronavirus Disease. *The American Journal of Chinese Medicine*, 1–26. <https://doi.org/10.1142/S0192415X20500378>.
- [26] Shereen, M. A., Khan, S., Kazmi, A., Bashir, N., Siddique, R. (2020). COVID-19 infection: Origin, transmission, and characteristics of human coronaviruses. *Journal of Advanced Research*, 24, 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2020.03.005>.
- [27] Liu, Y., Ning, Z., Chen, Y., Guo, M., Liu, Y., Gali, N. K., Liu, X. (2020). Aerodynamic analysis of SARS-CoV-2 in two Wuhan hospitals. *Nature*, 582(7813), 557-560.
- [28] Huang C, Wang Y, Li X, et al. Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China. *Lancet*. 2020; pii: S0140-6736(20)30183-5. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30183-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30183-5).
- [29] Li, L., Huang, T., Wang, Y., Wang, Z., Liang, Y., Huang, T., Wang, Y. (2020). 2019 novel coronavirus patients’ clinical characteristics, discharge rate and fatality rate of meta-analysis. *Journal of Medical Virology*, jmv.25757. <https://doi.org/10.1002/jmv.25757>.
- [30] Kampf, G., Todt, D., Pfaender, S., Steinmann, E. (2020). Persistence of coronaviruses on inanimate surfaces and their inactivation with biocidal agents. *Journal of Hospital Infection*, 104(3), 246–251. <https://doi.org/10.1016/j.jhin.2020.01.022>.

- [31] Van Doremalen, N., Bushmaker, T., Morris, D. H., Holbrook, M. G., Gamble, A., Williamson, B. N. Munster, V. J. (2020). Aerosol and Surface Stability of SARS-CoV-2 as Compared with SARS-CoV-1. *New England Journal of Medicine*. <https://doi.org/10.1056/NEJMc2004973>.
- [32] BRASIL. Ministério da Saúde. Orientação para o Manejo de Pacientes com COVID-19 Disponível em: <https://portaldeboaspraticas.iff.fiocruz.br/wp-content/uploads/2020/06/Covid19-Orienta-esManejoPacientes.pdf>.
- [33] López, Mario; Laurentys-Medeiros, José de. *Semiologia médica: as bases do diagnóstico clínico*. 5. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2004. 1233 p.
- [34] Carvalho, C.R.R; JUNIOR,C.T; FRANCA, S.AI. *Ventilação mecânica: princípios, análises gráficas e modalidades ventilatórias*. III Congresso Brasileiro de Ventilação Mecânica Brasília, 2020.
- [35] Ajnhorn, F. *Comparação entre Dois Modos Ventilatórios em Anestesia Pediátrica: Ventilação Controlada a Volume Versus Ventilação Controlada a Pressão*. Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas - UFRGS. 2006. Porto Alegre.
- [36]
- [37] Brower RG. Consequences of bed rest. *Crit Care Med* 2009;37(10 Suppl):S422-8. doi: 10.1097/CCM.0b013e3181b6e30a 00003246-200910001-00019 [pii] [Publicação online: 2010/02/06].
- [38] Parry SM, El-Ansary D, Cartwright MS, et al. Ultrasonography in the intensive care setting can be used to detect changes in the quality and quantity of muscle and is related to muscle strength and function. *J Crit Care* 2015;30(5):1151.e9-51.e14. doi: 10.1016/j.jcrc.2015.05.024.
- [39] Gandotra S, Lovato J, Case D, et al. Physical Function Trajectories in Survivors of Acute Respiratory Failure. *Annals of the American Thoracic Society* 2019;16(4):471-77. doi: 10.1513/AnnalsATS.201806-375OC.
- [40] Needham DM, Davidson J, Cohen H, et al. Improving long-term outcomes after discharge from intensive care unit: Report from a stakeholders' conference. *Crit Care Med* 2012;40(2):502-09.
- [41] BRASIL. Ministério da Saúde. Considerações sobre a reabilitação durante o surto de COVID-19 Disponível em: <https://www.paho.org/pt/documents/rehabilitation-considerations-during-covid-19-outbreak>.

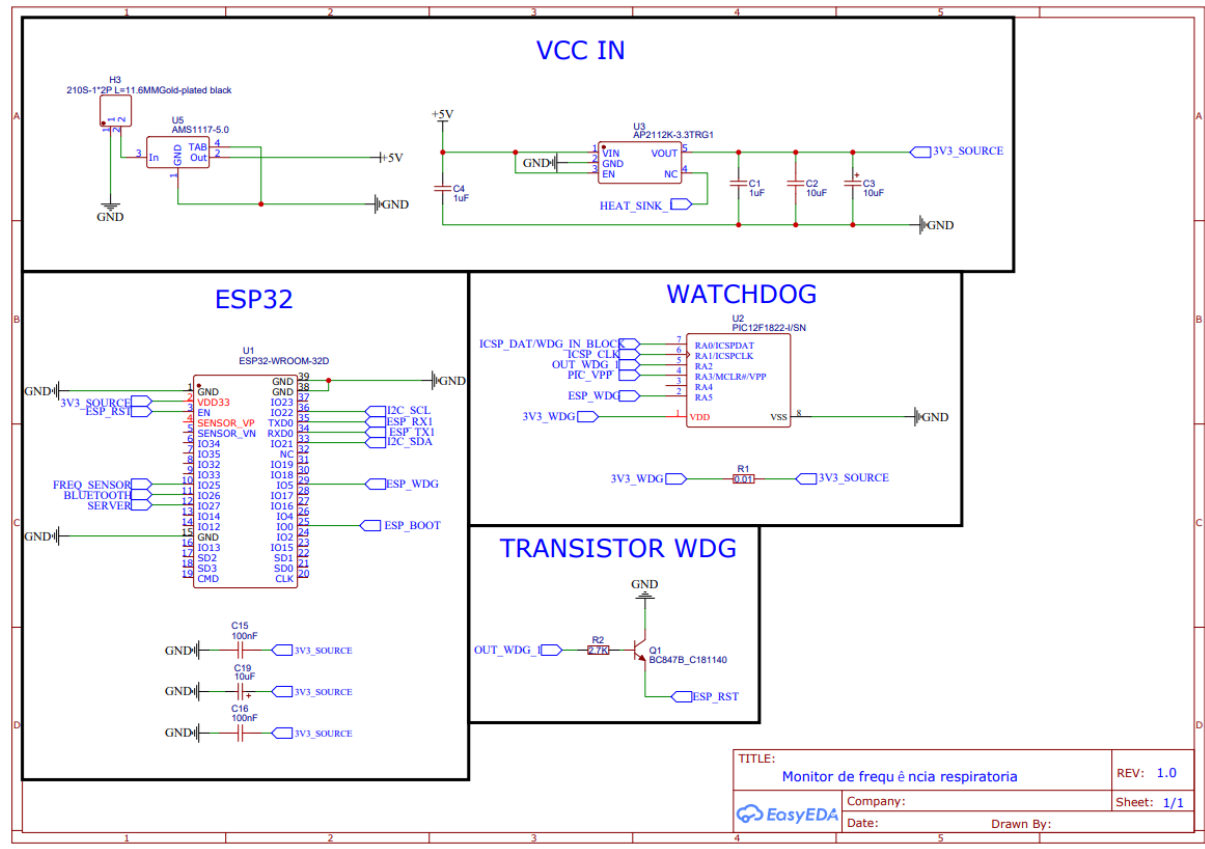
- [42] Kaminsky, David. Sistema Respiratório, volume 3; [tradução Aldacilene Souza da Silva]. 2.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2014.
- [43] Barrett, K. E. E. A. Fisiologia médica de Ganong. 24. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014. 752 p.
- [44] Hall, John E. (John Edward), 1946- Tratado de Fisiologia Médica [recurso eletrônico] / John E. Hall; [tradução Alcides Marinho Junior et al.]. - Rio de Janeiro : Elsevier, 2011. recurso digital: il.
- [45] Guyton, A. C.; Hall, J. E. - Tratado de Fisiologia Médica. 11^a Edição. USA: Saunders, 2006. ISBN 0-7216-0240-1.
- [46] Berne, R.M.; Levy, M.N., Koeppen, B.M.; Stanton, B.A.- Fisiologia. [S.l.]: Elsevier, 2006.
- [47] Duarte, Hamilton Emidio. Anatomia Humana / Hamilton E. Duarte. - 1. ed. 2. reimp. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2014. 175 p. ilustr. inclui bibliografia. ISBN 978-85-61485-14-6 1. Anatomia 2. Corpo humano 3. Sistemas orgânicos I. Título.
- [48] Abbas, A. K.; Kumar, V.; Fausto, N. - Robbins e Cotran - Patologia. [S.l.]: Elsevier. 2005. ISBN 9788535213911.
- [49] Viana, A. L. D. et al. Saúde, desenvolvimento e inovação tecnológica: nova perspectiva de abordagem e de investigação. Lua Nova, v. 83, p. 41-77, 2011.
- [50] Prado, M. L; MARTINS, C.R. Técnica, tecnologia e o cuidado de enfermagem: em busca de uma nova poética no trabalho de enfermagem. In: Prado ML, Gelbcke, FL, organizadores. Fundamentos de Enfermagem. Florianópolis (SC): Cidade Futura; 2002. p. 19-22.
- [51] Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Básica. Secretaria de Vigilância em Saúde. Política Nacional de Promoção da Saúde. Brasília: MS; 2006.
- [52] Polanczyk, C. A.; Vanni, T.; Kuchenbecker, R. S. Avaliação de Tecnologias em Saúde no Brasil e no contexto internacional. In: NITA, M.E. et al. Avaliação de Tecnologias em Saúde: Evidência clínica, análise econômica e análise de decisão. Porto Alegre: Artmed, 2010. p. 433-49.
- [53] BRASIL. Ministério da Saúde. A Portaria GM/MS n. 2.510, de 19 de dezembro de 2005. Criação da Comissão para Elaboração da Política de Gestão Tecnológica (CPG) no âmbito do SUS. Brasília: MS, 2005.

- [54] Cicília Raquel Maia Leite, Maria Cândida Ribeiro Parisi, Mário Fabrício Fleury Rosa (Organizadores). Interdisciplinaridade no contexto das doenças dos pés no diabetes [recurso eletrônico] : tratamentos clínicos, políticas públicas e tecnologia em saúde. Mossoró, RN: EDUERN, 2021. 340p. : il., PDF.
- [55] Erlina, T.; Putri, R. E; Saputra, R. "A Smart Health System: Monitoring Comatose Patient's Physiological Conditions Remotely," 2018 International Conference on Information Technology Systems and Innovation (ICITSI), Bandung - Padang, Indonesia, 2018, pp. 465-469, doi: 10.1109/ICITSI.2018.8696094.
- [56] Gonsalves, A. S; Siscoutto, R. A. "Solução de Baixo Custo para o Monitoramento de Sinais Vitais, em Tempo Real, Fazendo Uso de Sensores e Arduino" Universidade do Oeste Paulista – UNOESTE, Presidente Prudente, SP, 2020. Disponível em <http://journal.unoeste.br/index.php/ce/index> DOI: 10.5747/ce.2020.v12.n2.e322 ISSN on-line 2178-8332.
- [57] Phillips, Stephanie Hanorah. "Implementação e avaliação de um monitor multiparamétrico portátil para obtenção de sinais vitais online (Telemedicina) em pacientes acompanhados pela cirurgia plástica". Campinas, SP, 2019.
- [58] INMETRO. Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012).
- [59] Albertazzi, Armando. Fundamentos de metrologia científica e industrial. 2 ed. Editora Manole, 2018.
- [60] [Q] ANALOG DEVICES. AN-1057 Application Note: Using an Accelerometer for Inclination Sensing. Analog Devices. Norwood, p. 8. 2010.
- [61] Knan, A. M. Human Activity Recognition Using A Single Tri-axial Accelerometer Human Activity Recognition Using A Singles Tri-axial Accelerometer. Thesis for Degree of Doctor of Philosophy. Department of Computer Engineering. Seoul: Kyung Hee University, 2011.
- [62] Datasheet. ESP32 Series. Espressif Systems. 2021. 65p.
- [63] Wiley, John.; FUNDAMENTALS OF MICROELECTRONICS. First Edition. Copyright. 2018.
- [64] Dickerson RF., Gorlin EI., Stankovic JA. Empath: a continuous remote emotional health monitoring system for depressive illness. In: Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health. ACM, 2011. p. 5.

- [65] Perez G, Zwicker R. "Fatores determinantes da adoção de sistemas de informação na área de saúde: um estudo sobre o prontuário médico eletrônico". RAM. Revista de Administração Mackenzie (Online) 11.1 (2010): 174-200.
- [66] De Mattos RA. Princípios do Sistema Único de Saúde (SUS) e a humanização das práticas de saúde. Interface-Comunicação, Saúde, Educação, v. 13, n. 1, (2009): 771-780.

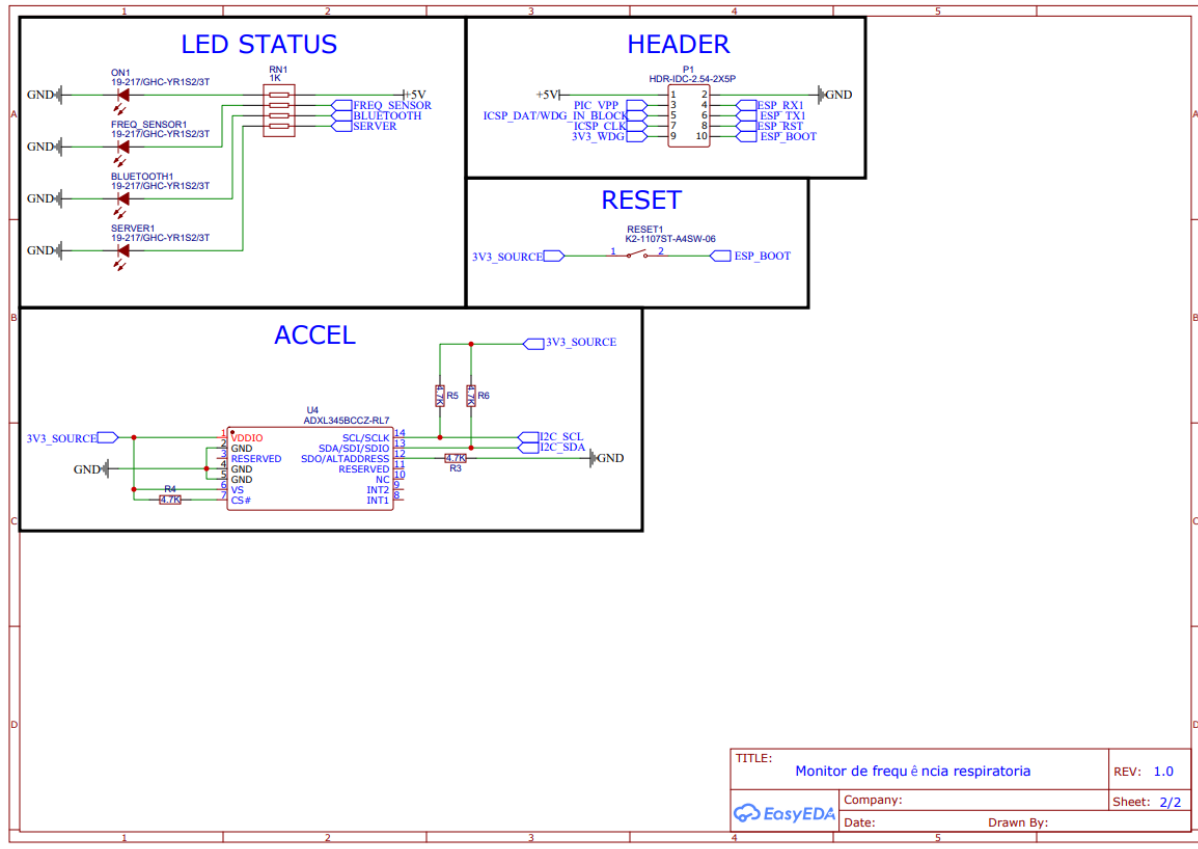
APÊNDICE A

PROJETO DO DISPOSITIVO PORTÁTIL MEDIDOR DE FR

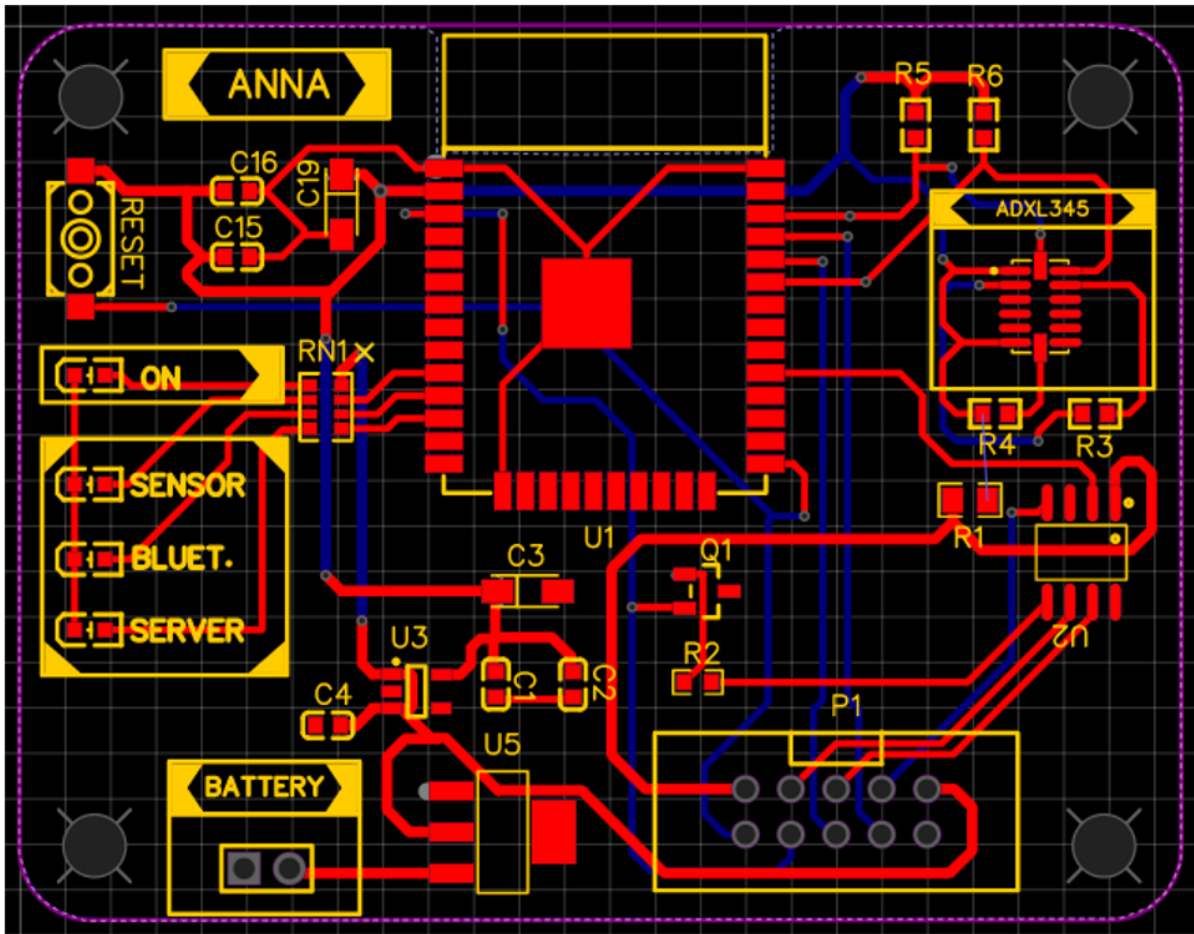


APÊNDICE B

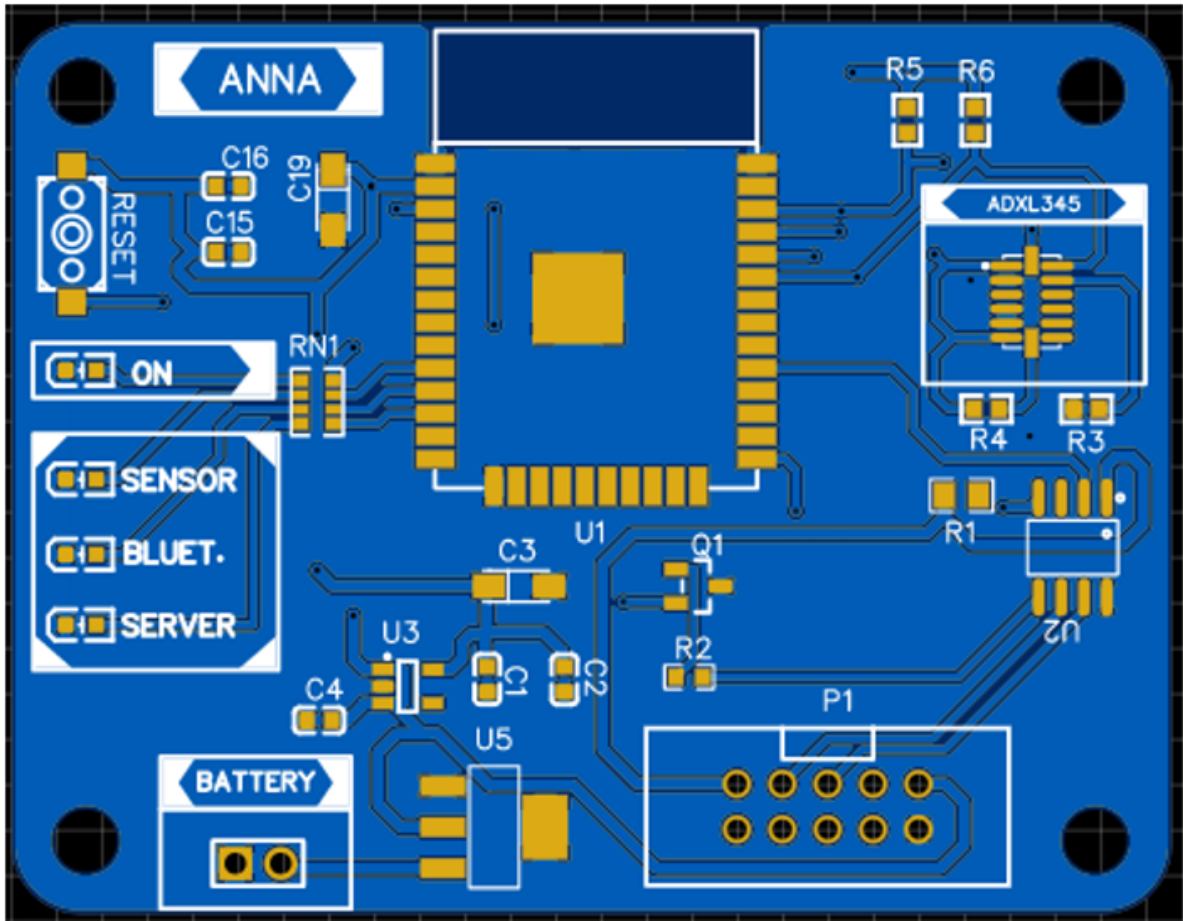
PROJETO DO DISPOSITIVO PORTÁTIL MEDIDOR DE FR



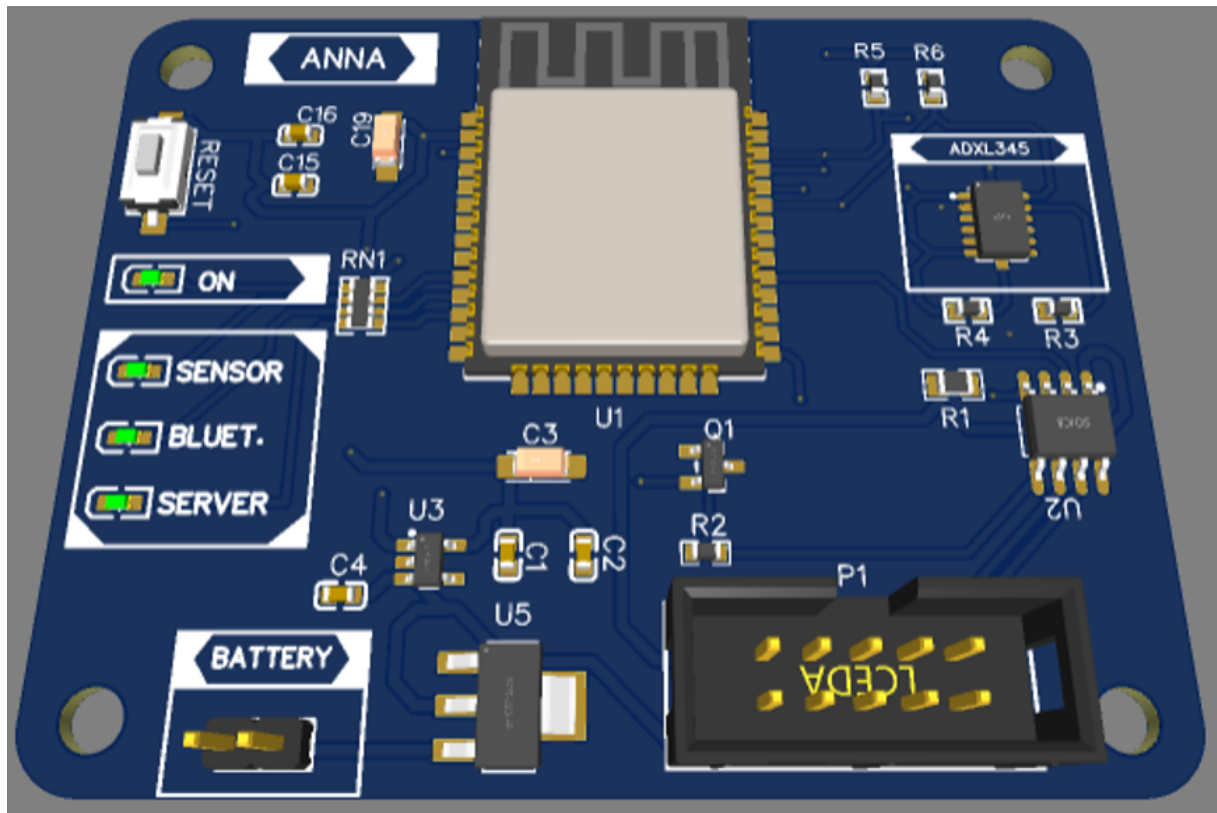
PLACA INTERFACE DO DISPOSITIVO PORTÁTIL



PROJETO 2D DO DISPOSITIVO PORTÁTIL MEDIDOR DE FR

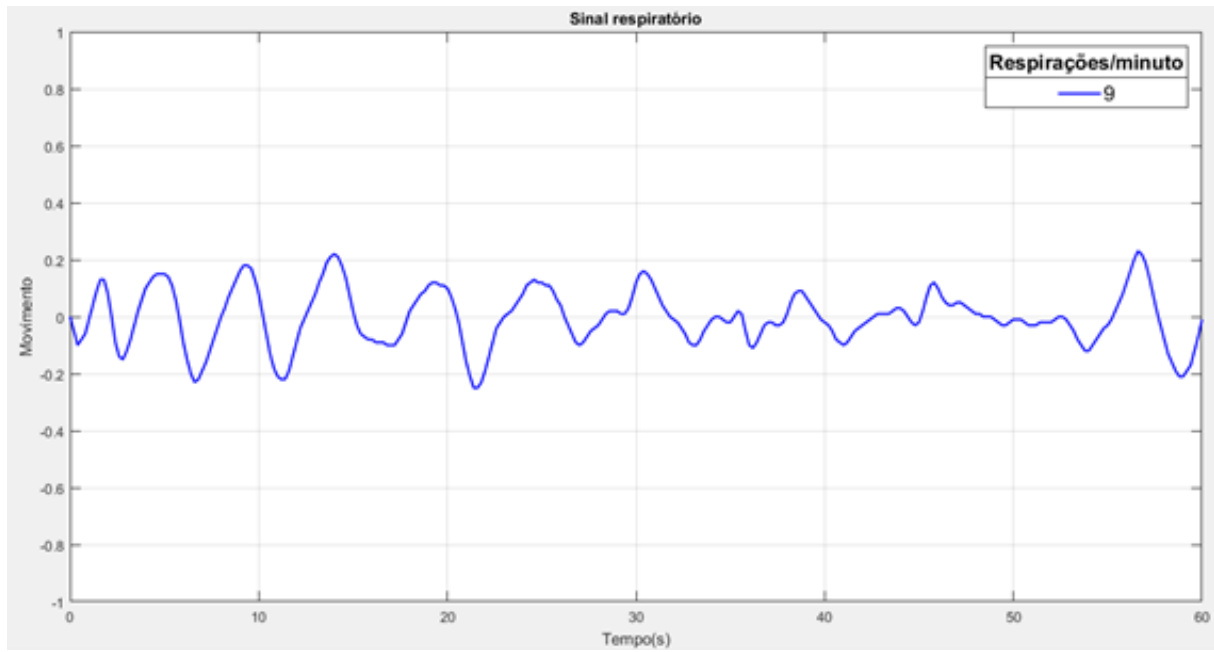


PROJETO 3D DO DISPOSITIVO PORTÁTIL MEDIDOR DE FR



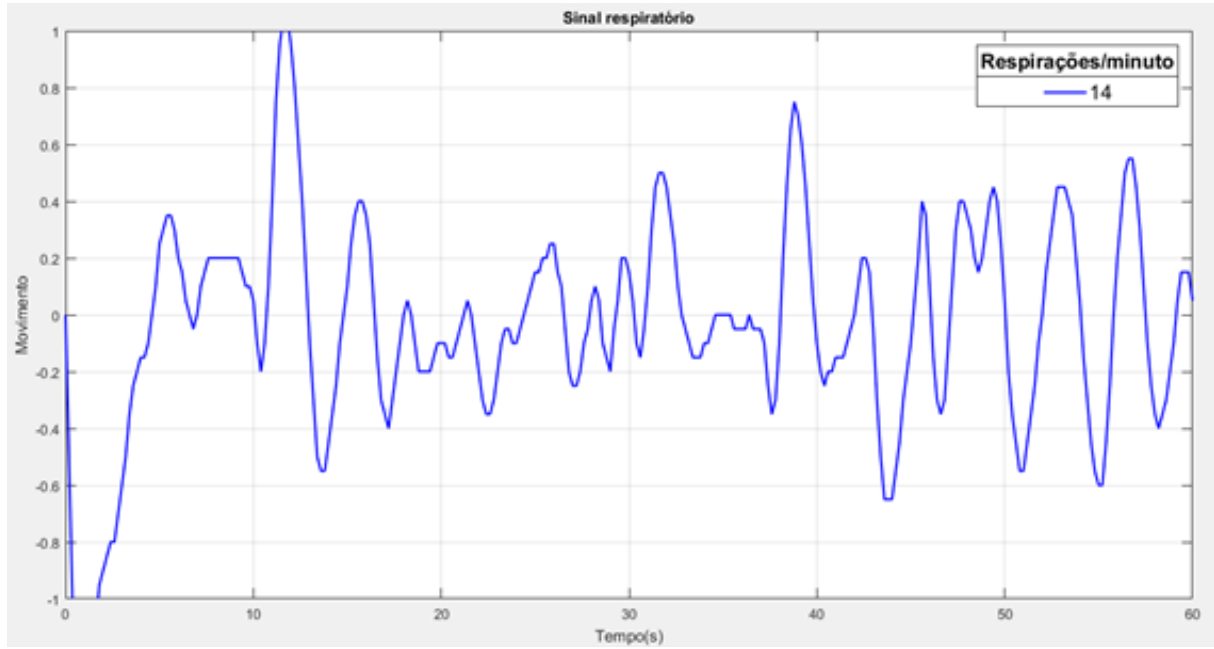
APÊNDICE F

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 1 NA POSIÇÃO DE SEDESTAÇÃO



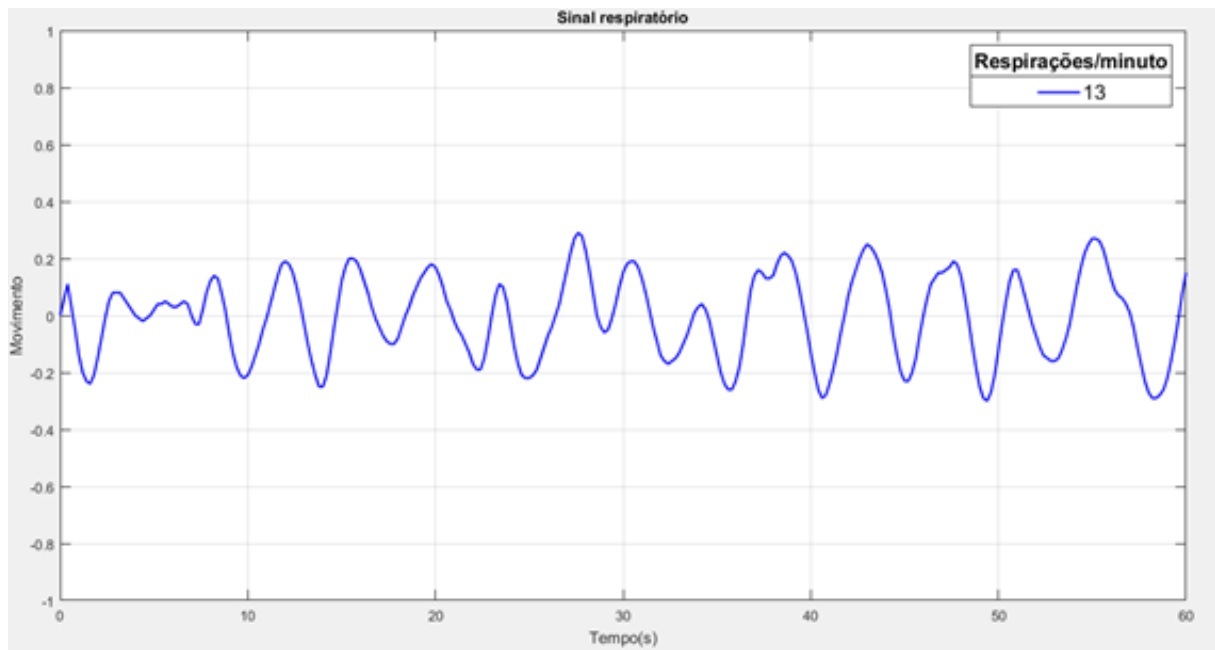
APÊNDICE G

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 1 NA POSIÇÃO DE BIPEDESTAÇÃO



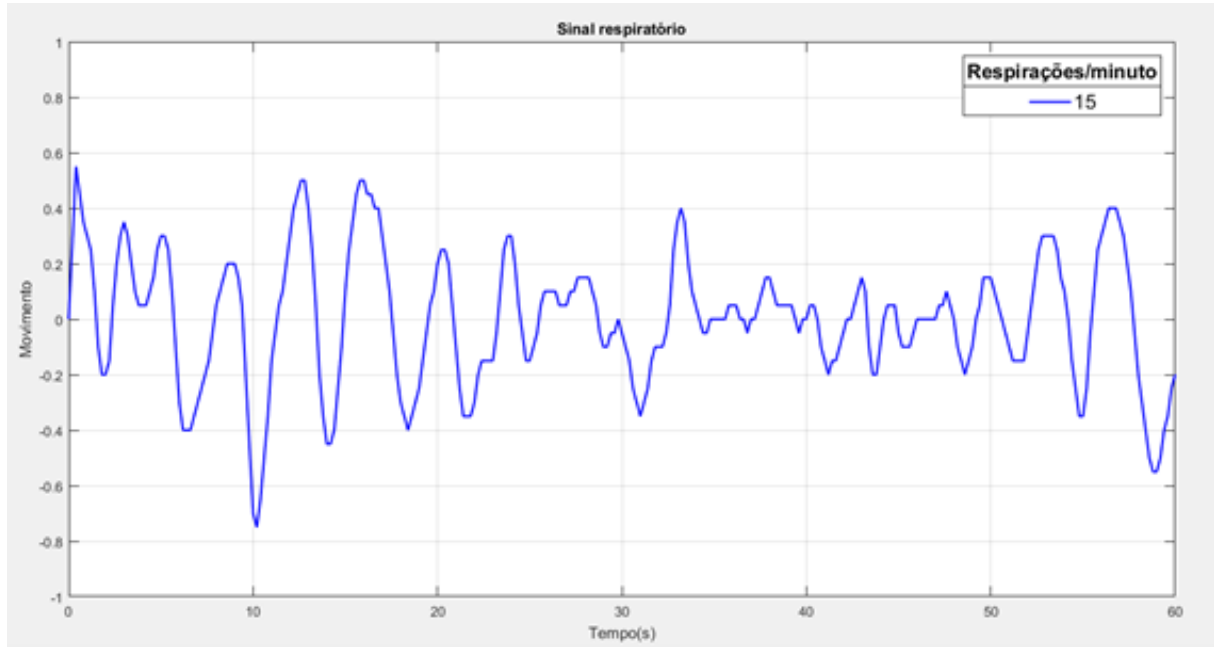
APÊNDICE H

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 1 NA POSIÇÃO DE DECÚBITO



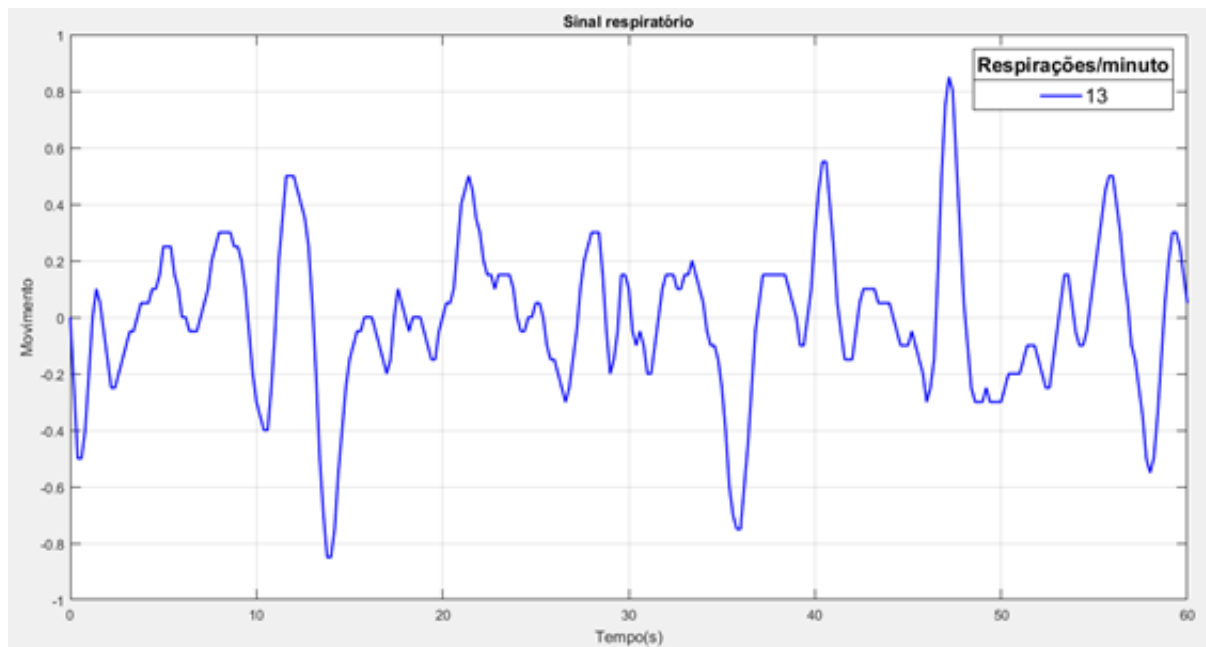
APÊNDICE I

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 3 NA POSIÇÃO DE SEDESTAÇÃO



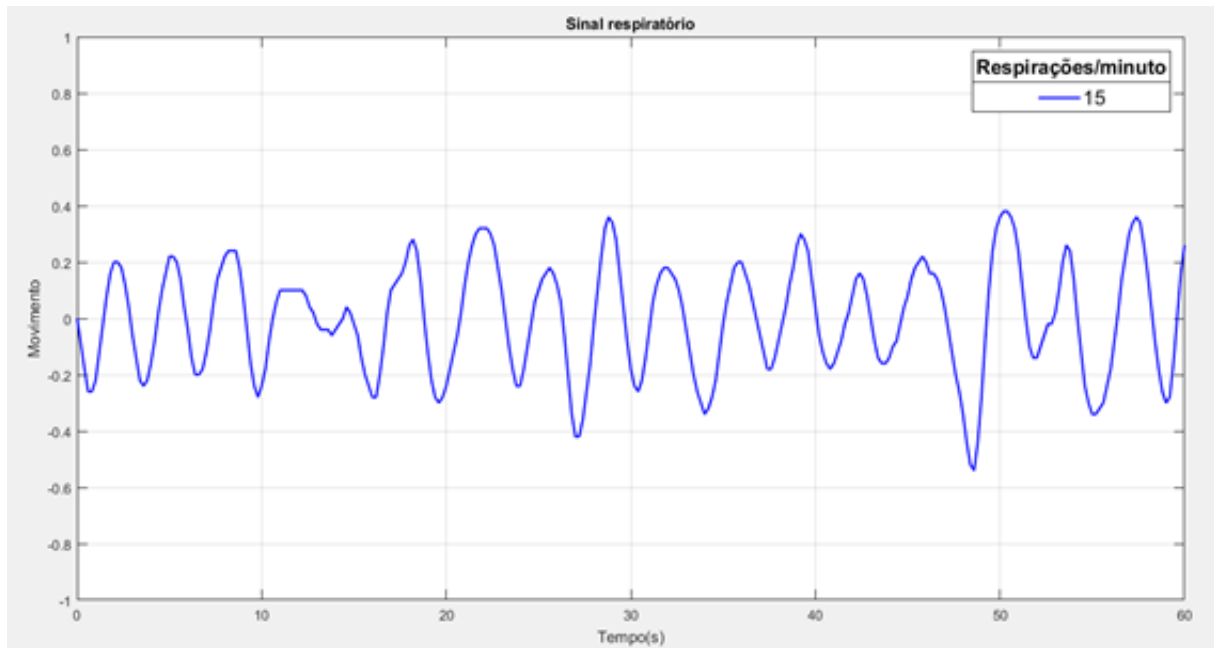
APÊNDICE J

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 3 NA POSIÇÃO DE BIPEDESTAÇÃO



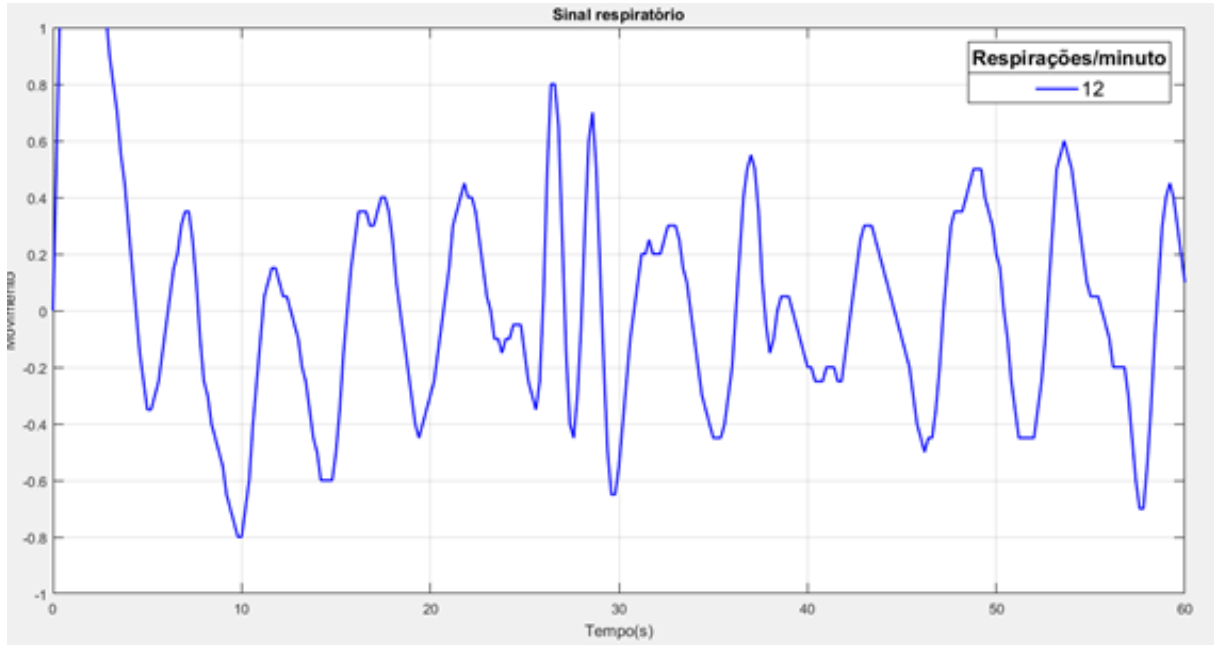
APÊNDICE K

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 3 NA POSIÇÃO DE DECÚBITO



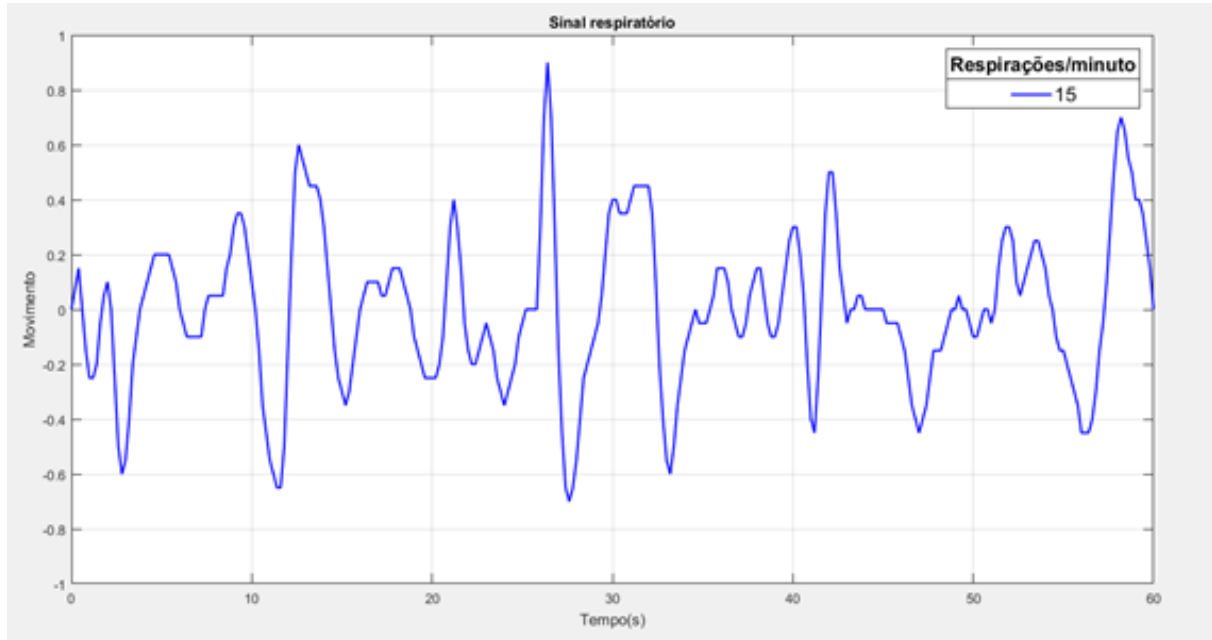
APÊNDICE L

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 5 NA POSIÇÃO DE SEDESTAÇÃO



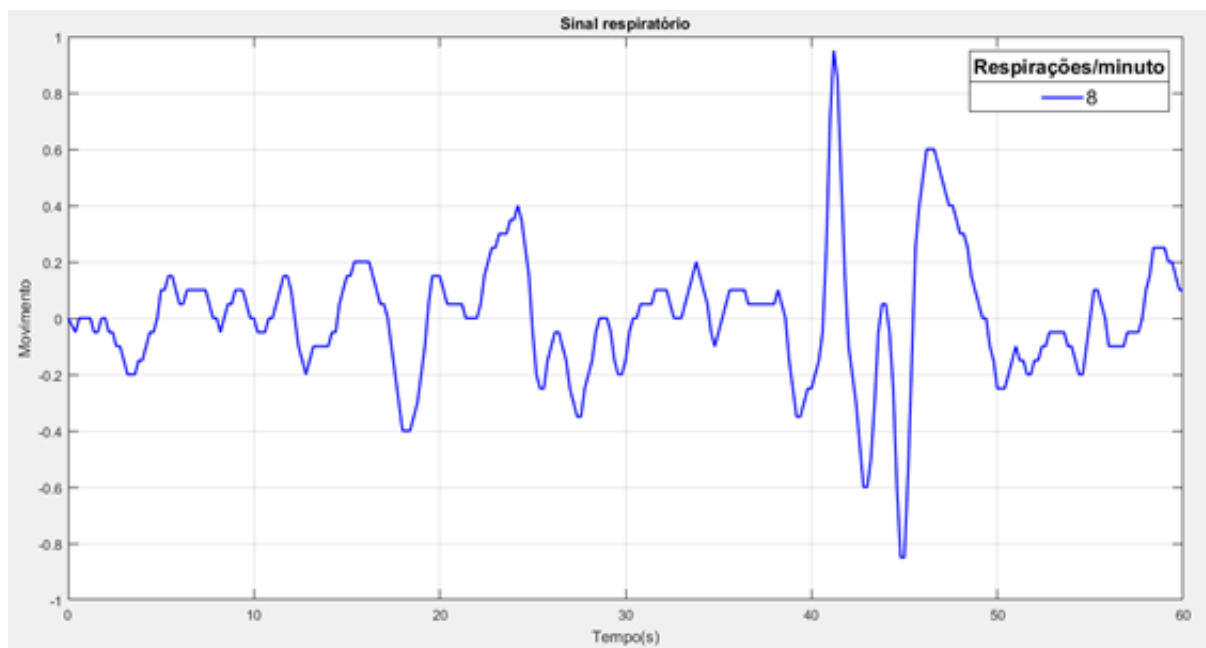
APÊNDICE M

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 5 NA POSIÇÃO DE BIPEDESTAÇÃO



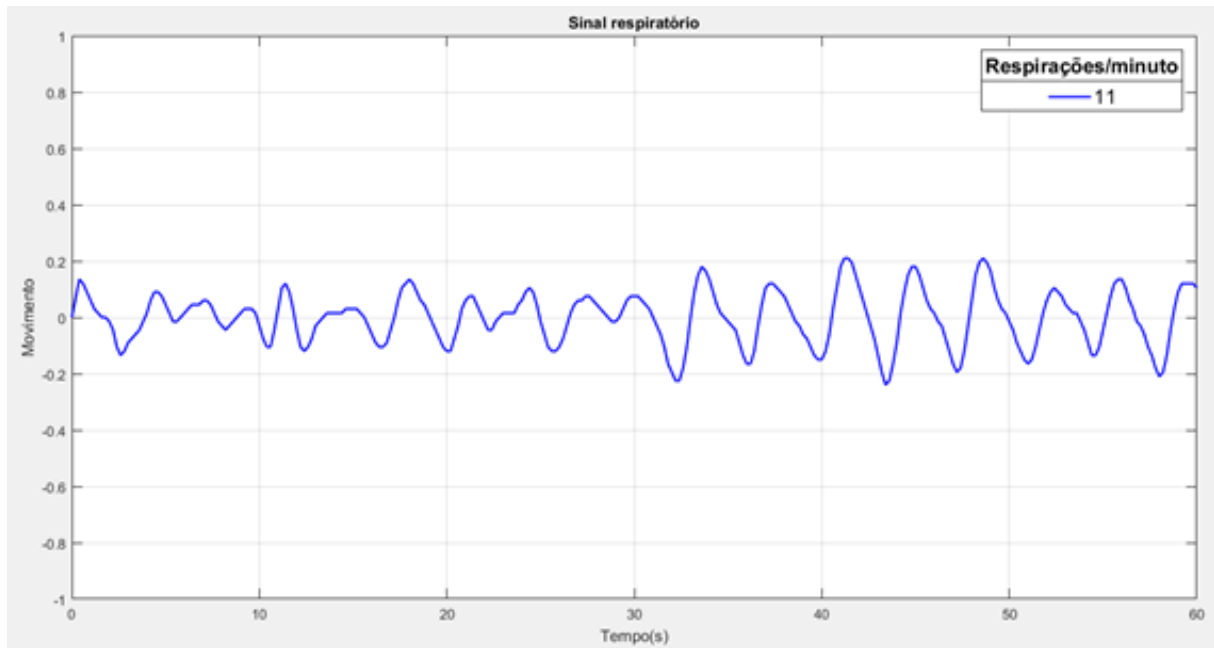
APÊNDICE N

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 5 NA POSIÇÃO DE DECÚBITO



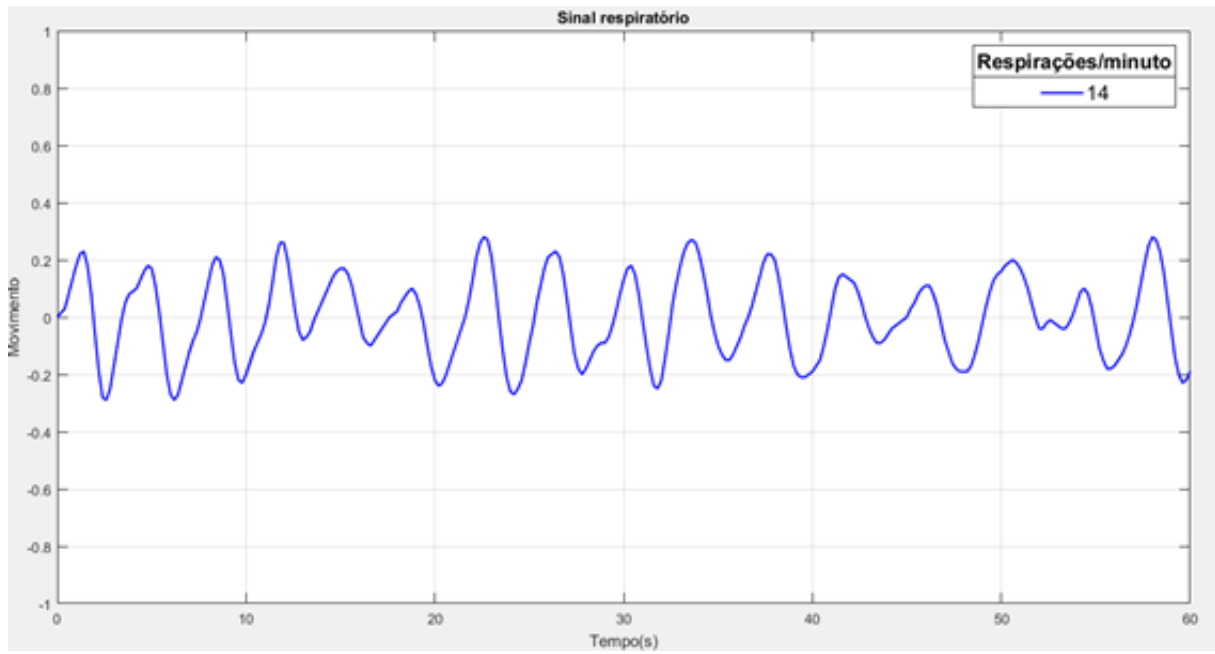
APÊNDICE O

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 6 NA POSIÇÃO DE SEDESTAÇÃO



APÊNDICE P

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 6 NA POSIÇÃO DE BIPEDESTAÇÃO



APÊNDICE Q

SINAL RESPIRATÓRIO DO PARTICIPANTE 6 NA POSIÇÃO DE BIPEDESTAÇÃO DECÚBITO

