



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E ELETRÔNICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA

Leonardo Aurélio Besen

**ANÁLISE COMPARATIVA DE TÉCNICAS PARA CAPTAÇÃO DE
SINAL RESPIRATÓRIO**

Florianópolis, Santa Catarina – Brasil
2021

Leonardo Aurélio Besen

**ANÁLISE COMPARATIVA DE TÉCNICAS PARA CAPTAÇÃO DE
SINAL RESPIRATÓRIO**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia Eletrônica.
Orientador: Prof. Raimes Moraes, Dr.

Florianópolis, Santa Catarina – Brasil
2021

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da Universidade Federal de Santa Catarina.
Arquivo compilado às 23:21h do dia 13 de setembro de 2021.

Leonardo Aurélio Besen

Análise comparativa de técnicas para captação de sinal respiratório / Leonardo Aurélio Besen; Orientador, Prof. Raimés Moraes, Dr. - Florianópolis, Santa Catarina - Brasil, 30 de maio de 2021.

81 p.

Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade Federal de Santa Catarina, EEL - Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica, CTC - Centro Tecnológico, Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica.

Inclui referências

1. Respiração, 2. Fase respiratória, 3. Técnicas de captação, 4. Respiratório, I. Prof. Raimés Moraes, Dr. II. Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica III. Análise comparativa de técnicas para captação de sinal respiratório

Leonardo Aurélio Besen

**ANÁLISE COMPARATIVA DE TÉCNICAS PARA CAPTAÇÃO DE
SINAL RESPIRATÓRIO**

Este(a) Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado adequado(a) para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica, e foi aprovado em sua forma final pelo Curso de Graduação em Engenharia Eletrônica do EEL – Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica, CTC – Centro Tecnológico da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, Santa Catarina – Brasil, 30 de maio de 2021.

Prof. Fernando Rangel de Souza, Dr.
Coordenador do Curso de Graduação em
Engenharia Eletrônica

Banca Examinadora:

Prof. Raimes Moraes, Dr.
Orientador
Universidade Federal de Santa
Catarina – UFSC



**Prof. Ailton Luiz Dias Siqueira Junior,
Dr.**

Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia do Triângulo Mineiro – IFTM



Prof. Pedro Giassi Junior, Dr.
Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia de Santa Catarina – IFSC

*Este trabalho é dedicado às crianças adultas que,
quando pequenas, sonharam em se tornar cientistas.*

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento à população brasileira, que possibilitou meus estudos na UFSC, uma instituição de ensino gratuita e de excelência.

Agradeço à meus pais, Ana Maria e Marcos Aurélio, por sempre terem torcido por mim e me dado apoio durante toda a minha caminhada pela graduação.

Agradeço à minha namorada, Eduarda, por ter me dado ânimo para continuar neste e em vários momentos durante a graduação.

Um agradecimento especial ao meu professor e orientador Dr. Raimes Moraes, pela paciência e o conhecimento na área e por ter me guiado neste trabalho com suas opiniões, referências e conhecimentos compartilhados.

“Assim como aquele pecado da juventude, este documento te perseguirá pelo resto da vida.”

Enio Valmor Kassick

“Estupidez trará mais autoconfiança do que o conhecimento e a bravura juntas. ”

Adriano Ruseler

RESUMO

O presente trabalho de conclusão de curso objetivou avaliar a relação de fase do sinal respiratório obtido por meio de diferentes tipos de transdutores; para tal finalidade, desenvolveu-se um sistema microcontrolado. Os métodos para captação do sinal respiratório incluem: máscara facial com transdutor de pressão acoplado; sensor resistivo montado em uma cinta na altura do abdômen e do xifoide; e múltiplos acelerômetros posicionados sobre o tórax. Os resultados obtidos revelam que há defasagem em relação ao sinal captado pelo transdutor de pressão e o sensor resistivo. Essa defasagem tem valores diferentes, a depender do posicionado do sensor resistivo e da posição do voluntário (sentado ou deitado). Os acelerômetros se mostram úteis na determinação da taxa respiratória.

Palavras-chaves: Respiração. Fase respiratória. Técnicas de captação. Respiratório.

ABSTRACT

The purpose of this Undergraduate thesis is design a system to capture the respiratory signal from different sources and evaluate the phase difference between the registered signals. Methods for capturing the respiratory signal include: facial mask with a pressure transducer attached; resistive sensor mounted on a strap at the height of the abdomen and xiphoid; and multiple accelerometers positioned on the chest. The results obtained reveal that there is a delay in relation to the signal captured by the pressure transducer and the resistive sensor. This lag changes according to the position of the resistive sensor and the position of the volunteer (sitting or lying down). Accelerometers are useful in determining the respiratory rate.

Keywords: Breathing. Respiratory phase. Techniques for capturing. Respiratory signal.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	– Principais músculos envolvidas na respiração.	21
Figura 2	– Máscara facial.	22
Figura 3	– Pneumotacógrafo - vista lateral.	23
Figura 4	– Pneumotacógrafo - vista frontal.	23
Figura 5	– Posicionamento do FSR.	24
Figura 6	– Posições dos acelerômetros para o alcance da melhor estimativa da forma de onda respiratória.	25
Figura 7	– Diagrama do sistema completo.	31
Figura 8	– Esquemático da placa base.	32
Figura 9	– Roteamento da face superior da PCB.	33
Figura 10	– Roteamento da face inferior da PCB.	33
Figura 11	– Face superior da PCB.	34
Figura 12	– Face inferior da PCB.	34
Figura 13	– Corte e pintura	35
Figura 14	– Estufa para secagem com temperatura controlada	36
Figura 15	– Exposição à luz ultravioleta	37
Figura 16	– Revelação do circuito impresso	37
Figura 17	– Corrosão do cobre	38
Figura 18	– Placa final com os conectores soldados	39
Figura 19	– Kit microcontrolado P-NUCLEO-WB55.	40
Figura 20	– Bateria para alimentação do sistema.	40
Figura 21	– Módulo TP4056.	41
Figura 22	– Esquemático do módulo TP4056.	42
Figura 23	– Módulo conversor DC/DC Boost.	42
Figura 24	– Esquemático de ligação dos módulos de alimentação.	43
Figura 25	– Caixa para suporte do sistema.	44
Figura 26	– Tampa da caixa.	44
Figura 27	– Modelo 3D do sistema.	44
Figura 28	– Montagem dos módulos de alimentação.	45
Figura 29	– Sistema completo, protótipo final.	45
Figura 30	– Resistor sensível a força (FSR).	46
Figura 31	– Curva de variação da resistência do FSR por força aplicada.	47
Figura 32	– Circuito conversor (esquerda); Curvas de tensão de saída V_{out} por força aplicada para diferentes valores de R_M (direita).	47
Figura 33	– Cinta de suporte para o FSR.	48
Figura 34	– Cinta rígida de pressão.	48
Figura 35	– Sensor de pressão DC030NDC4.	48
Figura 36	– Pneumotacógrafo Takaoka (vista lateral).	49

Figura 37	– Pneumotacógrafo Takaoka (vista frontal).	49
Figura 38	– Máscara, pneumotacógrafo e sensor de pressão.	49
Figura 39	– Acelerômetro MPU9250.	50
Figura 40	– PCB para conexão dos acelerômetros.	51
Figura 41	– Fita Kinésio para fixação dos acelerômetros à pele.	51
Figura 42	– Cabo Manga 10X26 AWG com Blindagem.	52
Figura 43	– Cabo para conexão dos acelerômetros e do FSR.	52
Figura 44	– Fluxograma de operação do Nucleo68.	54
Figura 45	– Fluxograma de operação do Dongle USB.	57
Figura 46	– Fluxograma do processamento dos dados no Matlab.	59
Figura 47	– Resposta em magnitude (dB) e fase (Graus) do filtro.	60
Figura 48	– Comparação entre as funções <i>filtfilt</i> e <i>filter</i> na aplicação do filtro.	61
Figura 49	– Posições dos sensores: FSR (esquerda) e acelerômetros (direita).	62
Figura 50	– Metrônomo para controle da taxa respiratória (BAGGIO, 2011)	63
Figura 51	– Amostra de sinais captados por 4 acelerômetros (Eixos X, Y e Z), máscara e FSR.. . . .	65
Figura 52	– Fontes identificadas pelo algoritmo <i>robustICA</i> . A primeira fonte contém o sinal respiratório; as demais mostram apenas ruído.	66
Figura 53	– Medidas de defasagem (voluntário em posição sentada) para as formas de onda captadas com os acelerômetros (laranja) e FSR; este último foi captado na altura do xifoide (azul) e sobre o abdômen (vermelho). Na figura superior, cada medida; na figura inferior, boxplot de todas as medidas.	67
Figura 54	– Medidas de defasagem (voluntário em posição deitada) para as formas de onda captadas com os acelerômetros (laranja) e FSR; este último foi captado na altura do xifoide (azul) e sobre o abdômen (vermelho). Na figura superior, cada medida; na figura inferior, boxplot de todas as medidas.	68
Figura 55	– Relação entre as taxas respiratórias (RR) medidas na máscara e nos acelerômetros.	69
Figura 56	– <i>Stack</i> (pilha) do protocolo BLE.	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
ATT	<i>Attribute Protocol</i>
AWG	<i>American Wire Gauge</i>
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
BPM	<i>Breath Per Minute</i>
BSS	<i>Blind Source Separation</i>
CI	<i>Circuito Integrado</i>
CS	<i>Chip Select</i>
CSV	<i>Comma-Separated Values</i>
DB9	<i>D-Sub 9</i>
DLPF	<i>Digital Low Pass Filter</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FSR	<i>Force Sensitive Resistor</i>
GAP	<i>Generic Access Profile</i>
GATT	<i>Generic Attribute Profile</i>
GND	<i>Ground</i>
GPIO	<i>General Purpose Input Output</i>
HCI	<i>Host Controller Interface</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
ICA	<i>Independet Component Analysis</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
L2CAP	<i>Logical Link Control and Adaptation Protocol</i>
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
LL	<i>Link Layer</i>
LPF	<i>Low Pass Filter</i>

MAC	<i>Medium Access Control</i>
MCU	<i>Microcontroller Unit</i>
MEMS	<i>Microelectromechanical Systems</i>
MISO	<i>Master Input Slave Output</i>
MOSI	<i>Master Output Slave Input</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PHY	<i>Physical Layer</i>
PLA	<i>Polylactic Acid</i>
PWR	<i>Power</i>
QFN	<i>Quad-Flat No-leads</i>
RF	<i>Radio Frequency</i>
RTOS	<i>Real-Time Operation System</i>
SAOS	<i>Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono</i>
SMP	<i>Security Manager Protocol</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VDD	<i>Positive Voltage</i>
RR	<i>Respiration Rate</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

"H ₂ O	Polegada de água
°C	Graus Celsius
3D	Tridimensional
$a(n)$	Vetor de amostras dos acelerômetros
$argmax$	Argumento máximo
$a_x(n)$	Vetor de amostras do eixo X dos acelerômetros
$a_y(n)$	Vetor de amostras do eixo Y dos acelerômetros
$a_z(n)$	Vetor de amostras do eixo Z dos acelerômetros
bytes/s	Bytes por segundo
cm	Centímetros
dB	Decibel
dBm	Decibel milliwatts
g	Aceleração da gravidade
GHz	Giga Hertz
H	Matriz de mistura
Hz	Hertz
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
Kbps	Quilo Bytes por segundo
kHz	Quilo Hertz
$k\Omega$	Quilo Ohms
mA	Mili Amperes
mAh	Mili Amperes Horas
MHz	Mega Hertz
mm	Milímetros
$M\Omega$	Mega Ohms

N	Newton
R_{FSR}	Resistencia elétrica do FSR
R_M	Resistencia de medição
$s(n)$	Vetor contendo as formas de onda (fontes) originais
$\hat{s}(n)$	Estimativa de $s(n)$
V	Volts
V_+	Tensão positiva
V_{out}	Tensão de saída
w	Extrator linear
X	Eixo X do acelerômetro
Y	Eixo Y do acelerômetro
Z	Eixo Z do acelerômetro

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVOS	19
1.1.1	Objetivo geral	19
1.1.2	Objetivos específicos	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	RESPIRAÇÃO	20
2.2	MÉTODOS PARA CAPTAÇÃO DO SINAL RESPIRATÓRIO	21
2.2.1	Máscara facial	22
2.2.2	Sensor sensível a força	23
2.2.3	Acelerômetros	24
3	TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAL UTILIZADAS	27
3.1	FILTRAGEM	27
3.2	SEPARAÇÃO CEGA DE FONTES	27
3.3	CORRELAÇÃO CRUZADA	28
4	MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS	30
4.2	PLACA BASE	31
4.2.1	Captura de esquemático	32
4.2.2	Roteamento	33
4.2.3	Confecção artesanal da PCB	34
4.3	MICROCONTROLADOR	39
4.4	MÓDULOS	40
4.4.1	Bateria	40
4.4.2	Carregador	41
4.4.3	Conversor Boost	42
4.4.4	Esquema de ligação dos módulos de alimentação	43
4.5	CAIXA PROTÓTIPO PARA SUPORTE	43
4.6	MONTAGEM DO SISTEMA NA CAIXA PROTÓTIPO	44
4.7	SENSORES	46
4.7.1	Sensor Sensível a Força (FSR)	46
4.7.2	Máscara Facial	48
4.7.3	Acelerômetro	50
4.7.4	Cabo para conexão dos sensores	51
4.8	IMPLEMENTAÇÃO DE SOFTWARE/FIRMWARE	53
4.8.1	Configuração do <i>firmware</i> embarcado - Nucleo68	53

4.8.1.1	Inicialização dos periféricos	53
4.8.1.2	Leitura dos sensores	55
4.8.1.3	Transmissão BLE	56
4.8.2	Configuração do <i>firmware</i> embarcado – Dongle USB	56
4.8.2.1	Inicialização dos periféricos	56
4.8.2.2	Recepção BLE e transmissão USB	56
4.8.3	Software para recepção dos dados no <i>Desktop</i>	57
5	PROCESSAMENTO DOS SINAIS	59
5.1	PRÉ PROCESSAMENTO	59
5.2	PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE ACELERÔMETRO	60
5.3	ANÁLISE DE FASE	61
6	ENSAIOS	62
7	RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
7.1	SINAIS CAPTADOS	64
7.2	APLICAÇÃO DO ALGORITMO <i>ROBUSTICA</i>	64
7.3	ANÁLISE DE FASE	65
7.3.1	Voluntário na posição sentada	66
7.3.2	Voluntário na posição deitada	68
7.4	TAXA RESPIRATÓRIA COM OS ACELERÔMETROS	69
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	71
	REFERÊNCIAS	72
	ANEXO A – BLUETOOTH LOW ENERGY	77
A.1	APRESENTAÇÃO	77
A.2	FUNCIONAMENTO	77
A.2.1	Pilha do protocolo BLE	77
A.2.1.1	Perfil de Acesso Genérico - GAP	78
A.2.1.2	Protocolo de Atributo - ATT	78
A.2.1.3	Perfil de Atributo Genérico - GATT	78
A.2.1.4	Protocolo do Gerenciador de Segurança - SMP	79
A.2.1.5	Protocolo de Adaptação e Controle de Link Lógico - L2CAP	79
A.2.1.6	Interface Host-Controlador - HCI	79
A.2.1.7	Camada de Link - LL	79
A.2.1.8	Camada Física - PHY	80
A.2.2	Comunicação	80
A.2.2.1	<i>Broadcasting</i>	80

A.2.2.2 Conexões 80

1 INTRODUÇÃO

A respiração é o mecanismo fisiológico que proporciona a troca de oxigênio e dióxido de carbono entre o sistema circulatório e o meio ambiente. Logo, o monitoramento da respiração desempenha um papel fundamental em diferentes situações (FOLKE *et al.*, 2003; AL-KHALIDI *et al.*, 2011). Como exemplos, tem-se: nas unidades de terapia intensiva, onde os sinais vitais do paciente com graves problemas de saúde são monitorados continuamente (AL-KHALIDI *et al.*, 2011); no acompanhamento de doenças pulmonares obstrutivas crônicas, onde um longo monitoramento da respiração dos pacientes pode fornecer informações úteis sobre sua condição patológica (CESAREO *et al.*, 2018; CHU *et al.*, 2019); no diagnóstico e monitoramento da apneia do sono, em que o monitoramento noturno da respiração é fundamental para detectar e evitar longos períodos de apneia (MASSARONI *et al.*, 2019); e nas unidades de emergência, onde o monitoramento rápido e discreto dos sinais vitais é necessário para avaliar as reais condições de saúde do paciente (FOLKE *et al.*, 2003). Portanto, o rastreamento do sinal respiratório é muito relevante na assistência médica.

O monitoramento do sinal respiratório também tem sua importância na identificação da fase respiratória (inspiração e expiração). Um exemplo de aplicação encontra-se no *biofeedback* da variabilidade da frequência cardíaca, uma técnica que pode ser usada para melhorar a resiliência geral. Suas aplicações tem efeitos positivos demonstrados na ansiedade, depressão, estresse geral, sono, dor, hipertensão, doenças respiratórias e função cardíaca, bem como no desempenho cognitivo e atlético (LEHRER; VASCHILLO; VIDALI, 2020). Esta técnica tem como base relações de fase específicas entre respiração, frequência cardíaca e pressão sanguínea (VASCHILLO *et al.*, 2002).

Entre os dispositivos mais comumente utilizados para a captação do sinal respiratório está o sensor diferencial de pressão aplicado ao fluxo respiratório (nasal e oral) captado através de máscara facial. Tal dispositivo permite medir o fluxo de ar e a variação do volume no pulmão. No entanto, a obtenção contínua do sinal respiratório através dele causa desconforto. Um exemplo de sua utilização está no diagnóstico da síndrome da apneia obstrutiva do sono (SAOS). É realizado monitoramento contínuo dos sinais respiratórios, onde são medidos o fluxo de ar nasal-oral juntamente da cinta respiratória (*strain gauges*) (CHOURI-PONTAROLLO *et al.*, 2005; PRISANT; DILLARD; BLANCHARD, 2006). A máscara facial impõe resistência à respiração. A cinta respiratória gera um grande desconforto na região do abdômen por restringir o deslocamento da caixa torácica. Com isso, esses métodos podem não ser tolerados por pacientes em estados críticos (LAPI *et al.*, 2014).

Devido a estas limitações, diferentes técnicas não obstrutivas alternativas vêm sendo investigadas para a captação do sinal respiratório. Dentre estas técnicas, estão

o uso de acelerômetros (BATES *et al.*, 2010). Os acelerômetros são dispositivos pequenos, com peso em torno de algumas gramas. São posicionados na parte frontal do tórax do paciente e não impõem resistência à respiração.

Contudo, não existem estudos que documentam a relação de fase entre os diferentes métodos de registro. A ausência de tal informação pode dificultar a análise de resultados. Este trabalho visa chamar a atenção sobre este aspecto técnico.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral e os objetivos específicos do presente trabalho são descritos a seguir.

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo geral desse trabalho de conclusão de curso consiste avaliar a relação de fase do sinal respiratório obtido por meio de diferentes tipos de transdutores que pode ter impacto em estudos clínicos.

1.1.2 Objetivos específicos

- Projetar sistema eletrônico para a aquisição de sinais respiratórios a partir de diferentes transdutores.
- Projetar software do sistema microcontrolado para leitura dos sensores e transmissão sem fio dos dados simultânea para armazenamento externo;
- Projetar software para pós processar os dados lidos pelo sistema microcontrolado, e assim realizar a comparação de fase dos sinais.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RESPIRAÇÃO

A respiração (ou ventilação) é o processo de mover o ar para dentro e para fora dos pulmões para facilitar a troca gasosa com o ambiente, principalmente para inalar o oxigênio e expelir o dióxido de carbono.

A ventilação de todos os vertebrados com pulmões consiste em fases repetitivas de inspiração e expiração através de um sistema altamente ramificado de dutos ou vias aéreas que conduzem o ar no caminho entre o nariz e os alvéolos (POCOCK; RICHARDS, 2006). O número de ciclos respiratórios por minuto é geralmente referenciado como a taxa ou frequência respiratória (BRAUN, 1990) e é um indicador altamente informativo do estado fisiológico.

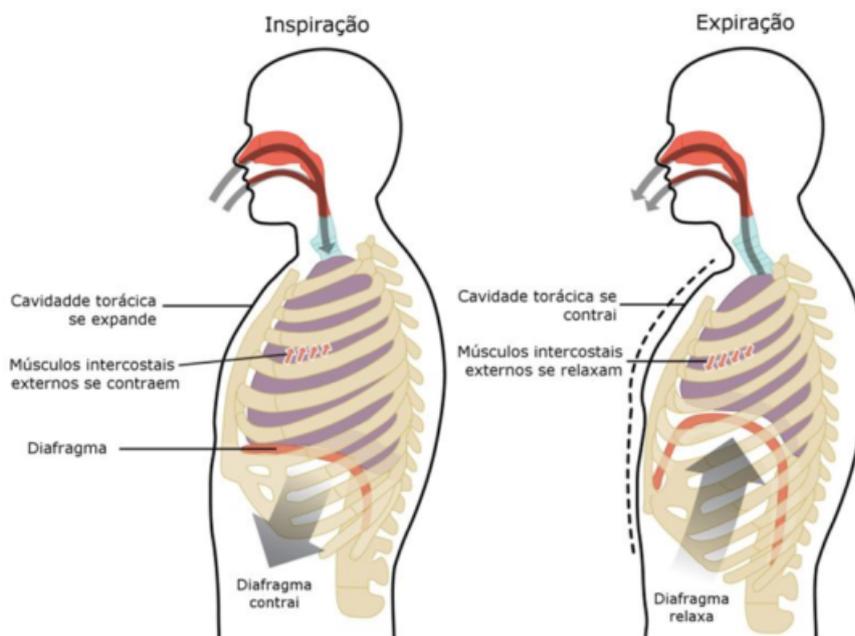
Para a atividade de inspiração e expiração, os pulmões não são capazes de se inflar sozinhos e somente sofrerão expansão quando houver um aumento de volume da cavidade torácica (LEVITZKY, 2013). Os músculos responsáveis pela movimentação da caixa torácica, conhecidos como músculos respiratórios, são: o diafragma, os músculos intercostais, os músculos abdominais e os chamados músculos acessórios, incluindo os músculos esternomastoideo e escaleno (GREEN; MOXHAM, 1985).

O diafragma é o principal músculo responsável pela respiração (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008). A contração do diafragma causa um aumento na pressão abdominal e isso faz com que a parede abdominal anterior se mova para fora. Este deslocamento da parede abdominal proporciona a inspiração, sendo denominada de componente aposicional (DE TROYER, 1983).

Os músculos intercostais são importantes para a estabilização da caixa torácica contribuindo para a inspiração e expiração (RAPER *et al.*, 1966). Esses músculos estão inseridos entre as costelas e são importantes na manipulação da largura da caixa torácica (BARRETT, 2010).

A Figura 1 apresenta as duas fases do ciclo respiratório. Na fase inspiratória, nota-se a ação de contração do diafragma, aumentando o volume dos pulmões e, conseqüentemente, expandindo a caixa torácica. A relaxação do diafragma caracteriza a fase expiratória, quando o ar é expelido dos pulmões como resultado da compressão dos mesmos.

Figura 1 – Principais músculos envolvidas na respiração.



Fonte: <https://anatomia-papel-e-caneta.com/musculos-da-respiracao/>

A contração dos músculos abdominais tende a puxar a caixa torácica para dentro e para baixo e a empurrar o conteúdo abdominal para cima, elevando o diafragma. Ambas as ações causam a expiração e esses músculos geralmente são vistos como puramente expiratórios (CAMPBELL; AGOSTONI; DAVIS, 1970), mas também podem ser considerados como músculos acessórios inspiratórios (DE TROYER, 1983).

O termo *músculos acessórios* refere-se àqueles que auxiliam, mas não desempenham um papel principal na respiração. Os músculos esternomastoideo e escaleno são acessórios, pois auxiliam na elevação da caixa torácica (DEPHILIP, 2008). Porém, o envolvimento desses músculos depende do grau de esforço respiratório, por exemplo, na taxa de fluxo respiratório máxima (RAPER *et al.*, 1966).

O movimento da caixa torácica proporcionado pelos músculos respiratórios tem importante função na aquisição indireta do sinal respiratório através de sensores de movimento ou resistivos.

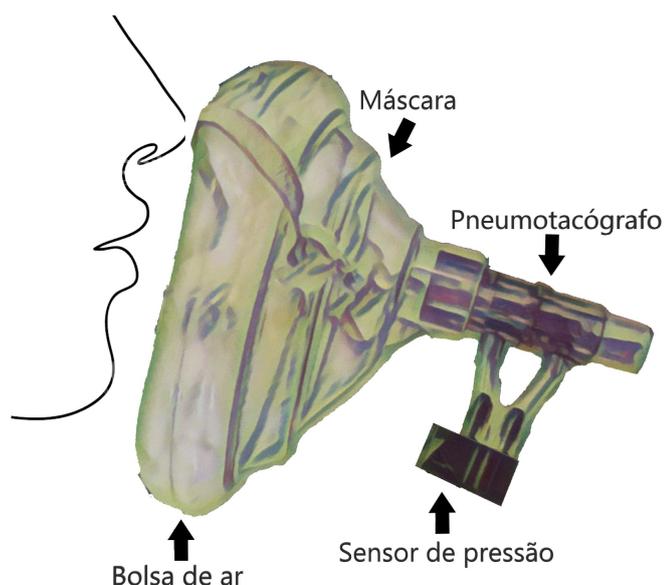
2.2 MÉTODOS PARA CAPTAÇÃO DO SINAL RESPIRATÓRIO

Nesta seção, são apresentados os métodos utilizados no presente trabalho para a aquisição do sinal respiratório. Os métodos abordam dois diferentes aspectos do processo da respiração: o fluxo de ar inspirado e expirado pela cavidade nasal e bucal; e os movimentos da caixa torácica e do abdômen.

2.2.1 Máscara facial

O método definido como de referência para aquisição do sinal respiratório neste trabalho utiliza a máscara facial, a qual realiza medidas sobre o fluxo de ar inspirado e expirado. Ela é constituída de três dispositivos, conforme ilustrado na Figura 2: a máscara, o pneumotacógrafo e o transdutor de pressão.

Figura 2 – Máscara facial.



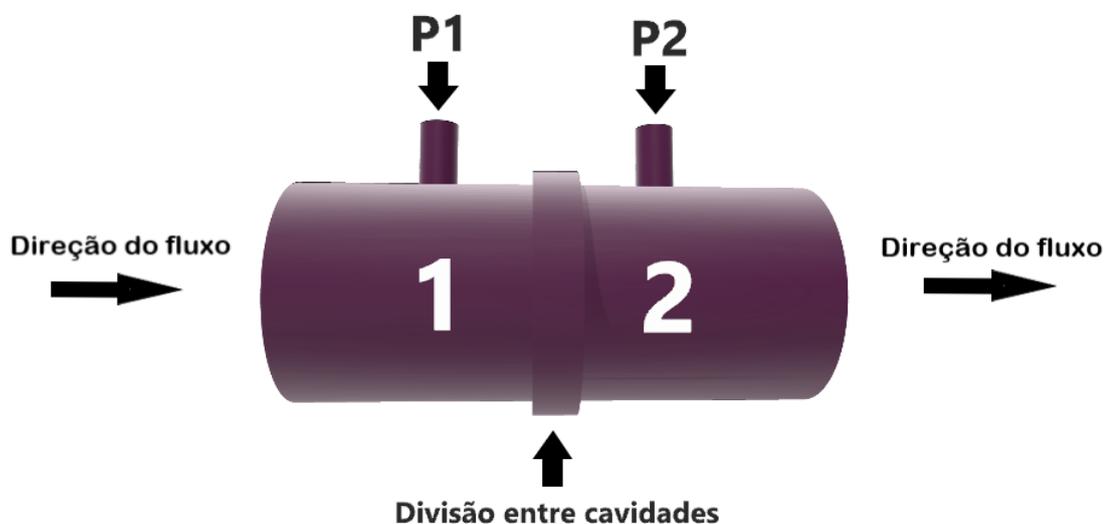
Fonte: o Autor

A máscara usada nesta aplicação possui abertura com tamanho suficiente para cobrir a região da boca e do nariz. O contato entre a máscara e o rosto do voluntário é realizado por uma bolsa de ar que se modela ao formato do rosto para maior conforto.

Na parte frontal da máscara, é acoplado o pneumotacógrafo que tem a função de criar uma resistência mecânica ao fluxo de ar. Este dispositivo mecânico é formado por duas cavidades, separadas por uma parede interna com aberturas para passagem do fluxo de ar, como ilustrado na Figura 3 e Figura 4.

Ao respirar, a resistência das paredes internas do pneumotacógrafo ao fluxo de ar ocasiona queda de pressão entre as cavidades. A primeira cavidade recebe o fluxo diretamente da máscara, e a segunda tem saída para o ambiente. A cavidade 1 tem pressão variável, dependendo da fase respiratória. Na fase de expiração, o fluxo de ar se dirige da máscara para a primeira cavidade, aumentando a pressão na mesma. Na fase oposta, o fluxo de ar se dirige no sentido contrário, diminuindo a pressão.

Figura 3 – Pneumotacógrafo - vista lateral.



Fonte: o Autor

Logo, a diferença de pressão no pneumotacógrafo é proporcional ao fluxo de ar. Para registrar esta variação de pressão, utiliza-se um transdutor diferencial analógico. Este transdutor é conectado aos pontos P1 e P2 (Figura 3), medindo assim, a diferença de pressão entre as duas cavidades.

Figura 4 – Pneumotacógrafo - vista frontal.



Fonte: o Autor

2.2.2 Sensor sensível a força

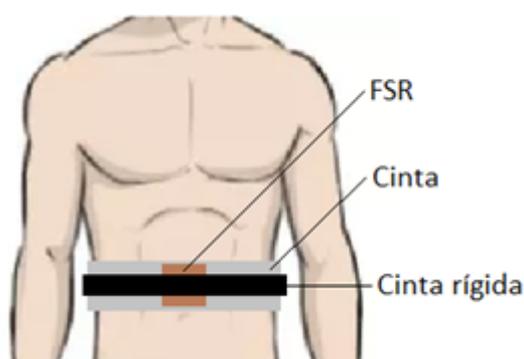
O segundo método objetiva registrar os movimentos da caixa torácica no processo de ventilação pulmonar. Para avaliar e medir essa movimentação, um dispositivo conhecido como FSR pode ser usado.

Resistores sensíveis a força (FSR – force-sensitive resistor) são dispositivos robustos cujo material é composto por um espesso filme de polímero. Este dispositivo

exibe uma diminuição na sua resistência elétrica quando uma força, pressão ou estresse mecânico é aplicado à sua superfície.

Para a aquisição do sinal respiratório com o FSR são necessárias duas cintas. A primeira tem a função de suporte para o dispositivo sendo constituída de um material elástico. A segunda tem a função de gerar resistência ao movimento da respiração, sendo constituída de um material de baixa elasticidade. Conforme ilustrado na Figura 5, a cinta rígida é posicionada acima do dispositivo, aplicando diferentes pressões durante os movimentos do ciclo respiratório.

Figura 5 – Posicionamento do FSR.



Fonte: o Autor

No ciclo de expansão da caixa torácica (fase correspondente a inspiração), a pressão exercida pela cinta rígida sobre o FSR aumenta até a expansão máxima do tórax, ocasionando a queda da resistência do sensor. No ciclo de relaxação, o contrário ocorre. Logo, a pressão sobre o FSR diminui, e com isso, há um aumento em sua resistência elétrica. Portanto, a variação da resistência deste dispositivo é proporcional aos ciclos respiratórios.

2.2.3 Acelerômetros

A terceira abordagem, semelhante ao princípio da segunda (Seção 2.2.2), avalia os movimentos da caixa torácica no processo de ventilação pulmonar.

Os acelerômetros são sensores que geram sinal proporcional à aceleração que sofrem. A aceleração, que é a variação da velocidade na unidade de tempo, é uma grandeza vetorial. Conseqüentemente, um acelerômetro de eixo único fornece apenas a medida da aceleração em uma direção. Por outro lado, acelerômetros de eixo triplo (triaxial) são três acelerômetros de eixo único montados como uma estrutura euclidiana; ou seja, definidos como três eixos mutuamente ortogonais. Eles, portanto, fornecem as três componentes (chamadas x, y, z) da aceleração dentro desta estrutura.

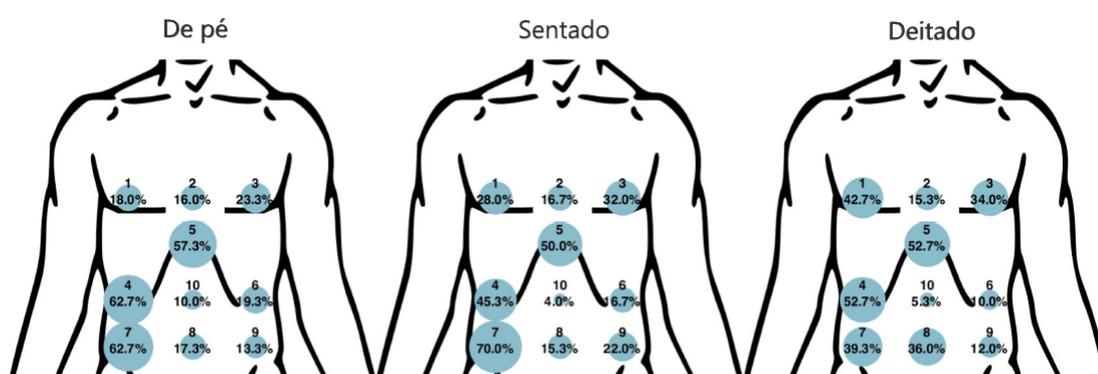
Com o desenvolvimento de sensores eletrônicos, novos dispositivos estão sendo desenvolvidos para avaliar o sinal respiratório. Foi demonstrado que acelerômetros de

sistemas micro eletromecânicos (MEMS) usados no torso podem medir mudanças de inclinação devido a movimentos da parede torácica durante a atividade respiratória e que essas mudanças de inclinação podem ser usadas para medir a taxa respiratória (HUNG *et al.*, 2008; REINVUO *et al.*, 2006).

Os dispositivos acelerométricos atuais utilizam um único acelerômetro triaxial, normalmente posicionado na parede abdominal (BATES *et al.*, 2010). Esses dispositivos demonstraram detectar com precisão a taxa respiratória (RR) em condições estritamente controladas (BATES *et al.*, 2010). Esse método, ao contrário dos demais, fornece a flexibilidade de monitorar a frequência respiratória continuamente por períodos muito longos, de maneira minimamente intrusiva.

As informações respiratórias em diferentes posturas podem ser estimadas por vários acelerômetros triaxiais localizados no tórax e abdômen do sujeito. O trabalho de Siqueira *et al.* (2019) mostrou que as informações respiratórias podem ser estimadas combinando linearmente as saídas de diferentes acelerômetros dispostos sobre o tórax. Além disso, ao se aumentar o número de acelerômetros, o sinal respiratório estimado por eles pode ser aproximado com precisão crescente ao sinal de referência (máscara respiratória), justificando assim, a necessidade de usar vários sensores separados espacialmente. A análise realizada indicou o arco costal direito como o melhor local para a colocação dos acelerômetros, posições 1, 4, 5 e 7 na Figura 6, em coerência com o maior volume do pulmão direito. Na Figura 6, em cada posição do acelerômetro é desenhado um círculo com raio proporcional à incidência geral dessa posição no alcance da melhor estimativa da forma de onda respiratória entre os voluntários analisados.

Figura 6 – Posições dos acelerômetros para o alcance da melhor estimativa da forma de onda respiratória.



Fonte: Adaptado de Siqueira *et al.* (2019)

As informações respiratórias podem ser recuperadas sem o uso de um sinal de referência de máscara, por meio de técnicas de separação cega de fontes, como

RobustICA (SIQUEIRA *et al.*, 2019). Isso demonstra a utilidade desta abordagem em ambientes clínicos onde dispositivos obstrutivos não são recomendados.

3 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAL UTILIZADAS

Nesta seção, são apresentadas as técnicas de processamento utilizadas no desenvolvimento deste trabalho. Diferentes métodos são aplicados na fase de pré-processamento dos sinais, no processamento dos sinais dos acelerômetros e na análise comparativa de defasagem entre os sinais respiratórios de cada abordagem.

3.1 FILTRAGEM

Os dados do acelerômetro amostrados contêm ruído de alta frequência e um deslocamento devido à gravidade. Para remover essas componentes, os sinais adquiridos pelos acelerômetros são filtrados por um filtro passa-baixa Chebyshev do tipo II com frequência de corte em 0,75Hz. Em seguida, os componentes de *offset* e baixa frequência são removidos por remoção linear de tendência em segmentos consecutivos usando funções Matlab padrão. As mesmas etapas de pré-processamento são aplicadas na forma de onda do sinal da máscara e do FSR para garantir uma concordância com os dados do acelerômetro em termos de densidade espectral.

3.2 SEPARAÇÃO CEGA DE FONTES

As informações respiratórias podem ser extraídas por conjunto de acelerômetros com um algoritmo de separação cega de fontes (BSS – *Blind Source Separation*).

Cada acelerômetro fornece três sinais $a_x(n)$, $a_y(n)$, $a_z(n)$, correspondendo à aceleração medida ao longo de três direções ortogonais. Em uma amostra, os dados dos acelerômetros podem ser convenientemente armazenados em um vetor representado por:

$$a(n) = [a_{x1}(n), a_{y1}(n), a_{z1}(n), \dots, a_{xk}(n), a_{yk}(n), a_{zk}(n)]^T \quad (1)$$

onde k representa o k -ésimo acelerômetro.

No trabalho de Siqueira *et al.* (2019), assume-se que os sinais do acelerômetro surgem como combinações lineares desconhecidas do sinal de respiração. Como resultado desta hipótese, o vetor de saída do acelerômetro (1) pode ser modelado como um problema de separação cega de fonte (BSS), conforme a Equação 2.

$$a(n) = Hs(n) \quad (2)$$

onde o vetor $s(n)$ contém os sinais dos acelerômetros, os quais incluem componentes da respiração, artefatos e ruído, e H representa uma matriz de mistura desconhecida. A matriz de mistura modela a contribuição de cada sinal de origem do

vetor $s(n)$ no vetor $a(n)$. O algoritmo de separação cega de fontes visa a estimativa das formas de onda originais $s(n)$ a partir de suas misturas observadas $a(n)$. Os sinais de fonte podem ser obtidos estimando o inverso da matriz de mistura H^{-1} , cujas linhas definem como os sinais observados devem ser combinados linearmente para estimar as fontes. Portanto, um sinal de fonte pode ser recuperado aplicando um extrator linear w no vetor observado:

$$\hat{s}(n) = w^T a(n) \quad (3)$$

com o símbolo $()^T$ denotando o operador de transposição da matriz.

Esta ideia é a base da análise de componentes independentes (ICA), a ferramenta mais utilizada para BSS de componentes independentes. A respiração pode ser considerada estatisticamente independente de outras fontes de atividade fisiológica, artefatos e ruído de medição. Assim, o ICA surge como uma abordagem adequada para a extração às cegas dos padrões respiratórios de acordo com o modelo BSS.

Siqueira *et al.* (2019) utilizou o algoritmo RobustICA (ZARZOSO; COMON, 2010) para estimar o vetor de extração de sinais do acelerômetro. Sendo os sinais respiratórios caracterizados por ondas sinusoidais, o RobustICA foi configurado para pesquisar uma componente sub gaussiana. Após a convergência do algoritmo, o vetor extrator obtido pode estimar a forma de onda respiratória de acordo com a Equação 3, sem a necessidade de máscara facial ou qualquer outro sinal de referência.

3.3 CORRELAÇÃO CRUZADA

O objetivo deste trabalho é a comparação do atraso de fase do sinal respiratório entre as diferentes técnicas abordadas. Considerando que a forma de onda dos sinais respiratórios obtidos é semelhante, com forma senoidal, é utilizado o algoritmo de correlação cruzada para esta análise.

No processamento de sinais, a correlação cruzada é uma medida de similaridade de duas séries em função do deslocamento de uma em relação à outra. Ela é semelhante a operação de convolução (BRACEWELL, 2000). Considerando duas funções complexas $f(t)$ e $g(t)$ de uma variável real t , a correlação cruzada, denotada $f \star g$, é definida na Equação 4:

$$f \star g = \int_{-\infty}^{\infty} \overline{f(t)} g(t + \tau) dt \quad (4)$$

onde $\overline{f(t)}$ denota o complexo conjugado de $f(t)$, e τ é o deslocamento, também conhecido como *lag*.

Esta operação é útil para determinar o atraso de tempo entre dois sinais, como por exemplo para determinar atrasos de tempo para a propagação de sinais acústicos

através de uma matriz de microfones (RHUDY *et al.*, 2009). Após calcular a correlação cruzada entre os dois sinais, o máximo (ou mínimo se os sinais estão negativamente correlacionados) da função de correlação cruzada indica o ponto no tempo em que os sinais estão mais bem alinhados. Portanto, o atraso de tempo entre os dois sinais é determinado pelo argumento máximo da correlação cruzada, conforme a Equação 5.

$$\tau_{atraso} = \operatorname{argmax}((f \star g)(t)) \quad (5)$$

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção, é realizada a descrição do sistema desenvolvido para a coleta e processamentos dos sinais respiratórios. Inicialmente, apresenta-se o projeto do hardware desenvolvido; posteriormente, discute-se/descreve-se o firmware/software para coleta dos dados.

Este trabalho tem como propósito analisar a relação da fase de diferentes fontes de aquisição do sinal respiratório. Para tanto, ele compreenderá a aquisição de sinais respiratórios de um indivíduo saudável utilizando diferentes sensores. O estudo sobre esses casos terão como objetivo uma maior compreensão da fase respiratória obtida pelos sensores, sendo relevante para determinar o início das fases inspiratória e expiratória.

Primeiramente será necessário a implementação de sistema eletrônico para coleta dos dados e do software para análise.

O hardware será constituído por sensores (acelerômetros, máscara facial e o FSR) e kit de desenvolvimento microcontrolado. Os sinais captados pelos sensores dispostos em um indivíduo serão amostrados simultaneamente pelo microcontrolador, sendo estes dados transmitidos para armazenamento externo. Com os dados armazenados, será realizado o processamento para obtenção do sinal respiratório e a análise comparativa.

4.1 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

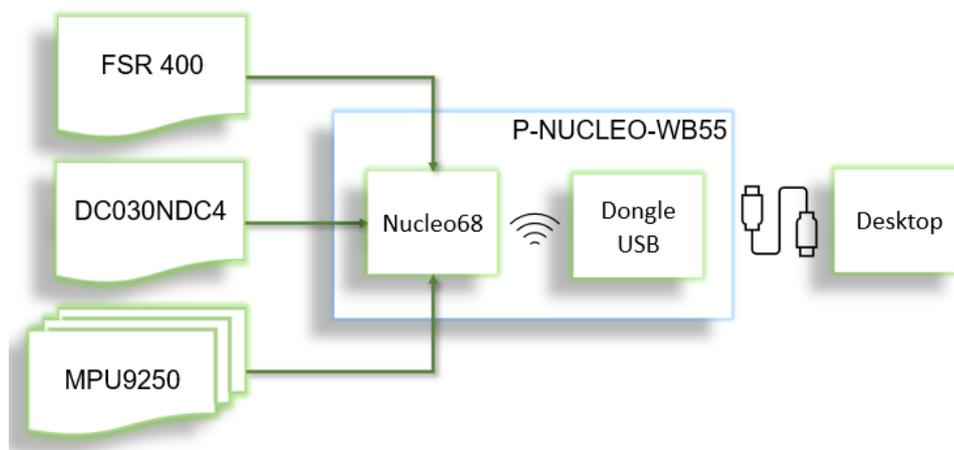
Devido à necessidade de captar sinais gerados por diferentes sensores, fez-se necessário o projeto e montagem de sistema proprietário. O sistema deve ser capaz também de processar os dados coletados e guardá-los para análise posterior. A Figura 7 ilustra o diagrama do sistema projetado.

Inicialmente, foi necessário a escolha dos sensores para a aquisição dos sinais. Pelo fato dos movimentos respiratórios na caixa torácica serem de muita baixa amplitude quando o indivíduo estiver em estado de repouso, os sensores devem ter alta sensibilidade.

Considerando a alta sensibilidade dos sensores, foram adquiridos quatro acelerômetros com resolução de 16 bits no seu ADC interno, filtros digitais passa-baixa integrados para eliminar ruídos e escala de $\pm 2g$ para limitar as medidas aos movimentos respiratórios (MPU9250, *InvenSense*). O FSR escolhido conta com uma força de atuação tão baixa quanto 0,2N e faixa de sensibilidade até 20N, com espessura muito pequena e grande área de contato com as cintas (*FSR@ 400 Series, Interlink Electronics*).

Para medir o fluxo de ar na máscara, foi selecionado um sensor de pressão diferencial com uma alta sensibilidade e compensação dinâmica que reduz substanci-

Figura 7 – Diagrama do sistema completo.



Fonte: o Autor

almente os erros de deslocamento devido a mudanças na temperatura (DC030NDC4, *Honeywell*).

Após a escolha dos sensores, decidiu-se optar pelo projeto de um sistema com baixo consumo de energia para o uso de uma bateria e com transferência dos dados via rede sem fio. Tais requisitos se fazem necessários para evitar ruídos da rede elétrica e diminuir o número de cabos, facilitando assim, o manuseio do sistema. Para tal, foi utilizado um kit microcontrolado de baixo consumo de energia e com comunicação Bluetooth integrada (P-NUCLEO-WB55, *STMicroelectronics*), composto por dois dispositivos: Nucleo68 e Dongle USB.

Havendo selecionado todos os dispositivos, iniciou-se a confecção de uma placa de circuito impresso para ligar o microcontrolador aos cabos dos sensores. Teve-se o cuidado de minimizar o tamanho da placa para que o sistema não ocupasse um grande espaço. Com a placa base para acomodar os cabos e o microcontrolador pronta, foi projetado uma caixa protótipo em um ambiente de desenvolvimento de objetos 3D. Tal caixa foi produzida/fabricada com uma impressora 3D e tem a utilidade de acomodar a placa base com o microcontrolador, a bateria e os circuitos de alimentação.

Com o desenvolvimento do hardware finalizado, foi dado início ao projeto do software do microcontrolador. Tal software tem o objetivo de realizar a leitura de todos os sensores com taxa de amostragem independente para cada sensor, gerar pacotes de dados e enviar tais dados pela interface Bluetooth para o armazenamento externo no Desktop.

4.2 PLACA BASE

O projeto conta com uma placa base de circuito impresso para servir de suporte para o núcleo de processamento e os conectores de sensores e alimentação elétrica.

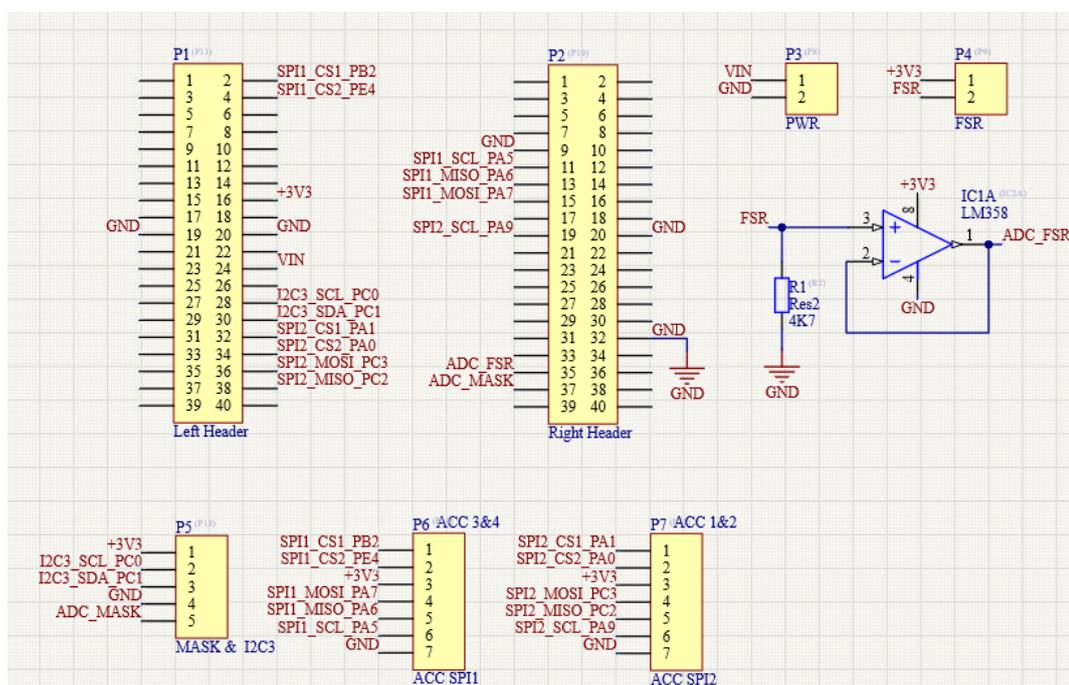
A PCB foi desenvolvida utilizando o *Altium*, uma ferramenta para design de circuitos impressos. O software possui um ambiente integrado para projeto do esquemático e design de layout de PCB. Existem ferramentas dentro do pacote para criar arquivos *gerber* e visualizações 3D do PCB e seus componentes. Nas próximas seções são descritas as etapas do projeto da PCB.

4.2.1 Captura de esquemático

No processo de captura de esquemático, foi realizado o levantamento dos conectores necessários para ligação dos sensores ao microcontrolador. A Figura 8 apresenta o esquemático resultante para este trabalho. Os conectores P1 e P2 formam a interface entre a placa base e o microcontrolador. Ambos são conectores do tipo fêmea para o encaixe do kit microcontrolado, o qual têm dois barramentos com 38 pinos cada. A razão pela escolha dos barramentos com 40 pinos foi a dificuldade de encontrar os de 38 no mercado.

O conector com designação P3 é a conexão com a fonte de energia (PWR - Power) e P4 com o sensor FSR. Visando permitir uma futura expansão do projeto, o conector P5 foi adicionado para a conexão de dispositivos com interface de comunicação I2C. Neste mesmo conector, há a interface com a máscara facial.

Figura 8 – Esquemático da placa base.



Fonte: o Autor

O sinal do FSR e o da máscara são sinais analógicos. Portanto, eles necessitam ser digitalizados pelo conversor (ADC) do kit microcontrolado. O sinal do transdutor de pressão é conectado diretamente à entrada do ADC; o sinal do FSR necessita de

um condicionamento antes de chegar ao ADC. Tal condicionamento é realizado com o resistor R1, que em conjunto do FSR forma um divisor de tensão, e o circuito seguidor de tensão (*buffer*) utilizando o LM358.

P6 e P7 estabelecem a conexão com os cabos dos acelerômetros, utilizando o protocolo de comunicação SPI. São utilizados quatro acelerômetros para avaliar os movimentos respiratórios; assim, são necessários quatro sinais de CS (*Chip Select*) do protocolo SPI.

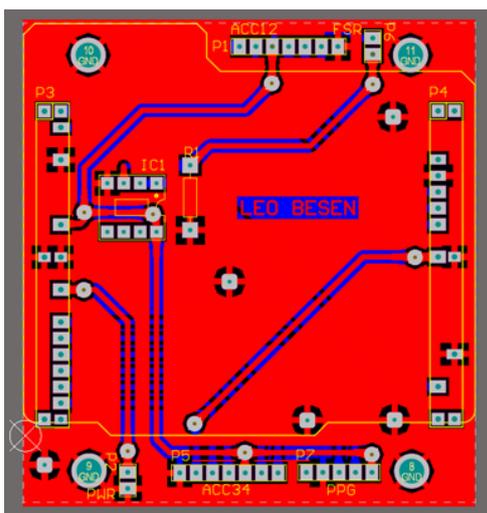
Os conectores P3 até P7 são do tipo *KK* macho, sendo o número de pinos especificado no esquemático.

4.2.2 Roteamento

Neste projeto, optou-se por uma placa de circuito impresso de dupla face (duas camadas/planos de cobre). Com essa escolha, pode-se atribuir um dos planos apenas para o roteamento das trilhas de alimentação e o outro para as trilhas de comunicação. Com as duas camadas foi possível também ter uma maior área de plano de terra (GND) em ambos os lados, aumentando assim, a isolamento elétrica das trilhas de comunicação.

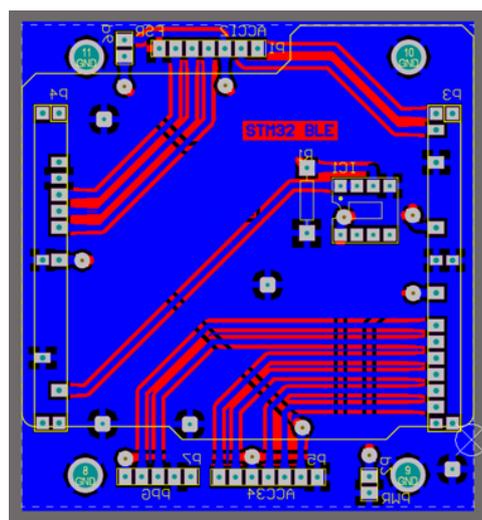
Na Figura 9 e Figura 10, pode-se observar que os barramentos de 40 pinos utilizados para conectar o kit microcontrolado não estão completos, faltam pinos. Os pinos foram removidos com o objetivo de aumentar ao máximo o plano de terra e facilitar a passagem deste plano até os pinos de GND dos dispositivos.

Figura 9 – Roteamento da face superior da PCB.



Fonte: o Autor

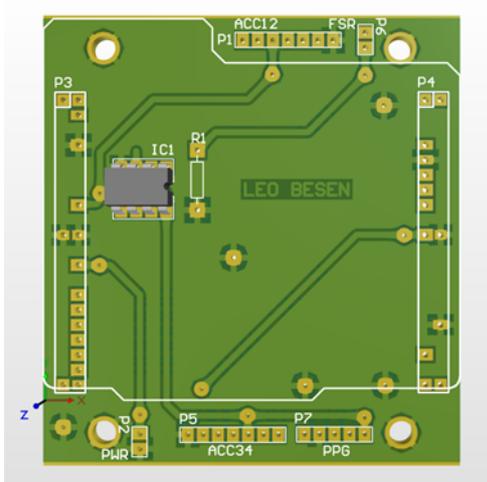
Figura 10 – Roteamento da face inferior da PCB.



Fonte: o Autor

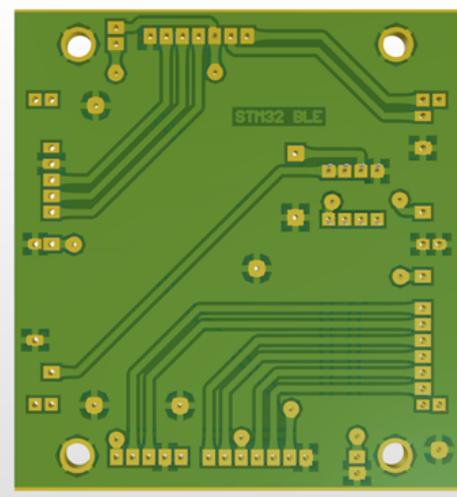
A confecção da placa de circuito impresso foi realizada de forma artesanal, demandando a utilização de algumas técnicas para facilitar a confecção. Uma delas foi a atribuição da regra de *clearance*, que é a distância mínima entre duas trilhas/planos

Figura 11 – Face superior da PCB.



Fonte: o Autor

Figura 12 – Face inferior da PCB.



Fonte: o Autor

vizinhos. Foi aplicado uma distância mínima de 1mm. A largura das trilhas também foi mantida em 1mm de modo a evitar problemas durante a corrosão do cobre. Os *pads* e as vias tiveram suas dimensões aumentadas para melhorar o processo de soldagem e evitar problemas durante a corrosão. Outra técnica utilizada foi a aplicação de *teardrops*. Em placas de circuito impresso, os *teardrops* são junções em forma de gota entre as vias ou *pads* e trilhas. O principal objetivo da sua aplicação é aumentar a integridade estrutural na presença de estresses térmicos ou mecânicos.

A Figura 11 e Figura 12 ilustram a PCB em seu estágio final de desenvolvimento. Nota-se na face superior, Figura 11, que há uma marcação com linhas na cor branca. Essa marcação tem a forma da placa do kit microcontrolado. As dimensões da placa base ficaram em 65mm de largura e 75mm de altura.

4.2.3 Confeção artesanal da PCB

A seguir são descritas as etapas do processo de confecção da placa de circuito impresso de forma artesanal. O método de transferência por filme (fotolito) foi aplicado para a confecção.

Primeiramente, é feita a limpeza com palha de aço e álcool isopropílico de ambos os lados da placa de cobre, de modo a eliminar impurezas da superfície. Feita a limpeza, é iniciado o processo de pintura da placa. A tinta sensível a luz ultravioleta é utilizada neste método para a pintura. Para aumentar a qualidade deste processo, utilizou-se um compressor com pistola para pintura artesanal. Neste caso, a tinta necessita ser diluída em um diluente específico antes de ser inserida na pistola. O resultado pode ser conferido na Figura 13. Nota-se que a tinta ficou uniformemente espalhada por toda a placa.

Figura 13 – Corte e pintura



Fonte: o Autor

Em seguida, é realizado a secagem da tinta. Esse procedimento requer uma câmara com temperatura média de 60°C e têm duração em torno de 15 minutos, a depender da espessura da camada de tinta. A Figura 14 mostra o ambiente utilizado. Uma caixa de madeira foi utilizada como câmara. Na parte traseira da caixa, há um orifício para a inserção da boca do soprador térmico. O soprador foi configurado para manter uma temperatura constante de 60°C e um baixo fluxo de ar para evitar a contaminação da tinta com impurezas/poeira. Para monitorar a temperatura interna da câmara, utilizou-se um multímetro com a ponteira de termopar.

Figura 14 – Estufa para secagem com temperatura controlada



Fonte: o Autor

O próximo passo consiste na aplicação da máscara contendo a forma negativa do layout da PCB, também conhecido como o fotolito. O fotolito e a placa são colocados entre duas placas de vidro para pressionar um contra o outro. Essa pressão impede que haja espaço livre entre eles, de modo que os raios de luz ultravioleta atinjam a placa apenas nos espaços transparentes do fotolito. Ao ser atingida pela luz ultravioleta, a tinta sofre o processo químico de cura, ou seja, há um endurecimento da tinta na região, dificultando a sua retirada.

Para este processo utilizou-se uma lâmpada de luz negra (ultravioleta) de 25W. Ela foi posicionada 15 cm acima da placa a ser curada, dentro de uma caixa forrada com papel alumínio. O tempo de exposição ficou em torno de 5 minutos para a espessura de tinta aplicada. A Figura 15 apresenta a configuração utilizada.

A etapa seguinte a exposição é a revelação do circuito na placa. Este processo consiste em esfregar suavemente a placa com algodão embebido em álcool isopropílico. O resultado é a remoção da tinta não curada pela luz ultravioleta, como pode ser visto na Figura 16.

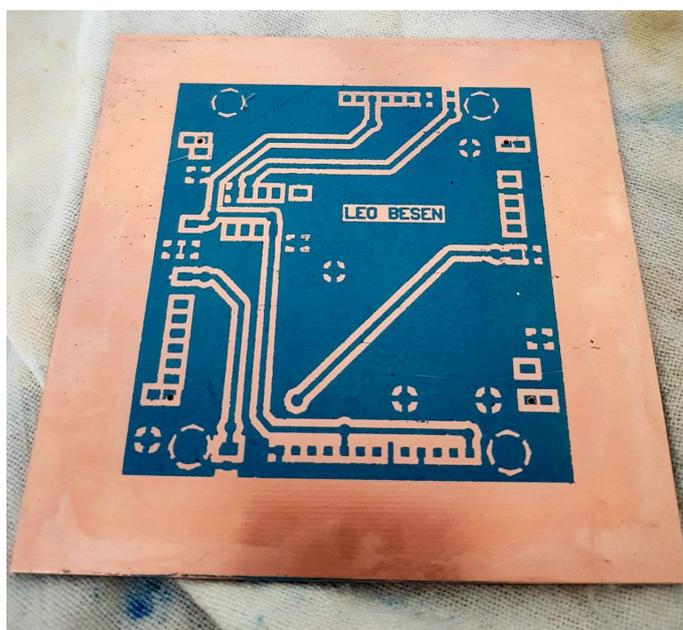
Figura 15 – Exposição à luz ultravioleta



Fonte: o Autor

Após a revelação do circuito, inicia-se a etapa de corrosão do cobre. Para corroer o cobre, utiliza-se uma solução de perclorato de ferro. Este ácido (em pó) é diluído em água com temperatura próxima aos 60°C. A temperatura elevada acelera o processo de corrosão. Na Figura 17, pode-se ver o resultado após este processo. Todo o cobre que não estava protegido pela camada de tinta é retirado pelo processo.

Figura 16 – Revelação do circuito impresso

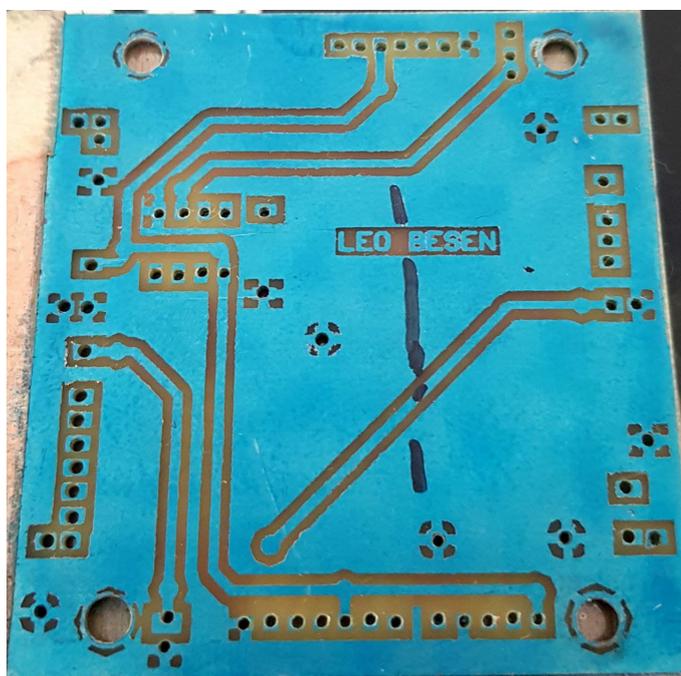


Fonte: o Autor

Cuidados quanto as falhas na camada de tinta e ao tempo em que a placa fica submersa na solução são importantes. É verificado se não há falhas na tinta curada e, caso haja, as falhas podem ser corrigidas com uma caneta permanente na cor preta, como foi o caso apresentado na Figura 17. Em relação ao tempo, um período muito longo pode levar a corrosão do cobre sob a camada de tinta.

A última etapa na confecção da PCB consiste na furação e soldagem das vias e pads dos conectores/componentes, e na aplicação de verniz para placas de circuito impresso. Os furos foram realizados com o auxílio de uma micro retifica instalada em um suporte mecânico para furação de placas. Por conveniência, todos os furos foram realizados com a mesma broca, com diâmetro de 1mm.

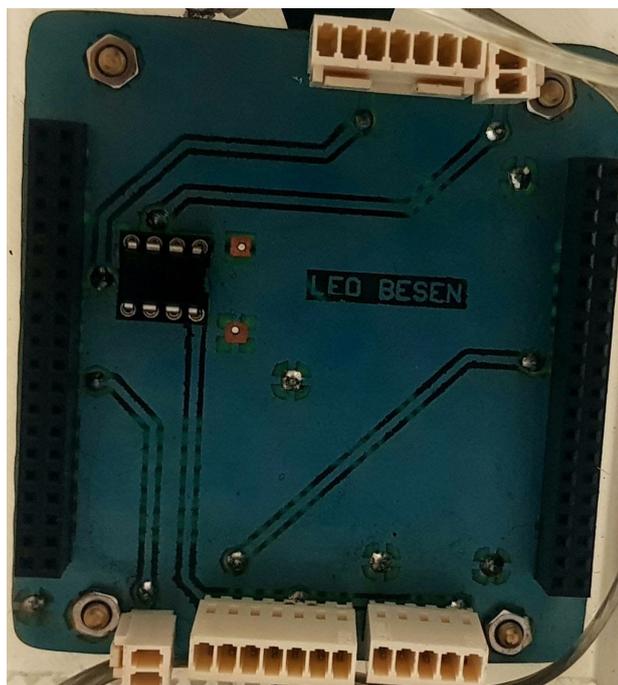
Figura 17 – Corrosão do cobre



Fonte: o Autor

Pelo fato de se optar por placa de dupla face, há a presença de vias, que se consistem em conexões entre as duas faces. Em um processo industrial, esta etapa é conhecida como metalização das vias, porém na forma artesanal essa tecnologia não pode ser aplicada. A técnica empregada foi a utilização de um pequeno fio de cobre por entre os furos das vias, soldado em ambas as faces para estabelecer o contato elétrico. Com as vias prontas, realizou-se a soldagem dos componentes e conectores, e em seguida, a aplicação de verniz para criar uma camada protetora sobre o cobre. A Figura 18 apresenta o resultado da confecção da PCB.

Figura 18 – Placa final com os conectores soldados



Fonte: o Autor

4.3 MICROCONTROLADOR

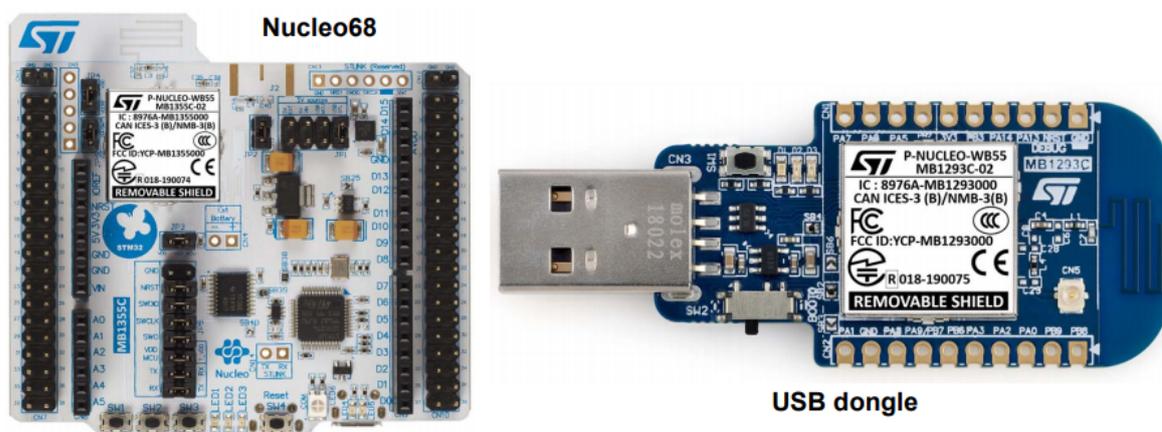
O kit de desenvolvimento P-NUCLEO-WB55 contém dois dispositivos multiprotocolo sem fio e de ultrabaixa energia que incorpora um rádio potente compatível com a especificação *Bluetooth® Low Energy* (BLE) SIG v5.0 e com IEEE 802.15.4-2011. Os dois dispositivos são ilustrados na Figura 19.

O Nucleo68 incorpora o microcontrolador STM32WB em um pacote VFQFPN68. Esta é uma MCU de dois núcleos, baseada em um núcleo Arm® Cortex®-M4 rodando a 64 MHz e um núcleo Arm Cortex-M0+ a 32 MHz. O primeiro tem como objetivo o controle da aplicação do sistema embarcado, enquanto o segundo controla a camada de rádio em tempo real. A MCU conta também com um Transceptor RF de 2,4 GHz compatível com a especificação Bluetooth® v5.0 e IEEE 802.15.4-2011 PHY e MAC. Além do transceptor presente na MCU, o dispositivo Nucleo68 integra em seu sistema uma antena em circuito impresso.

O Nucleo68 possui também três botões de usuário, botão de *reset*, três LEDs, porta micro-b USB e o depurador/programador ST-LINK/V2-1 integrado para o carregamento do *firmware*.

O segundo dispositivo do kit, por ser menor, não apresenta todas as características do primeiro. O Dongle USB conta com apenas um botão de usuário, três LEDs e uma chave para gerenciamento de inicialização. O núcleo de processamento é o mesmo, porém não há a interface de programação ST-LINK/V2-1.

Figura 19 – Kit microcontrolado P-NUCLEO-WB55.



Fonte: STMicroelectronics

Neste trabalho, o Nucleo68 tem a função de servidor. Ele é encaixado na placa base desenvolvida, realiza a leitura e processamento dos dados dos sensores e os transmite pela rede Bluetooth. O Dongle USB tem o papel de cliente na rede, recebendo os dados transmitidos pelo Nucleo68. Conectado ao Desktop pela porta USB, o Dongle realiza a transferência dos dados recebidos.

4.4 MÓDULOS

4.4.1 Bateria

Visando um sistema compacto e sem cabos de alimentação elétrica, o sistema conta com uma bateria recarregável de lítio de 3.7V e 850mAh. O uso de baterias também proporciona maior segurança para o voluntário sendo monitorado em relação à descargas elétricas e uma menor interferência a ruídos da rede elétrica. A Figura 20 ilustra a bateria utilizada no projeto.

Figura 20 – Bateria para alimentação do sistema.



Fonte: o Autor

4.4.2 Carregador

Para recarregar a bateria é empregado o módulo da Figura 21 contendo o CI TP4056. O TP4056 é um carregador linear completo de corrente constante / tensão constante para baterias de íon-lítio de célula única. Um feedback térmico regula a corrente de carga para limitar a temperatura do chip durante a operação de alta potência ou alta temperatura ambiente. A tensão de carga é fixada em 4,2V e a corrente de carga pode ser programada externamente com um único resistor.

Figura 21 – Módulo TP4056.



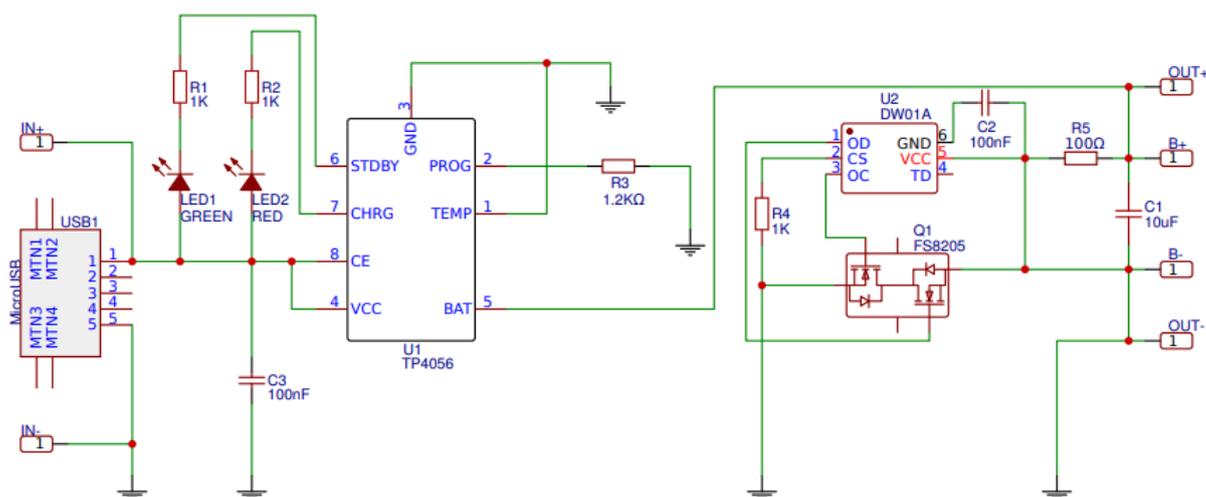
Fonte: o Autor

O TP4056 termina automaticamente o ciclo de carga quando a corrente de carga cai para 1/10 do valor programado após a tensão flutuante final ser atingida. Outros recursos incluem monitor de corrente, bloqueio de subtensão, recarga automática e dois pinos de status para indicar o término da carga e a presença de uma tensão de entrada.

Na Figura 22, pode-se conferir o esquemático do módulo. A corrente de carga é regulada pelo resistor com designação R3. Ao consultar a folha de dados do TP4056, a resistência de $1.2\text{k}\Omega$ programa uma corrente de carga constante de 1mA.

Este módulo também possui um circuito de proteção de bateria. O CI DW01A foi projetado para proteger a bateria de íon-lítio/polímero de danos ou degradação da vida útil devido a sobrecarga, descarga excessiva e/ou sobrecorrente. O CI realiza o controle de carga e descarga através do chaveamento dos MOSFETS integrados no FS8205.

Figura 22 – Esquemático do módulo TP4056.



Fonte: https://easyeda.com/Little_Arc/TP4056

4.4.3 Conversor Boost

Para operar, o dispositivo Nucleo68 requer que a tensão de alimentação seja dentre 7 e 12V no pino Vin (Figura 23). Portanto se faz necessário a inserção de um conversor DC/DC Boost para elevar a tensão de 3.7V fornecida pela bateria.

O módulo adquirido Figura 23 tem como base o CI XL6009. Este conversor aceita uma ampla faixa de tensões na entrada e a tensão de saída pode ser ajustada por um potenciômetro. Este conversor tem uma frequência fixa de chaveamento em 400kHz e tem alta eficiência de até 94%.

Figura 23 – Módulo conversor DC/DC Boost.

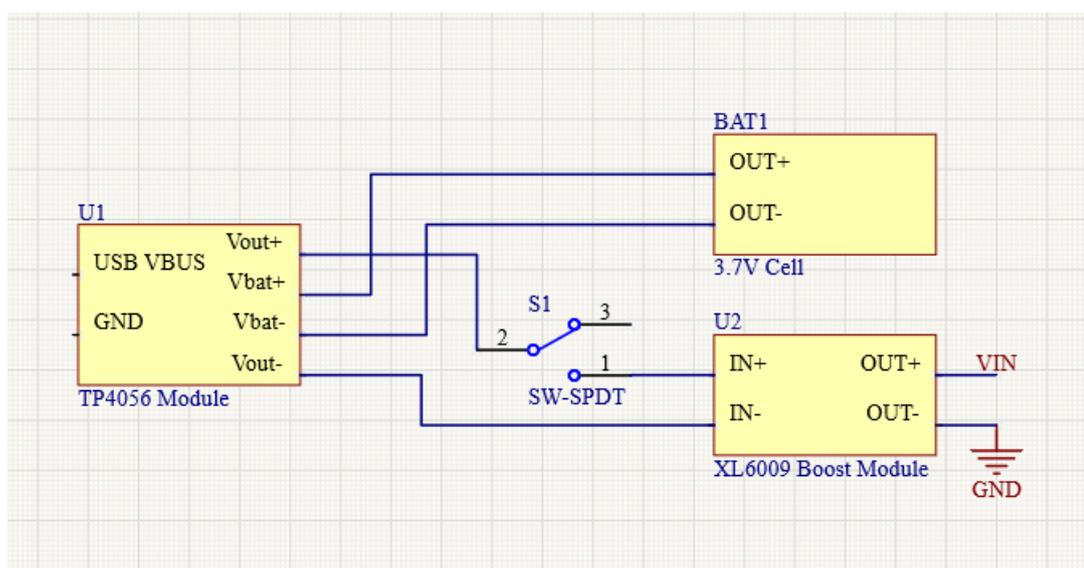


Fonte: o Autor

4.4.4 Esquema de ligação dos módulos de alimentação

A Figura 24 apresenta a conexão dos módulos descritos anteriormente para alimentar o sistema. A bateria (BAT1) é conectada ao módulo TP4056 (U1), o qual recarrega a bateria com energia provida pela porta USB e transfere a carga para o conversor DC/DC (U2). Entre o módulo conversor e o carregador, há ainda uma chave de duas posições, utilizada para ligar (posição 1) ou desligar (posição 2) o sistema.

Figura 24 – Esquemático de ligação dos módulos de alimentação.



Fonte: o Autor

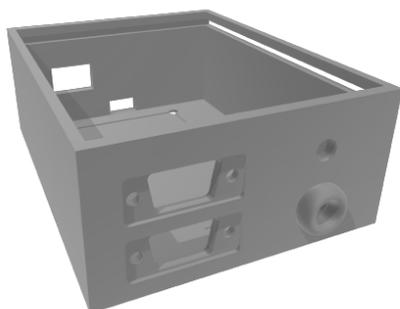
4.5 CAIXA PROTÓTIPO PARA SUPORTE

Com o objetivo de servir como suporte para o sistema, foi desenvolvido um protótipo de caixa em ambiente de criação de objetos tridimensionais (3D). O ambiente utilizado é o 3D Builder da Microsoft. A Figura 25 e 26 ilustram a caixa e a tampa desenvolvidas, respectivamente.

As dimensões da caixa são: comprimento de 11 cm, largura de 8,5 cm e altura de 4 cm. A espessura definida para as paredes é de 3 mm para a caixa e de 2 mm para a tampa. O material utilizado é o PLA Super Tough, na cor cinza. A impressão foi ajustada para qualidade de 0,2 mm (200 microns) com 20% de enchimento de material. O resultado foi uma caixa resistente, pesando 90 gramas.

A parte frontal do protótipo da caixa conta com aberturas de suporte para conectores DB9, uma chave para ligar o sistema e um LED indicador de funcionamento. Na traseira da caixa, há aberturas para conexão dos cabos de carregamento da bateria e programação do microcontrolador.

Figura 25 – Caixa para suporte do sistema.



Fonte: o Autor

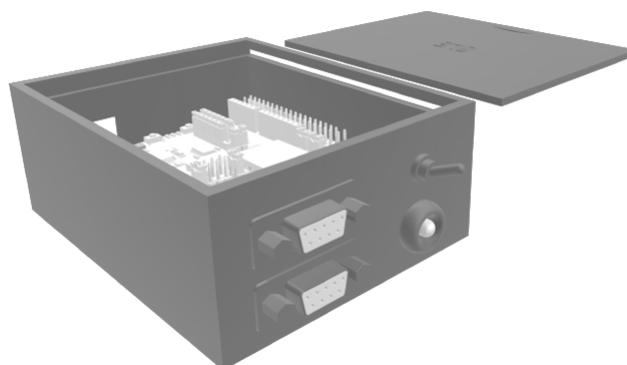
Figura 26 – Tampa da caixa.



Fonte: o Autor

A Figura 27 ilustra uma modelagem 3D do sistema completo, com os conectores DB9, chaves e LED instalados. É possível notar a presença do Nucleo68 no interior da caixa e visualizar o modo de encaixe da tampa.

Figura 27 – Modelo 3D do sistema.

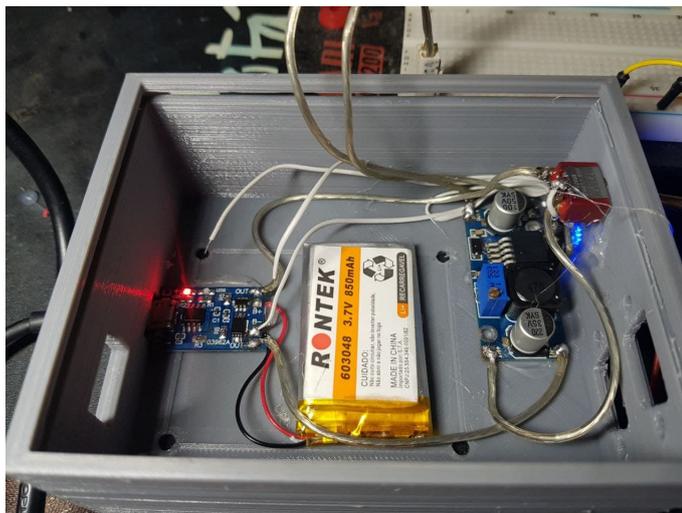


Fonte: o Autor

4.6 MONTAGEM DO SISTEMA NA CAIXA PROTÓTIPO

A montagem do sistema na caixa é mostrada na Figura 28 onde se pode ver os módulos de alimentação posicionados no fundo da caixa. A recarga da bateria é realizada conectando o cabo USB provido de uma fonte externa de 5V ao conector do módulo TP4056 na parte traseira da caixa. Nota-se, também a presença da chave no canto superior direito para ligar o sistema.

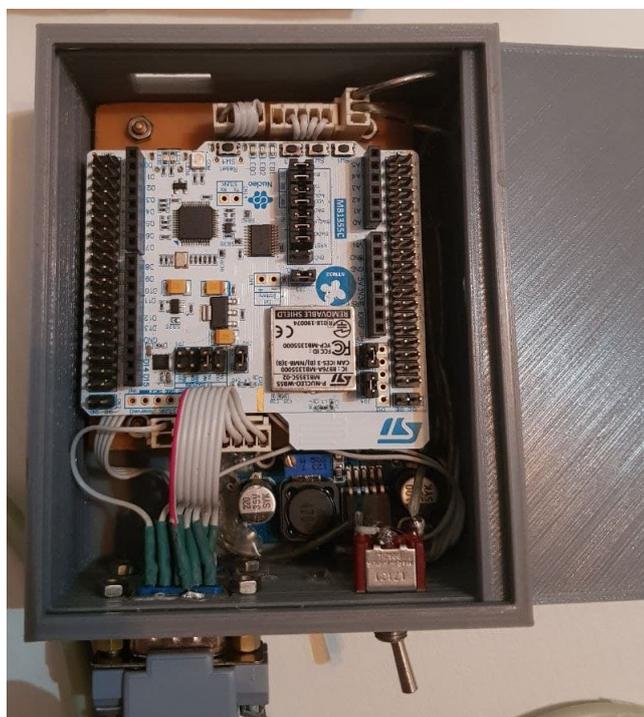
Figura 28 – Montagem dos módulos de alimentação.



Fonte: o Autor

Sobre os módulos de alimentação, é posicionada a placa base, fixada com parafusos e espaçadores entre o fundo da caixa e a ela. A Figura 29 nos mostra o sistema montado. Pode-se já notar a presença dos conectores DB9 na parte frontal da caixa e os cabos flats conectando eles a placa base.

Figura 29 – Sistema completo, protótipo final.



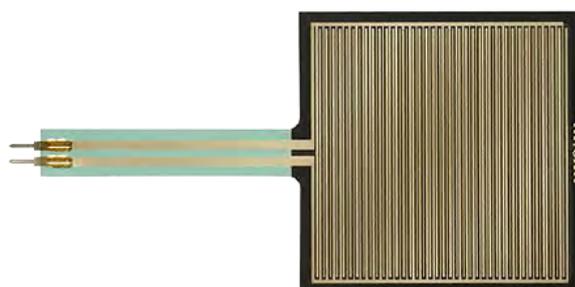
Fonte: o Autor

4.7 SENSORES

4.7.1 Sensor Sensível a Força (FSR)

Neste trabalho, utiliza-se um FSR da série 400 fabricado pela *Interlink Electronics*. Este dispositivo atua para forças tão baixas quanto 0,2N e têm o alcance de sensibilidade de 20N. Apresenta também grande robustez, suportando até 10 milhões de atuações. O modelo da série 400 escolhido é o FSR 406, ilustrado na Figura 30.

Figura 30 – Resistor sensível a força (FSR).



Fonte: Interlink Electronics. Datasheet: FSR® 400 Series.

A área de contato mede 38mm em suas laterais, e o comprimento total é de 83mm. Não sofrendo atuação, ou seja, sem aplicação de força, a resistência do dispositivo fica acima de $10M\Omega$. A medida que é aplicada força sobre ele, a resistência decresce, como ilustrado no gráfico da Figura 31 fornecido pelo fabricante.

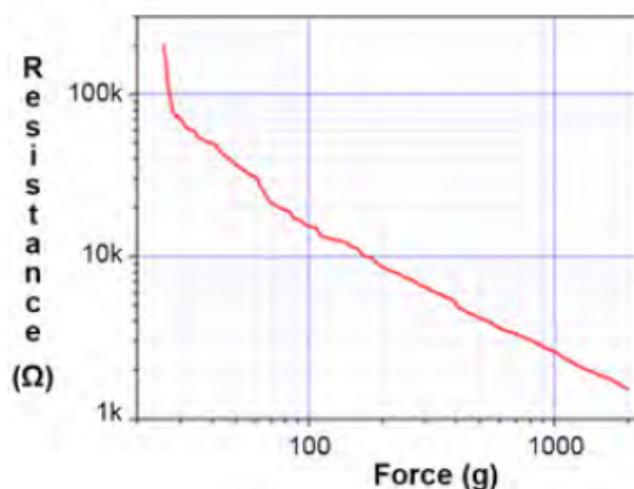
Para conversão simples de força em tensão, o dispositivo FSR é ligado a um resistor de medição em um divisor de tensão, Figura 32, e a saída é descrita pela seguinte equação:

$$V_{out} = \frac{R_M * V_+}{R_M + R_{FSR}} \quad (6)$$

onde V_+ é a tensão aplicada ao divisor de tensão resistivo, V_{out} é a tensão sobre o resistor R_M e R_{FSR} é a resistência do FSR.

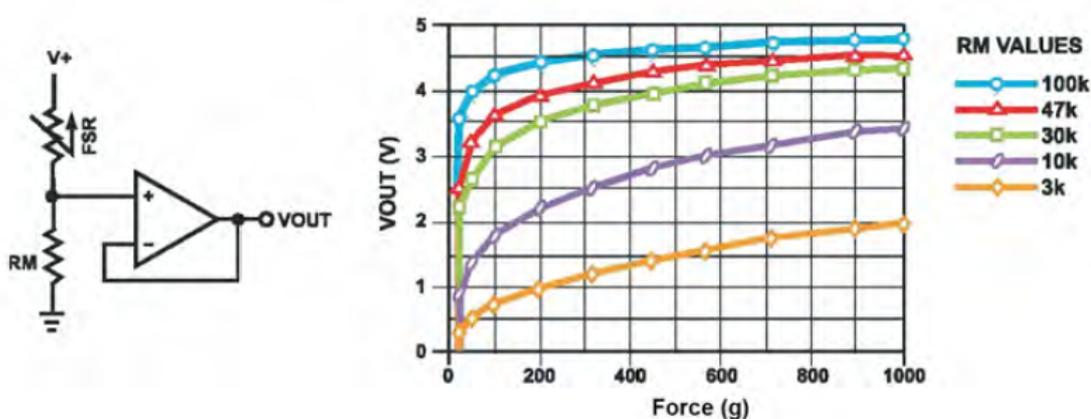
Na configuração mostrada, a tensão de saída aumenta com o aumento da força. O resistor de medição, R_M , é escolhido para maximizar a faixa de sensibilidade de força desejada e para limitar a corrente. Para atender requisitos de impedância do circuito de medição, o divisor de tensão é seguido por um amplificador operacional, na configuração de seguidor de tensão.

Figura 31 – Curva de variação da resistência do FSR por força aplicada.



Fonte: Interlink Electronics. Datasheet: FSR® 400 Series.

Uma família de curvas de força vs. V_{out} é mostrada no gráfico da Figura 32 para um FSR padrão em uma configuração de divisor de tensão com vários resistores R_M . O fabricante definiu V_+ de 5 V para esses exemplos. Como o foco são movimentos respiratórios, onde pequenas forças são aplicadas sobre o sensor, o resistor R_M foi escolhido de modo a resultar em baixas variações na tensão de saída V_{out} . O resistor R_M selecionado tem o valor de 4,7kΩ.

Figura 32 – Circuito conversor (esquerda); Curvas de tensão de saída V_{out} por força aplicada para diferentes valores de R_M (direita).

Fonte: Interlink Electronics. Datasheet: FSR® 400 Series.

A captação do sinal respiratório com o FSR requer cintas de suporte e pressão, apresentadas na Figura 33 e Figura 34, respectivamente. A cinta de suporte do FSR

contém um pequeno bolso para acomodar o dispositivo sendo fabricada em material elástico. Já a cinta de pressão é fabricada em um material com pouca elasticidade que se opõe a expansão do tórax, aplicando pressão sobre o transdutor.

Figura 33 – Cinta de suporte para o FSR.



Fonte: o Autor

Figura 34 – Cinta rígida de pressão.



Fonte: o Autor

4.7.2 Máscara Facial

A máscara facial é composta por três dispositivos para realizar a conversão do fluxo de ar respiratório em um sinal analógico proporcional em magnitude. Os dispositivos são: o transdutor de pressão, o pneumotacógrafo e a máscara.

O transdutor de pressão selecionado é o DC030NDC4, fabricado pela Honeywell. Ele é descrito pela fabricante como sendo um sensor de precisão para pressões muito baixas, medindo diferenças de pressão entre 1 e 30 "H₂O. A Figura 35 apresenta o sensor utilizado. Ele apresenta pinos para alimentação elétrica e um pino com saída analógica.

Figura 35 – Sensor de pressão DC030NDC4.



Fonte: Honeywell. Datasheet: DC Series.

O pneumotacógrafo, ilustrado na Figura 36 e Figura 37, é fornecido pela Takaoka. Na vista lateral, Figura 36, nota-se a divisão entre as duas cavidades no meio do dispositivo. Abaixo de cada uma delas, há uma abertura para conexão do sensor de pressão. Na vista frontal, é possível ver a divisão entre as duas cavidades, com quatro aberturas para passagem do fluxo de ar.

Figura 36 – Pneumotacógrafo Takaoka (vista lateral).



Fonte: o Autor

Figura 37 – Pneumotacógrafo Takaoka (vista frontal).



Fonte: o Autor

A máscara, já acoplada com os outros dois dispositivos, é apresentada na Figura 38. Nota-se na máscara, a presença de uma bolsa de ar para realizar o contato com o rosto e vedar a passagem de ar pelas laterais dela.

Figura 38 – Máscara, pneumotacógrafo e sensor de pressão.



Fonte: o Autor.

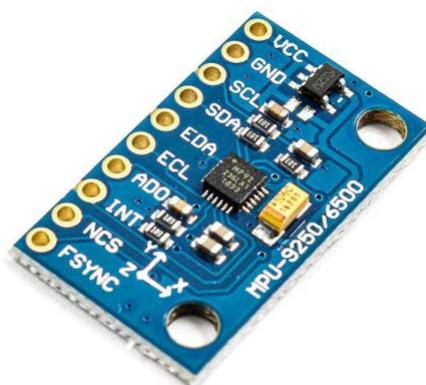
4.7.3 Acelerômetro

No presente trabalho, as medidas de movimentação da caixa torácica são realizadas através de quatro acelerômetros. Para esta tarefa foram selecionados os acelerômetros integrados no chip MPU9250, produzidos pela InvenSense. O MPU-9250 é um encapsulamento QFN multi-chip que consiste em dois chips integrados. Um deles abriga o giroscópio e o acelerômetro, ambos triaxiais. O outro abriga o magnetômetro AK8963 da Asahi Kasei Microdevices Corporation. A Figura 39 mostra o módulo utilizado.

O módulo possui três conversores analógico-digital (ADCs) de 16 bits para digitalizar as saídas do acelerômetro. Para rastreamento preciso de movimentos rápidos e lentos, ele contém um acelerômetro em escala programável pelo usuário nas faixas de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$.

Outros recursos incluem filtros digitais programáveis, um relógio de precisão com variação de 1% de $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $85\text{ }^{\circ}\text{C}$, um sensor de temperatura integrado e interrupções programáveis. O dispositivo possui interfaces seriais I2C e SPI e uma faixa de operação VDD de 2,4 V a 3,6 V.

Figura 39 – Acelerômetro MPU9250.



Fonte: <https://electropeak.com/imu-ahrs-i2c-mpu9250>

A comunicação entre o microcontrolador e os acelerômetros foi implementada através do protocolo SPI; portanto, os acelerômetros compartilham do mesmo barramento para a transferência de dados. Sendo assim, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso para unir os acelerômetros ao mesmo barramento. Esta placa fornece também a alimentação dos dispositivos e um canal para o FSR. A Figura 40 mostra a PCB.

Figura 40 – PCB para conexão dos acelerômetros.



Fonte: o Autor.

A fita Kinésio Figura 41 consiste-se de uma bandagem elástica e adesiva. Ela é utilizada neste trabalho para fixar os acelerômetros ao corpo. Devido a sua ótima aderência à pele, ela mantém os dispositivos fortemente presos por um longo período.

Figura 41 – Fita Kinésio para fixação dos acelerômetros à pele.



Fonte: o Autor.

4.7.4 Cabo para conexão dos sensores

Os sensores são conectados ao sistema utilizando cabos manga de dez vias. Cada via é constituída de um fio de cobre 26 AWG e elas são trançadas em pares. Há ainda uma malha de isolamento entre os fios e a capa do cabo, como pode ser visualizado na Figura 42.

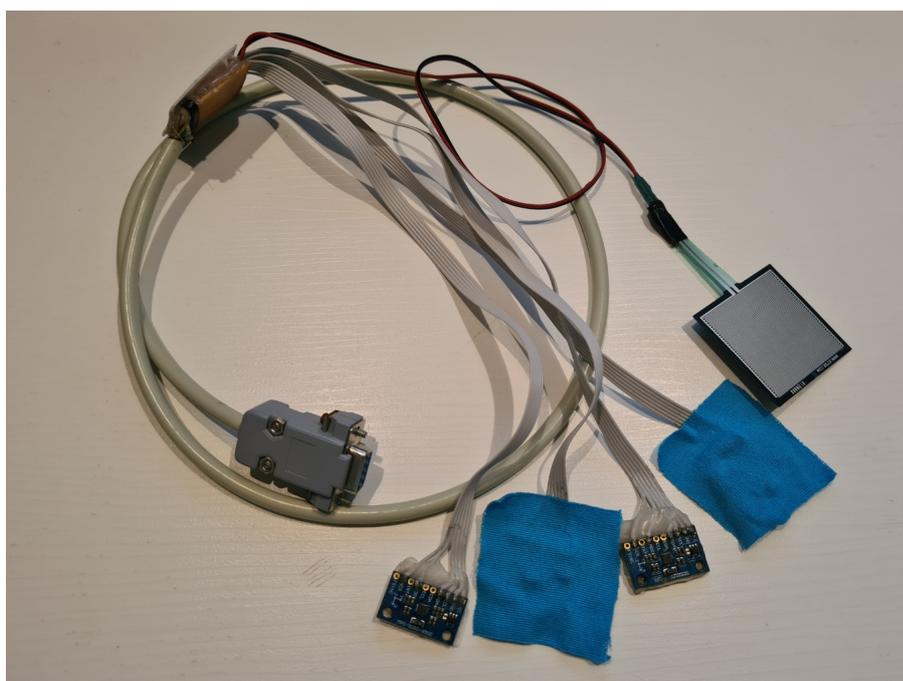
Figura 42 – Cabo Manga 10X26 AWG com Blindagem.



Fonte: <https://proesi.com.br/cabo-manga-10x26-awg-bt.html>

A Figura 43 apresenta o cabo desenvolvido para a comunicação com os acelerômetros e o FSR. Em uma das pontas, há o conector DB9, ao qual se conecta a caixa do sistema. Na outra ponta, está a placa que une os acelerômetros ao mesmo barramento de dados e realiza também a conexão com o FSR. São utilizados cabos *flat* de seis vias para ligar os acelerômetros a placa de união. A escolha dos cabos *flat* se deve a sua flexibilidade, de modo que os acelerômetros possam acompanhar os movimentos respiratórios sem restrições.

Figura 43 – Cabo para conexão dos acelerômetros e do FSR.



Fonte: o Autor.

4.8 IMPLEMENTAÇÃO DE SOFTWARE/FIRMWARE

Nesta seção, descreve-se a implementação de todos os softwares e firmwares desenvolvidos para o projeto. Inicia-se com o *firmware* dos microcontroladores para leitura e transmissão dos dados. Em seguida, descreve-se o software do *Desktop* para a recepção e armazenamento dos sinais amostrados. Por último, são apresentados os algoritmos utilizados no Matlab para o processamento dos dados adquiridos.

4.8.1 Configuração do *firmware* embarcado - Nucleo68

Como já descrito, a placa *Nucleo68* tem a função de ler os sinais gerados pelos sensores e enviá-los para um computador remoto por uma conexão Bluetooth. O *firmware* do dispositivo foi desenvolvido em linguagem C de programação em uma plataforma IDE (Ambiente de Desenvolvimento Integrado) disponibilizada pela fabricante do microcontrolador, STMicroelectronics.

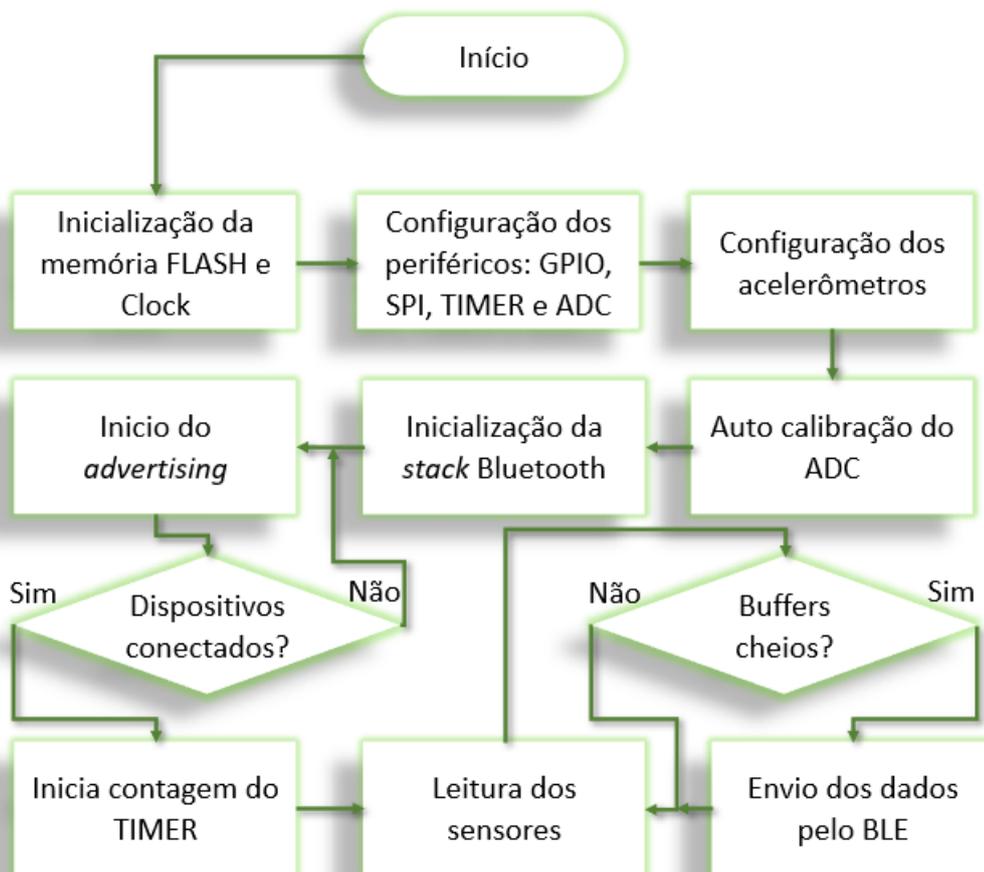
4.8.1.1 Inicialização dos periféricos

O *firmware* do microcontrolador STM32WB contido no Nucleo68 é inicializado com a configuração de seus periféricos, como ilustrado no fluxograma presente na Figura 44. Primeiramente, é estabelecido a interface com a memória Flash, onde se encontra o programa. Em seguida, configura-se o *clock* (relógio do sistema), que têm como fonte um cristal oscilador de 32MHz conectado externamente ao microcontrolador. Este sinal de *clock* é fornecido aos dois núcleos presentes no STM32WB, servindo de *clock* base para seus periféricos e contadores (*Timers*).

Após a configuração da interface de memória e *clock*, inicia-se a configuração dos periféricos relacionados a leitura dos sensores e transmissão dos dados. O primeiro periférico configurado é um *Timer* que tem a função de cronometrar a frequência de amostragem fixa na leitura de cada sensor. Este *Timer*, assim como os restantes, tem frequência base de 32MHz. A saída dele é configurado um *prescaler* (divisor de frequência) de fator 1000, ou seja, reduzindo sua frequência a 32kHz. Ele ainda é configurado para realizar contagens crescentes, de 0 a 1600, gerando interrupções no sistema a cada contagem finalizada. Tal ação tem como resultado interrupções separadas por um intervalo de 50ms, gerando a frequência de amostragem base de 20Hz.

Outro periférico utilizado é o conversor analógico digital (ADC). Ele é necessário para a aquisição dos sinais da máscara e do FSR, os quais são obtidos de forma analógica. O ADC presente neste microcontrolador dispõe de 16 canais independentes, dos quais dois são utilizados, canais 7 e 8. Ele é configurado para realizar conversões na escala de 12 bits por amostra, com alinhamento dos dados à direita e tempo de amostragem no ADC de 2,5 ciclos de processamento.

Figura 44 – Fluxograma de operação do Nucleo68.



Fonte: o Autor.

A comunicação com os acelerômetros é estabelecida através do protocolo de comunicação serial SPI (*Serial Peripheral Interface*). Tal protocolo tem o princípio mestre/escravo, onde o microcontrolador STM32WB exerce o papel de mestre, configurando e controlando os acelerômetros, seus escravos. A interface desta comunicação é feita por um barramento de endereços (MOSI – *Master Out Slave In*) e um barramento de dados (MISO – *Master In Slave Out*), ambos compartilhados entre o mestre e os escravos. Além destes, há um terceiro sinal independente para cada escravo, o CS (*Chip Select*). Este último é utilizado pelo mestre para selecionar o escravo que ele deseja se comunicar. O protocolo foi configurado neste microcontrolador para funcionar em modo *Full-Duplex*, com formato de *frame* Motorola e dados de 8 bits. Além disso, a taxa de dados foi fixada em 500 kbps. Conforme indicado na folha de dados do MPU9250, é preciso que o protocolo SPI opere em modo 3, onde os dados são amostrados na borda ascendente do *clock* e deslocados na borda descendente.

Com a comunicação entre os acelerômetros e o microcontrolador pronta, são acessados os registradores internos do MPU9250 para ajustar os parâmetros de configuração dos acelerômetros. Os movimentos no processo respiratórios que eles são

submetidos são de baixa velocidade e amplitude. Levando isso em consideração, eles foram ajustados para fornecer amostras dentro de um fundo de escala de $\pm 2g$. O MPU9250 contém também um módulo de filtro digital passa baixa (DLPF – *Digital Low Pass Filter*) que pode ser configurado para limitar a banda de frequências. Tal filtro foi ajustado para uma queda de 3dB em 5,05Hz. Há ainda o módulo de giroscópio e o sensor de temperatura dentro do chip MPU9250, os quais permaneceram desligados para diminuir o consumo de energia.

Ao finalizar todos os periféricos, é inicializada a *stack* do protocolo *Bluetooth Low Energy* (BLE) no segundo núcleo (Cortex-M0+) do microcontrolador. No Anexo A, o protocolo BLE é descrito de forma resumida, apresentado os principais conceitos, implementação da *stack* (pilha) do protocolo e os tipos de comunicação.

A *stack* é iniciada configurando a interface HCI e, posteriormente o GATT e GAP. Na camada física (PHY), o transmissor foi configurado para entregar uma potência de -0.15dBm a uma taxa de 1Mbps.

Apenas um serviço foi adicionado ao GATT, atribuído o nome de dados respiratórios. Este serviço conta com três características, as quais são: amostras do FSR, amostras da máscara e amostras dos acelerômetros. Cada característica do serviço contém as amostras no campo de valores, e todas têm a mesma propriedade *Notifiable* para transmissão dos dados.

A camada GAP foi implementada de modo que o Nucleo68 funcione no modo de servidor (escravo). Desse modo, assim que estabelecida a conexão com o cliente (mestre), o servidor passará a enviar os dados através das notificações.

Por último, o *firmware* do sistema funciona por meio de um sistema multitarefas (RTOS – *Real Time Operating System*). Nesse tipo de operação, são criadas tarefas para cada função desejada, entre elas: leitura dos sensores e transmissão dos dados. São atribuídas diferentes prioridades para cada uma, de modo que quando sejam agendadas para execução, o sistema possa dar as devidas prioridades.

4.8.1.2 Leitura dos sensores

Após a conexão do *Nucleo68* (servidor BLE) ao *Dongle USB* (mestre BLE), este último identifica os serviços e características disponíveis na conexão com o servidor e solicita inscrição nas notificações. Ao identificar a inscrição do mestre, o servidor dá início ao processo de leitura dos sensores.

Os sensores são lidos com taxa de amostragem fixa determinada pelas interrupções do *TIMER*. Para os acelerômetros a taxa foi mantida igual a fornecida pelo contador, de 20Hz. Já a máscara e o FSR tiveram suas taxas reduzidas a 10Hz com um *prescaler* extra. As tarefas de leitura dos sensores são agendadas no tratador de interrupções do *TIMER*, com alta prioridade.

4.8.1.3 Transmissão BLE

As amostras dos sinais são transferidas em pacotes no intervalo de 1 segundo por meio das notificações ao mestre. Cada característica, referente a um dos sensores, é transferida de forma isolada.

Os acelerômetros são lidos a taxa de 20 amostras por segundo, sendo que cada amostra é dividida em 3 eixos (X, Y e Z), com amostras de 16 bits cada. Logo, em um segundo, cada acelerômetro retorna 120 bytes, e os quatro em conjunto totalizam 480 bytes/s. A máscara facial e o FSR são amostrados a 10 Hz, com dois bytes por amostra. Logo, em um segundo, os dois totalizam 40 bytes. Totalizando, tem-se uma taxa de transmissão de dados de 520 bytes por segundo.

4.8.2 Configuração do *firmware* embarcado – Dongle USB

O *firmware* do *Dongle USB* tem a função de receber os dados notificados pelo *Nucleo68* e transferi-los através da porta USB para o *Desktop*.

4.8.2.1 Inicialização dos periféricos

Semelhante ao *Nucleo68*, o *firmware* é iniciado estabelecendo a interface com a memória e configurando o *clock* base do microcontrolador, como ilustrado no fluxograma da Figura 45. Em seguida, configura-se o protocolo de comunicação USB. Ele foi ajustado para operar no modo *Full-Speed*. A interface implementada entre o *Dongle USB* e o *Desktop* se caracteriza como uma porta virtual para troca de dados, com *baud rate* de 9600bps.

Na inicialização da *stack* BLE, a camada GAP foi implementada de modo que funcione no modo de cliente (mestre). Desse modo, assim que estabelecida a conexão com o servidor (escravo), o cliente passará a receber os dados através das notificações. Ainda como no *Nucleo68*, o *firmware* do sistema funciona por meio do sistema multitarefas.

4.8.2.2 Recepção BLE e transmissão USB

Estabelecida a conexão entre cliente e servidor, o *Dongle USB* solicita a inscrição nas notificações do servidor, e ao ser aceito, começa a transferência dos dados pela rede sem fio.

Antes de serem enviadas pelo servidor, as amostras de cada sensor são armazenadas em variáveis de 16 bits. Entretanto, no processo de transmissão pela rede BLE, tais amostras necessitam ser isoladas em dois bytes distintos. Ao chegar no cliente, os pacotes recebidos são fragmentados e os dados são inseridos em um novo pacote para a transmissão USB. Esse novo pacote conta com um preâmbulo de identificação do dispositivo, assim como para identificar os tipos de dados a serem enviados. É

realizado também a concatenação dos bytes isolados anteriormente no servidor e o pacote é enviado na forma de uma sequência de caracteres (*string*) pela interface USB.

Figura 45 – Fluxograma de operação do Dongle USB.



Fonte: o Autor.

4.8.3 Software para recepção dos dados no Desktop

As amostras transferidas pela interface USB do *Dongle* para o *Desktop* são então visualizadas em tempo real em gráficos dinâmicos e armazenadas em arquivos para serem processados posteriormente.

O software para esta tarefa foi desenvolvido na linguagem *Python*, em sua versão 3.8. A abertura, configuração da interface USB e recepção dos dados no *Desktop* é implementada utilizando a biblioteca *pySerial* (LIECHTI, 2017).

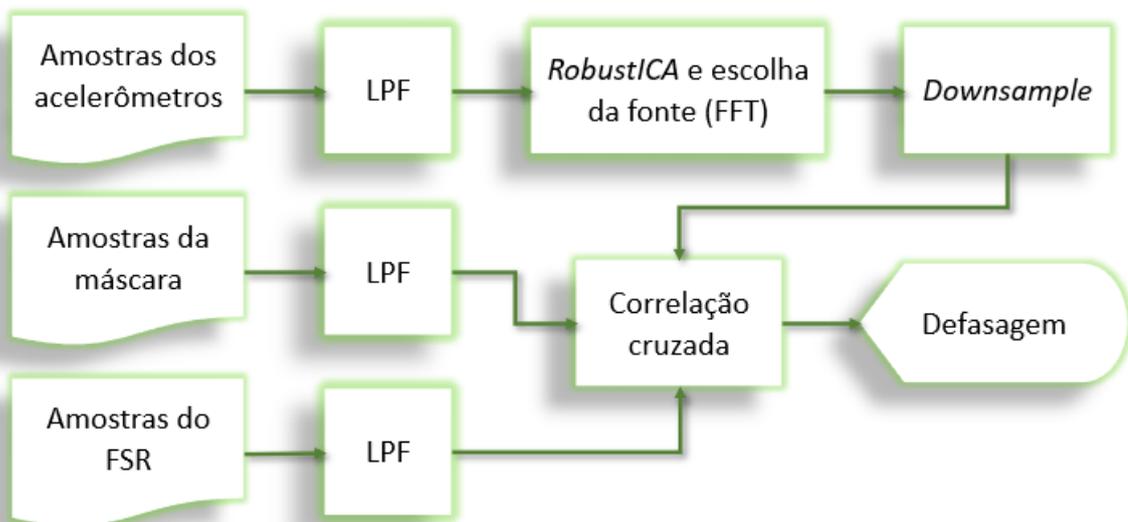
Em seguida, os dados recebidos são armazenados em listas independentes para cada tipo de dado. Essas listas têm tamanho fixo e armazenam 150 segundos de amostras. Para o FSR e a máscara, isso é equivalente a uma lista de 1500 amostras. No caso dos acelerômetros, a lista para armazenar cada eixo (X, Y e Z) recebe 3000 amostras.

As amostras contidas nas listas são utilizadas para gerar gráficos com atualização em tempo real. Este tipo de gráfico é criado utilizando a biblioteca *PyQtGraph* (CAMPAGNOLA, 2021). Por último, os dados são salvos em arquivos no formato *CSV* (valores separados por vírgula) com o auxílio da biblioteca *Pandas* (TEAM, 2020).

5 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Os arquivos em formato CSV são abertos no Matlab e as amostras são carregadas em estruturas contendo um vetor de amostras e outro de tempo, construído a partir da frequência de amostragem. A etapa inicial consiste em um pré-processamento com aplicação de filtro nos sinais de entrada. Em seguida, as amostras dos quatro acelerômetros são submetidas ao algoritmo *robustICA* para separação de fontes. A etapa final consiste na comparação de fase com o algoritmo de correlação cruzada entre o sinal da máscara e o do FSR e da máscara com os acelerômetros. O fluxo deste processo é ilustrado na Figura 46.

Figura 46 – Fluxograma do processamento dos dados no Matlab.

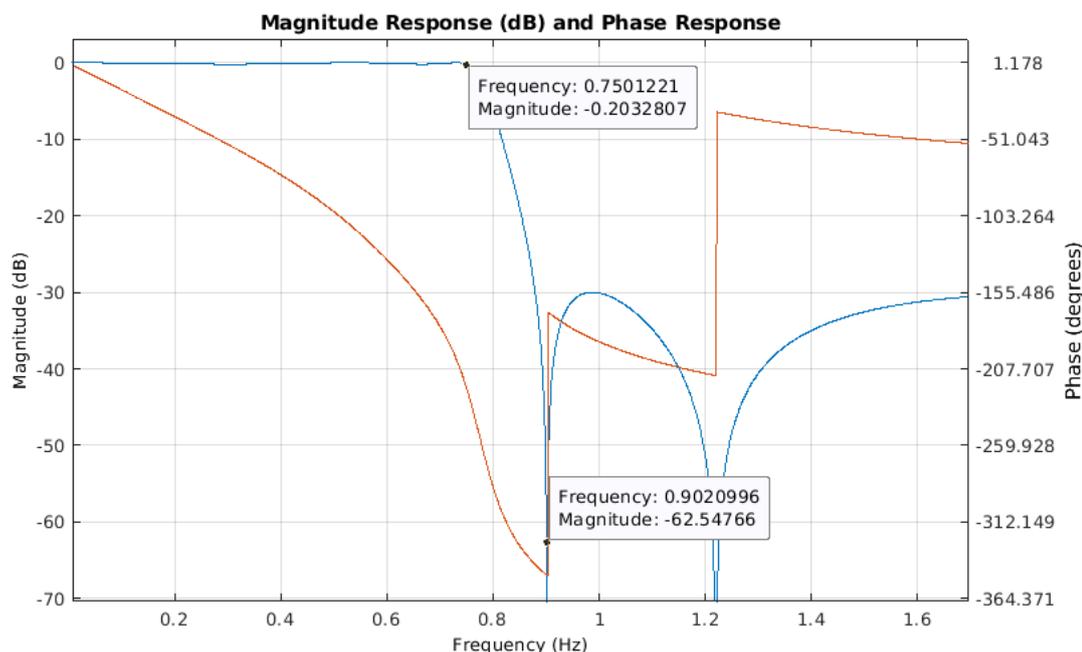


Fonte: o Autor.

5.1 PRÉ PROCESSAMENTO

Nesta etapa, os sinais dos acelerômetros, da máscara e do FSR são submetidos a um filtro passa-baixa (LPF) Chebyshev do tipo II. A resposta em magnitude e fase do filtro é apresentada na Figura 47. O filtro tem ganho unitário na banda de passagem, com frequência de corte em 0,75Hz, com a banda de rejeição chegando a uma atenuação de 60dB para frequência em torno de 0,9Hz e 30dB para frequências mais altas. O filtro foi implementado utilizando a caixa de ferramentas de processamento de sinal no Matlab.

Figura 47 – Resposta em magnitude (dB) e fase (Graus) do filtro.



Fonte: o Autor.

Um dos objetivos desse trabalho é a comparação de fase dos sinais respiratórios obtidos, logo os sinais são filtrados de modo a evitar distorções de fase. Para isso, após os coeficientes do filtro serem definidos, a filtragem é realizada com a função *filtfilt* do Matlab. Essa função executa a filtragem digital de fase zero processando os dados de entrada nas direções direta e reversa.

Para efeitos de comparação, a Figura 48 ilustra a filtragem de um sinal respiratório obtido com o FSR. O sinal original está representado na cor preta. Na cor azul, tem-se o sinal filtrado utilizando a função *filter*. Nota-se a defasagem causada em relação ao sinal original. Por fim, na cor vermelha tem-se o sinal filtrado com a função *filtfilt*, que realiza a correção de fase.

A última etapa do pré-processamento consiste de subtrair a média dos sinais e normalizar pelo desvio padrão.

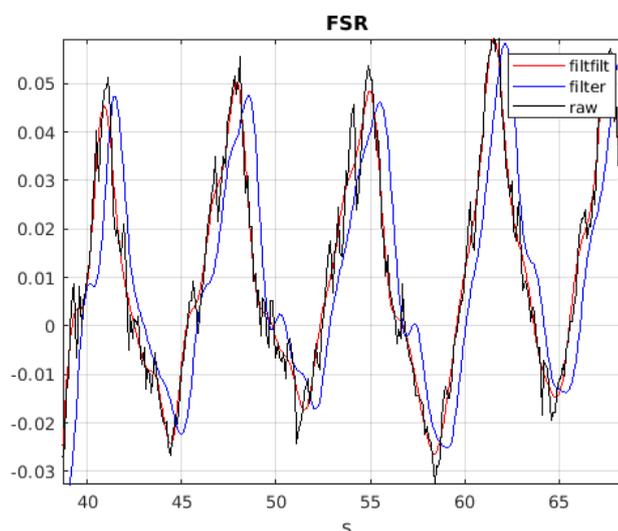
5.2 PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE ACELERÔMETRO

Com os sinais dos acelerômetros pré-processados, eles são então submetidos ao algoritmo *RobustICA* desenvolvido e implementado por Zarzoso e Comon (2010). O algoritmo dispõe de alguns parâmetros, os quais incluem a adição de um estágio de *prewhitening* e a deflação baseada em regressão, visando encontrar primeiro uma fonte sub-Gaussiana.

O algoritmo tem como saída uma matriz com distintas fontes independentes, nas quais estão incluídos ruídos, movimentos não relacionados a respiração, e o sinal

respiratório captado em diferentes acelerômetros. Portanto, é necessário identificar as fontes com o sinal respiratório pra dar continuidade no processo de comparação de fase.

Figura 48 – Comparação entre as funções *filtfilt* e *filter* na aplicação do filtro.



Fonte: o Autor.

O sinal respiratório pode ser aproximado por uma cossenoide, com frequências entre 0,2 e 0,6 Hz. Levando em consideração estas informações, é aplicado a transformada rápida de Fourier (FFT) sobre as fontes encontradas. São então selecionadas as fontes que tenham sua componente de frequência de maior energia dentro da faixa de frequências do sinal respiratório.

5.3 ANÁLISE DE FASE

A fim de manter a concordância no número de amostras de cada sinal, é realizado a redução na taxa de amostragem dos sinais dos acelerômetros (*downsample*), para a taxa de amostragem dos sinais da máscara e do FSR, 10 Hz. Esta tarefa é alcançada com a função *decimate* do Matlab.

Em seguida, os sinais são submetidos a correlação cruzada, com a função *xcorr*. A função *xcorr* tem como retorno o vetor de correlação e o vetor de *lags* (índices). No primeiro vetor, de correlação, é encontrado o valor máximo, que representa o ponto de máxima similaridade dos sinais de entrada. Através do ponto de máxima similaridade é encontrado o valor do *lag* referente a ele. Este último valor, *lag*, informa a defasagem dos sinais, representado em número de amostras.

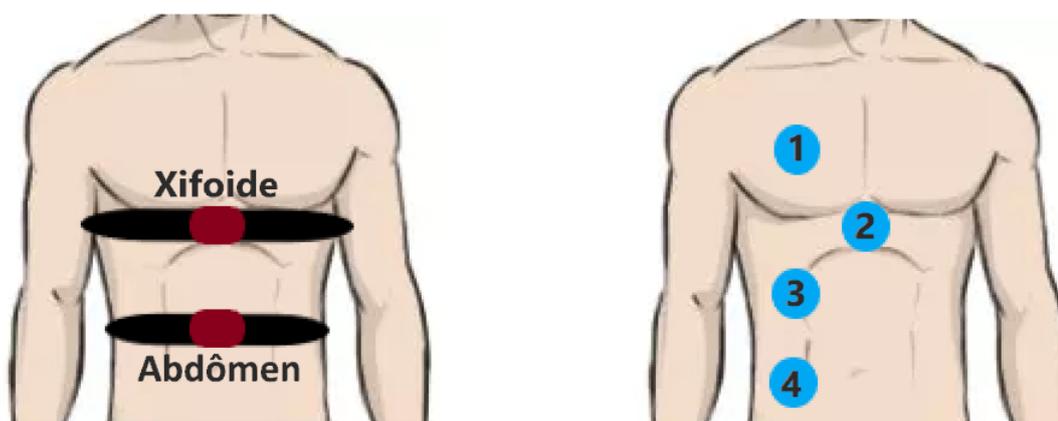
Com o objetivo de apresentar a defasagem dos sinais em unidade de graus, o passo final consiste em encontrar a frequência do sinal de referência. Esse passo é alcançado com a aplicação da FFT ao sinal da máscara.

6 ENSAIOS

Com o objetivo de criar um banco de dados para análise, são realizados ensaios controlados em um único indivíduo.

Os ensaios estão compreendidos em duas categorias principais: com o indivíduo na posição deitada e sentada. Dentro destas duas categorias, uma subcategoria caracteriza a posição do FSR. Este sensor é colocado em duas posições distintas para investigar a defasagem em cada uma delas. As posições são: na região central do abdômen e sobre o apêndice xifoide, região localizada na parte inferior do esterno. À esquerda da Figura 49 é ilustrado as posições referentes ao uso do sensor FSR.

Figura 49 – Posições dos sensores: FSR (esquerda) e acelerômetros (direita).

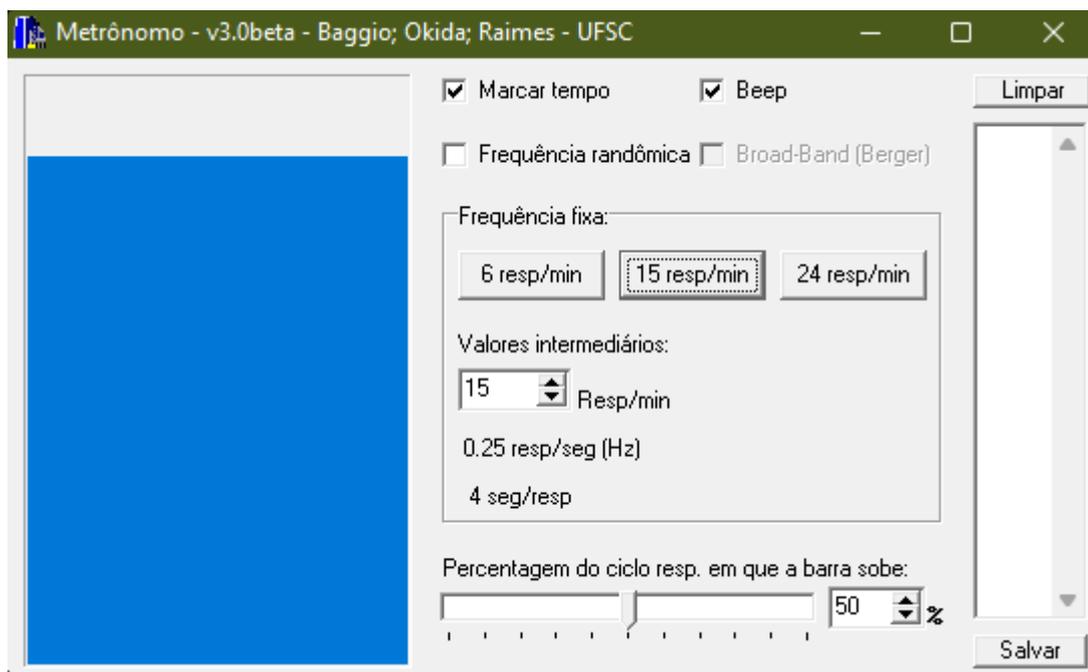


Fonte: o Autor.

Em todos os ensaios os acelerômetros estão situados na mesma posição, conforme a ilustração à direita da Figura 49, e elas são: região sobre o peito direito, região inferior do esterno, lateral superior direita e inferior direita do abdômen. Conforme o estudo realizado por Siqueira *et al.* (2019), estas regiões apresentam as maiores componentes do sinal respiratório obtido por meio de acelerômetros.

Durante os ensaios, a taxa respiratória é mantida constante e o controle é realizado pelo acompanhamento de um metrônomo. Neste metrônomo, desenvolvido exclusivamente para o controle da taxa respiratória, é possível configurar a taxa em BPM (*breaths per minute* – respirações por minuto), a porcentagem (*duty-cycle*) de tempo entre inspiração e expiração em cada ciclo e fazer o acompanhamento do processo respiratório por meio de uma animação gráfica. A Figura 50 ilustra a interface gráfica do metrônomo.

Figura 50 – Metrônomo para controle da taxa respiratória (BAGGIO, 2011)



Fonte: o Autor.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 SINAIS CAPTADOS

Durante os ensaios, registrou-se para cada uma das posições, um total de 75 arquivos contendo amostras dos sinais captados. Dentro de cada arquivo são encontradas amostras referentes a 150 segundos de amostragem. Totalizando, a captação dos sinais durou 187,5 minutos em cada posição.

O metrônomo foi configurado para a taxa respiratória de 15 respirações por minuto, com o tempo de duração de cada fase mantido igual, *duty-cycle* de 50%. Esta ferramenta serve de auxílio ao voluntário para manter a taxa respiratória constante nos diferentes ensaios, evitando que alterações nesta alterem os resultados.

A Figura 51 ilustra um intervalo de 15 segundos dos sinais captados. O primeiro gráfico, superior, mostra-se os sinais referentes ao eixo X de cada acelerômetro (acc). O segundo e terceiro gráfico mostram o eixo Y e Z, respectivamente. No último, estão os sinais captados pelo transdutor de pressão da máscara e pelo FSR. Todos os sinais apresentados estão normalizados e filtrados pelo filtro passa-baixa.

Nota-se na Figura 51 que os sinais captados têm comportamento semelhante ao sinal respiratório oriundo da máscara; ou seja, apresentam a mesma forma sinusoidal e períodos de ciclo próximos. A principal diferença entre os sinais encontra-se na fase.

Entre os sinais captados pelos acelerômetros, nos diferentes eixos, há defasagens de até 180 graus. A causa desta defasagem está relacionada a posição de cada dispositivo e o deslocamento que ele sofre no corpo do voluntário.

7.2 APLICAÇÃO DO ALGORITMO *ROBUSTICA*

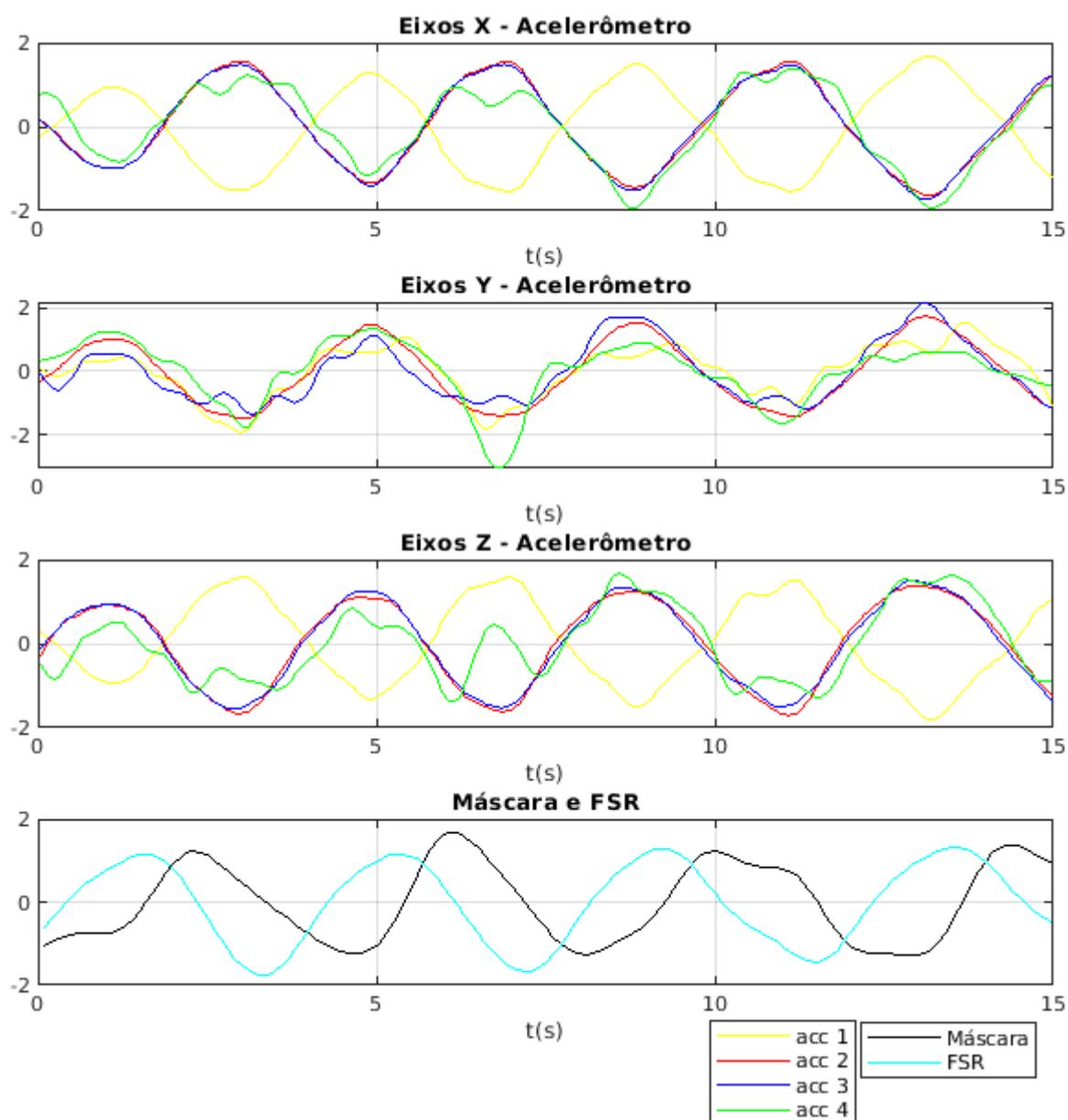
Após a filtragem e normalização, aplicou-se o processamento com o algoritmo *robustICA* aos sinais dos acelerômetros. A partir dos sinais de entrada, o algoritmo tem o trabalho de identificar a matriz de mistura, e assim, encontrar uma fonte responsável pela componente do sinal respiratório.

O algoritmo *robustICA* entrega à sua saída um conjunto de fontes estatisticamente independentes. Na Figura 52, apresenta-se uma das saídas obtidas na aplicação deste processamento. Nela mostram-se as primeiras quatro fontes encontradas. Neste conjunto de fontes, a primeira delas (ICA 1) já corresponde a componente respiratória buscada, pois apresenta um comportamento cíclico semelhante ao registrado pelo transdutor de pressão. As demais fontes correspondem a ruídos ou outros movimentos não periódicos.

A seleção da fonte com a componente respiratória dentre as demais fontes foi realizada com a aplicação da FFT sobre as mesmas. Considerando que o voluntário consiga manter a taxa respiratória em 15 BPM, ou seja, em uma frequência de 0,25

Hz, selecionou-se as fontes com frequências entre 0,2 e 0,3 Hz, abrindo assim uma margem para desvios.

Figura 51 – Amostra de sinais captados por 4 acelerômetros (Eixos X, Y e Z), máscara e FSR..

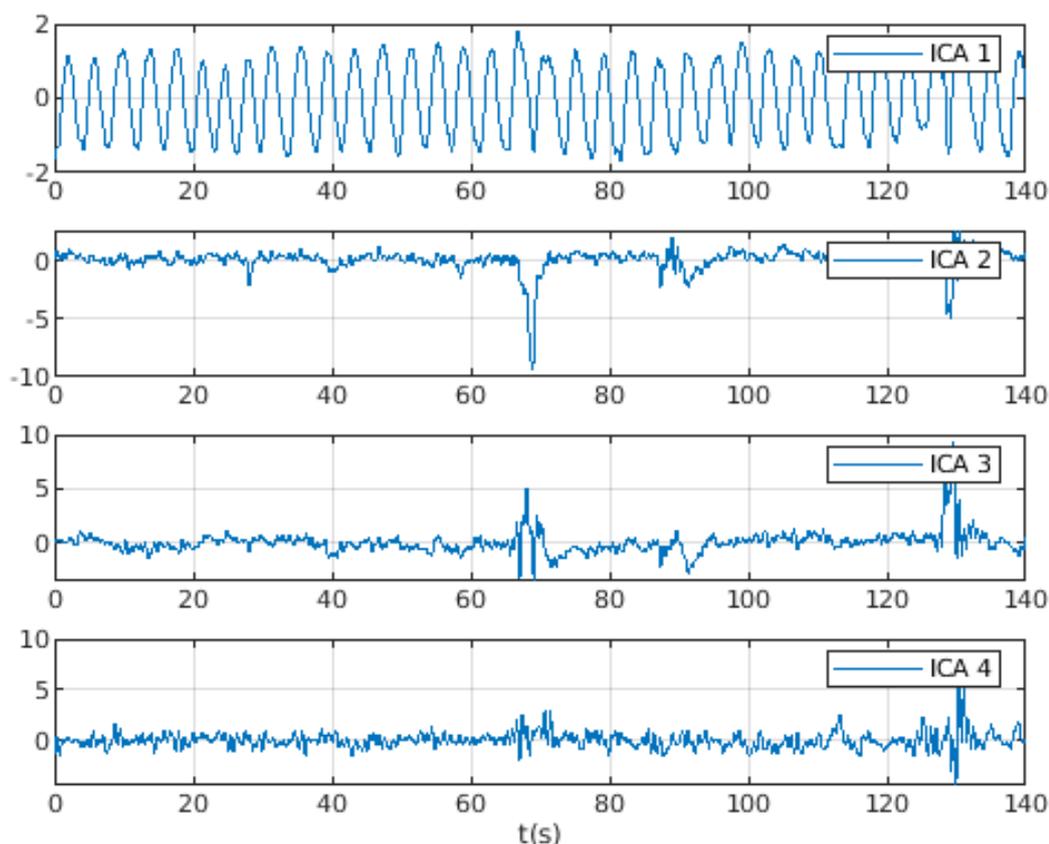


Fonte: o Autor.

7.3 ANÁLISE DE FASE

Em seguida, analisou-se a defasagem entre o sinal de referência (máscara facial) e os demais sinais. Como já descrito na Seção 5.3, esta análise é realizada com o algoritmo de correlação cruzada.

Figura 52 – Fontes identificadas pelo algoritmo *robustICA*. A primeira fonte contém o sinal respiratório; as demais mostram apenas ruído.



Fonte: o Autor.

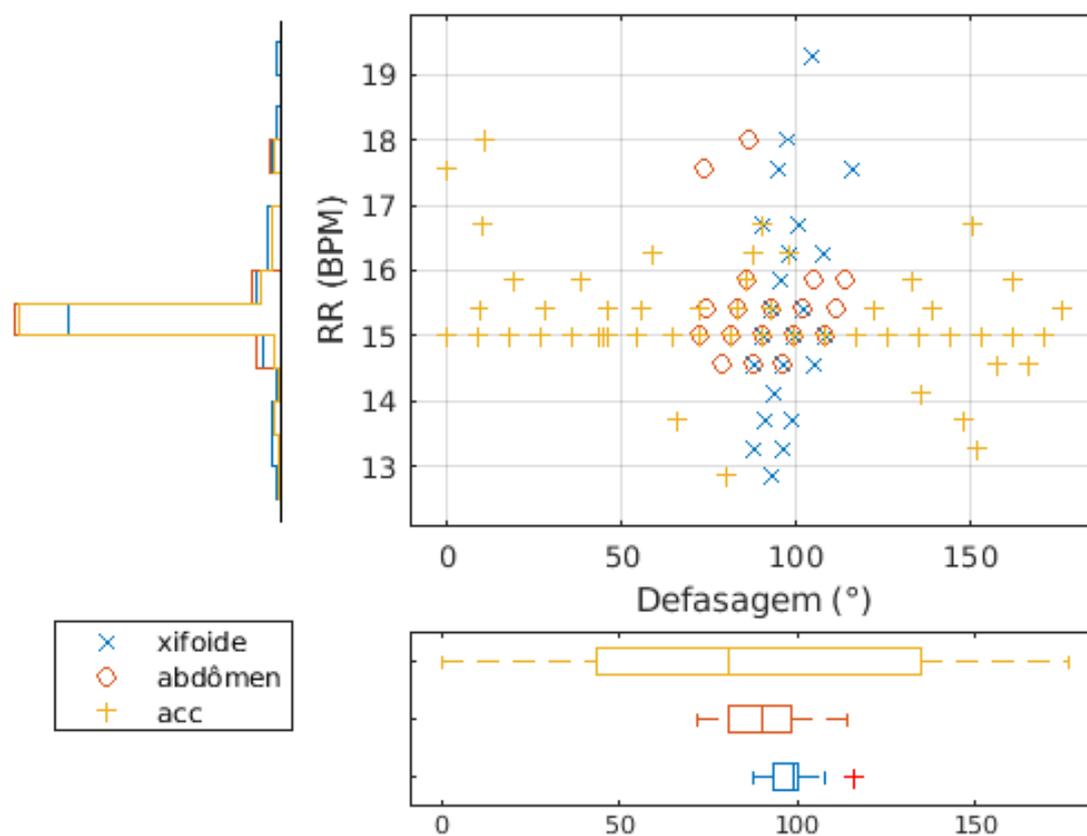
7.3.1 Voluntário na posição sentada

A primeira análise consiste das medidas obtidas com o voluntário na posição sentada. A Figura 53 apresenta os resultados obtidos nesta etapa. Neste gráfico, o eixo das ordenadas representa a taxa respiratória (RR) obtida através do sinal do transdutor de pressão. Ao lado do eixo das ordenadas há um histograma dos pontos deste eixo. O eixo das abscissas representa a defasagem entre o sinal do transdutor de pressão e os demais sinais. Abaixo do eixo das abscissas, encontra-se os diagramas de extremos e quartis.

A maior parte das medidas tiveram a taxa respiratória em 15 Hz, como pode-se notar no histograma. A defasagem dos sinais captados com o FSR na altura do xifoide está representada pela marcação em azul. Nota-se que as defasagens medidas se concentram próximo de 100 graus, com a média em 97.8 graus. A marcação em vermelho representa as medidas realizadas com o FSR sobre o abdômen. As defasagens do sinal obtido nesta posição têm uma maior variação em relação ao xifoide, e a média ficou em 89.8 graus, uma diferença de 8 graus.

As defasagens encontradas entre o sinal do transdutor de pressão e o sinal do FSR mostram a diferença entre o início das fases inspiratórias e expiratórias em cada técnica. Esta diferença acontece porque os pulmões não são preenchidos / esvaziados pelo ar no mesmo momento em que o fluxo de ar se inicia na máscara. Logo, há uma diferença temporal entre a passagem do fluxo de ar pela máscara e o movimento do tórax do voluntário. Essa diferença temporal (defasagem) é dependente também da posição do sensor, como pode ser visto entre o xifoide e o abdômen.

Figura 53 – Medidas de defasagem (voluntário em posição sentada) para as formas de onda captadas com os acelerômetros (laranja) e FSR; este último foi captado na altura do xifoide (azul) e sobre o abdômen (vermelho). Na figura superior, cada medida; na figura inferior, boxplot de todas as medidas.



Fonte: o Autor.

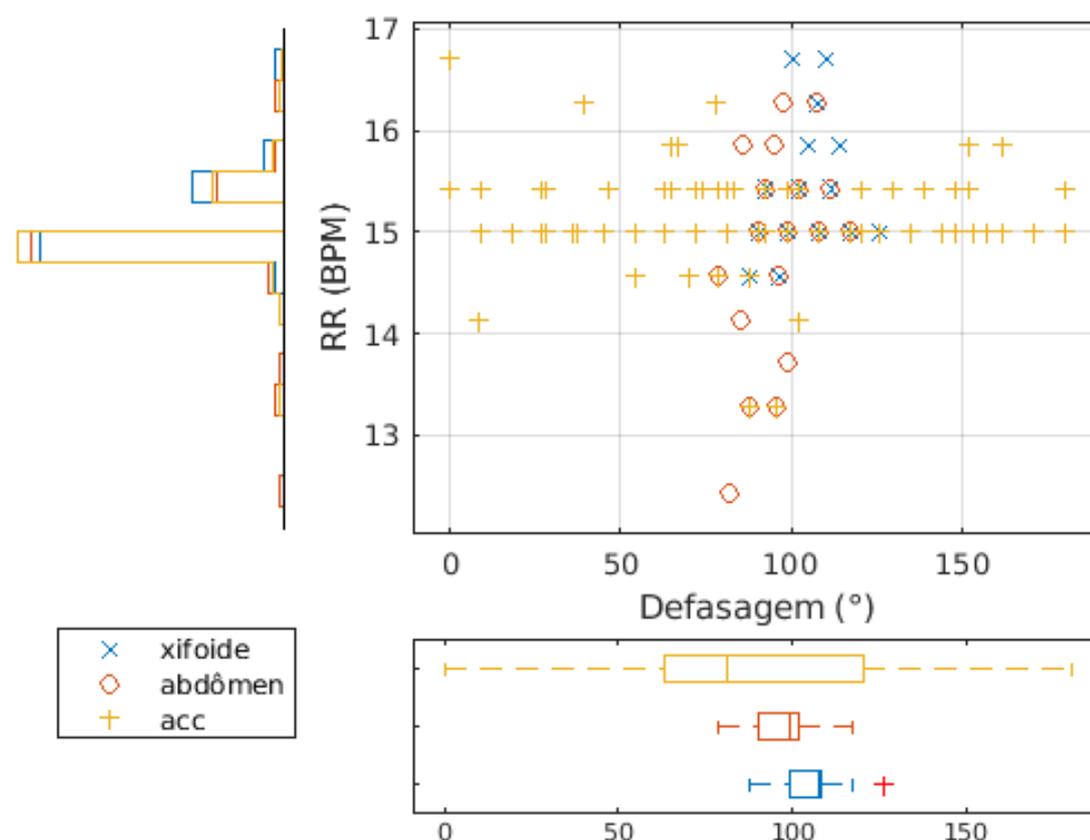
Assim como o FSR, os acelerômetros mostram defasagens distintas a depender de sua localização no tórax. Logo, com os sinais à entrada em fases distintas, o algoritmo *robustICA* não consegue fornecer uma fase constante na saída. Portanto, nota-se uma variação elevada em relação ao FSR, com a maior parte das medidas entre 50 e 130 graus.

7.3.2 Voluntário na posição deitada

A segunda análise consiste das medidas obtidas com o voluntario na posição deitada. A Figura 54 apresenta os resultados obtidos nesta etapa. Os resultados são semelhantes, com a respiração do voluntário mantida em torno de 15 BPM, como pode ser visto no histograma do eixo das ordenadas.

A diferença encontrada nesta análise consiste no valor médio encontrado para as posições do FSR. Na altura do xifoide, a média ficou em 104,4 graus, e no abdômen, em 97,8 graus. Comparando com as médias encontras na posição do voluntário sentado, o xifoide teve acréscimo de 6,7 graus, e o abdômen de 7,9 graus. Essas diferenças mostram que na posição deitado, os movimentos do tórax têm um atraso de tempo maior em relação ao fluxo de ar na máscara. Os acelerômetros apresentam resultados semelhantes a posição sentado, porém com uma variação menor da defasagem.

Figura 54 – Medidas de defasagem (voluntário em posição deitada) para as formas de onda captadas com os acelerômetros (laranja) e FSR; este último foi captado na altura do xifoide (azul) e sobre o abdômen (vermelho). Na figura superior, cada medida; na figura inferior, boxplot de todas as medidas.



Fonte: o Autor.

Além das posições dos sensores, o padrão respiratório do movimento do tórax

de cada indivíduo pode influenciar na fase dos sinais. Os padrões respiratórios podem diferir entre indivíduos saudáveis ou não.

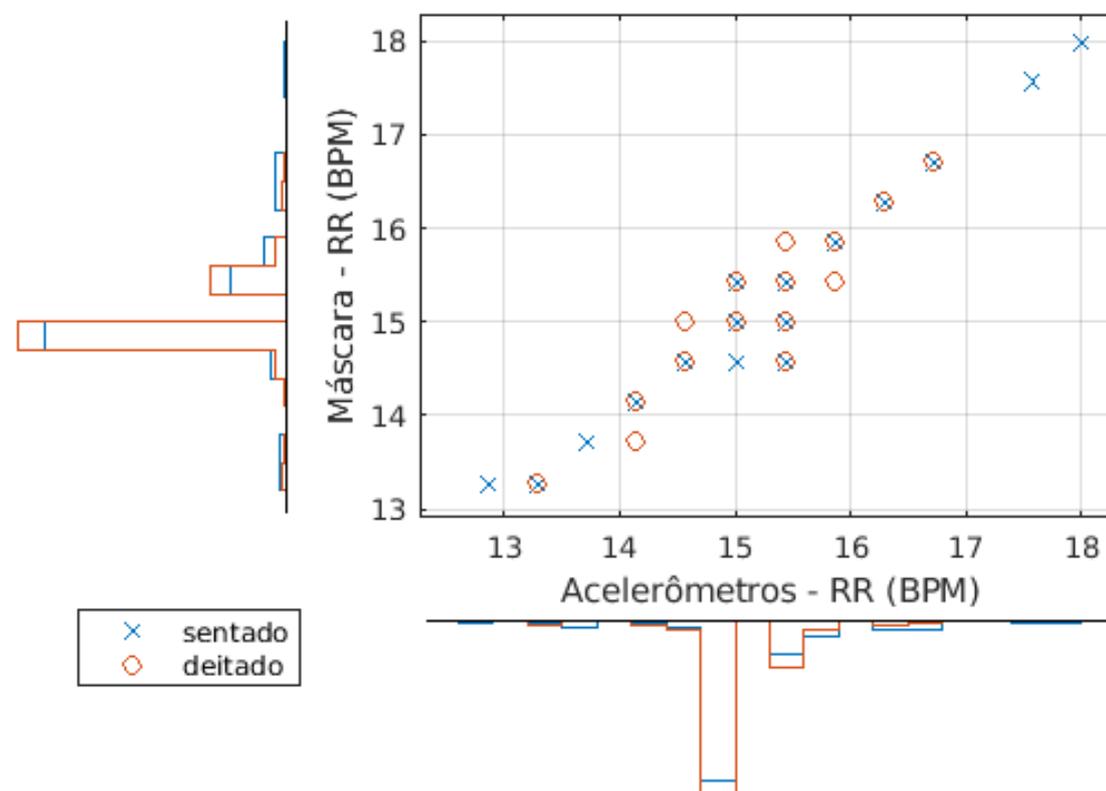
Em pessoas normais há um movimento coordenado da parede torácica e do abdômen movendo-se para fora na inspiração e para dentro na expiração. Como exemplo de anomalia, tem-se a paralisia dos músculos intercostais, resultado da lesão da medula espinhal cervical. Nesse grupo de pacientes, no exame físico, há um movimento paradoxal da parede torácica para dentro e do abdômen para fora durante a inspiração (BRAUN, 1990). Há também paralisias diafragmáticas, que alteram o padrão respiratório.

7.4 TAXA RESPIRATÓRIA COM OS ACELERÔMETROS

Apesar dos múltiplos acelerômetros não serem ideais para aquisição da fase respiratória através desta metodologia apresentada, eles cumprem a função de determinar a taxa respiratória.

A Figura 55 apresenta um gráfico que relaciona a taxa respiratória (RR) calculada

Figura 55 – Relação entre as taxas respiratórias (RR) medidas na máscara e nos acelerômetros.



Fonte: o Autor.

através do transdutor de pressão na máscara (eixo das ordenadas) e dos acelerômetros (eixo das abscissas). Nota-se que a relação ficou próxima, com a média de ambos em 15 BPM para as posições deitado e sentado. Dentre os sinais capturados pelos acelerômetros, a taxa respiratória pode ser obtida em 91,3% dos registros na posição deitada e 81,6% na posição sentada.

A frequência respiratória faz parte da avaliação holística de um paciente e um monitoramento cuidadoso deve ser usado se as alterações da frequência respiratória a colocarem fora da faixa normal do paciente (KELLY, 2018). A frequência respiratória é uma ferramenta de avaliação não invasiva e útil e foi demonstrado que as anormalidades na frequência respiratória indicam a deterioração do paciente e devem ser tratadas de acordo (COOPER; CANT; SPARKES, 2013). No entanto, as evidências sugerem que os enfermeiros podem não conseguir medir a frequência respiratória corretamente (FLENADY; DWYER; APPLGARTH, 2017). Nesta situação, os acelerômetros podem ser empregados, para um monitoramento contínuo e preciso do RR de pacientes em repouso.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O sistema desenvolvido para a captação do sinal respiratório de diferentes fontes simultâneas mostrou-se eficaz em seu funcionamento. A captação e transmissão das amostras em tempo real pela conexão *Bluetooth Low Energy* manteve-se estável nos testes realizados com contagem de pacotes, ou seja, não houve percentual de perdas de pacotes, e a conexão (link) entre os dispositivos se manteve constante. O baixo consumo de energia do microcontrolador foi crucial para os longos períodos de cada ensaio, não sendo necessário interrupção para o recarregamento da bateria.

Os resultados obtidos têm sua importância na área clínica para informar os médicos que diferentes equipamentos registram curvas respiratórias com diferentes fases. Os resultados mostraram que o posicionamento do sensor FSR em duas posições distintas (xifoide e abdômen) registram defasagens em relação ao sinal captado com o transdutor de pressão na máscara facial. Além disso, a posição do voluntário (sentado ou deitado) geram defasagens levemente diferentes, o que pode ser explicado pelo padrão dos movimentos respiratórios em cada posição.

O uso de múltiplos acelerômetros para a análise da fase respiratória não apresentou resultados estáveis, exibindo uma elevada variação. Assim como na posição do sensor FSR, as diferentes localizações dos acelerômetros fornecem fontes do sinal respiratório com distintas defasagens. Sendo assim, o algoritmo de BSS não pode determinar uma defasagem constante. No entanto, o método de captação do sinal respiratório com os acelerômetros se mostrou eficaz na determinação da taxa respiratória.

Os acelerômetros são uma alternativa viável para o monitoramento contínuo do RR com o paciente em repouso, pois é um método não obstrutivo. Entretanto, os movimentos do paciente geram artefatos no sinal captado, os quais dificultam o processamento para encontrar o RR.

Devido a pandemia do COVID-19, os ensaios ficaram limitados a apenas um voluntário. Logo, o presente trabalho identificou a defasagem causada pelo posicionamento do sensor em um caso isolado. Os padrões dos movimentos respiratórios podem ser diferentes em voluntários distintos. Portanto, os resultados enfatizam que há a presença da defasagem entre as fontes do sinal respiratório, porém essa defasagem poderá ter diferentes valores em outros voluntários.

REFERÊNCIAS

BAGGIO, João Fernando Refosco. **Processamento de sinais fisiológicos para investigação de síncope reflexa**. 2011. Tese (Doutorado) – Curso do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Citado na p. 63.

BARRETT, Kim. **Ganong's review of medical physiology**. New York: McGraw-Hill Medical, 2010. ISBN 978-0-07-160567-0. Citado na p. 20.

BATES, Andrew *et al.* **Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial Accelerometer Data**. [S.l.: s.n.], 2010. DOI: 10.1109/bsn.2010.50. Citado nas pp. 19, 25.

BRACEWELL, Ronald. The Fourier transform and its applications. *In*: 3rd. Boston: McGraw Hill, 2000. Pentagram Notation for Cross Correlation, p. 46. ISBN 978-0073039381. Citado na p. 28.

BRAUN, Sheldon R. Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations. *In*: edição: Walker HK. 3rd. Boston: Butterworth, 1990. Respiratory Rate and Pattern. Citado nas pp. 20, 69.

CAMPAGNOLA, Luke. **PyQtGraph**. [S.l.: s.n.], 2021. Disponível em: <<https://pyqtgraph.readthedocs.io/en/latest/introduction.html>>. Citado na p. 58.

CAMPBELL, Edward James Moran; AGOSTONI, Emilio; DAVIS, John Newsom. **The respiratory muscles. Mechanics and neural control**. 2. ed. London: Lloyd-Luke, 1970. ISBN 0853240868. Citado na p. 21.

CESAREO, Ambra *et al.* Assessment of Breathing Parameters Using an Inertial Measurement Unit (IMU)-Based System. **Sensors**, MDPI AG, v. 19, n. 1, p. 88, dez. 2018. DOI: <https://doi.org/10.3390/s19010088>. Citado na p. 18.

CHOURI-PONTAROLLO, N. *et al.* Syndrome d'apnées obstructives du sommeil. **La Presse Médicale**, Elsevier BV, v. 34, n. 20, p. 1533–1540, nov. 2005. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0755-4982\(05\)84219-8](https://doi.org/10.1016/S0755-4982(05)84219-8). Citado na p. 18.

CHU, Michael *et al.* Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. **npj Digital Medicine**, Springer Science e Business Media LLC, v. 2, n. 1, fev. 2019. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0083-3>. Citado na p. 18.

COOPER, Simon; CANT, Robyn; SPARKES, Louise. Respiratory rate records: the repeated rate? **Journal of Clinical Nursing**, Wiley, v. 23, n. 9-10, p. 1236–1238, mai. 2013. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocn.12234>. Citado na p. 70.

DE TROYER, A. Cournand lecture: Mechanical action of the abdominal muscles. **Bulletin europeen de physiopathologie respiratoire**, v. 19, p. 575–581, 6 1983. ISSN 0395-3890. ppublish. Citado nas pp. 20, 21.

DEPHILIP, Robert M. Atlas of Human Anatomy, Fourth Edition, by Frank H. Netter and edited by Jennifer K. Brueckner, et al. v. 21, p. 735–736, 2008. ISSN 0897-3806. DOI: [10.1002/ca.20682](https://doi.org/10.1002/ca.20682). Citado na p. 21.

FLENADY, Tracy; DWYER, Trudy; APLEGARTH, Judith. Accurate respiratory rates count: So should you! **Australasian Emergency Nursing Journal**, Elsevier BV, v. 20, n. 1, p. 45–47, fev. 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aenj.2016.12.003>. Citado na p. 70.

FOLKE, M. *et al.* Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Springer Science e Business Media LLC, v. 41, n. 4, p. 377–383, jul. 2003. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF02348078>. Citado na p. 18.

GREEN, Malcolm; MOXHAM, John. The Respiratory Muscles. **Clinical Science**, Portland Press Ltd., v. 68, n. 1, p. 1–10, jan. 1985. DOI: [10.1042/cs0680001](https://doi.org/10.1042/cs0680001). Citado na p. 20.

HUNG, P. D. *et al.* **Estimation of respiratory waveform using an accelerometer**. [S.l.: s.n.], 2008. DOI: [10.1109/isbi.2008.4541291](https://doi.org/10.1109/isbi.2008.4541291). Citado na p. 25.

KELLY, Carol. Respiratory rate 1: why measurement and recording are crucial. **Nursing times**, v. 114, n. 4, p. 23–24, 2018. Citado na p. 70.

AL-KHALIDI, F.Q. *et al.* Respiration rate monitoring methods: A review. **Pediatric Pulmonology**, Wiley, v. 46, n. 6, p. 523–529, jan. 2011. DOI: <https://doi.org/10.1002/ppul.21416>. Citado na p. 18.

LAPI, Sara *et al.* Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, Elsevier BV, v. 191, p. 60–66, jan. 2014. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2013.11.003>. Citado na p. 18.

LEHRER, Paul M.; VASCHILLO, Evgeny G.; VIDALI, Vinay. Heart Rate and Breathing Are Not Always in Phase During Resonance Frequency Breathing. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, Springer Science e Business Media LLC, v. 45, n. 3, p. 145–152, abr. 2020. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10484-020-09459-y>. Citado na p. 18.

LEVITZKY, Michael. **Pulmonary physiology**. New York: McGraw-Hill Education/Medical, 2013. ISBN 978-0-07-179313-1. Citado na p. 20.

LIECHTI, Chris. **pySerial**. [S.l.: s.n.], 2017. Disponível em: <https://pyserial.readthedocs.io/en/latest/pyserial.html>. Citado na p. 57.

MASSARONI, Carlo *et al.* Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. **Sensors**, MDPI AG, v. 19, n. 4, p. 908, fev. 2019. DOI: <https://doi.org/10.3390/s19040908>. Citado na p. 18.

POCOCK, Gillian; RICHARDS, Christopher D. **Human physiology**: The basis of medicine. 3rd ed. Oxford [u.a.]: Oxford Univ. Press, 2006. (Oxford core texts). Previous ed.: 2004. ISBN 9780198568780. Citado na p. 20.

PRISANT, L. Michael; DILLARD, Thomas A.; BLANCHARD, Amy R. Images in Hypertension L. Michael Prisant, MD, Section Editor. Obstructive Sleep Apnea Syndrome. **The Journal of Clinical Hypertension**, Wiley, v. 8, n. 10, p. 746–750, out. 2006. DOI: [10.1111/j.1524-6175.2006.888139.x](https://doi.org/10.1111/j.1524-6175.2006.888139.x). Citado na p. 18.

RAPER, A J *et al.* Scalene and sternomastoid muscle function. **Journal of Applied Physiology**, American Physiological Society, v. 21, n. 2, p. 497–502, mar. 1966. DOI: [10.1152/jappl.1966.21.2.497](https://doi.org/10.1152/jappl.1966.21.2.497). Citado nas pp. 20, 21.

RATNOVSKY, Anat; ELAD, David; HALPERN, Pinchas. Mechanics of respiratory muscles. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, Elsevier BV, v. 163, n. 1-3, p. 82–89, nov. 2008. DOI: [10.1016/j.resp.2008.04.019](https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019). Citado na p. 20.

REINVUO, T. *et al.* **Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and emfit pressure sensor**. [S.l.: s.n.], 2006. DOI: [10.1109/sas.2006.1634270](https://doi.org/10.1109/sas.2006.1634270). Citado na p. 25.

RHUDY, Matthew *et al.* Microphone Array Analysis Methods Using Cross-Correlations. ASMEDC, jan. 2009. DOI: 10.1115/IMECE2009-10798. Citado na p. 29.

SIQUEIRA, Ailton *et al.* Respiratory Waveform Estimation From Multiple Accelerometers: An Optimal Sensor Number and Placement Analysis. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, IEEE, v. 23, p. 1507–1515, 4 2019. ISSN 2168-2208. DOI: 10.1109/JBHI.2018.2867727. Citado nas pp. 25–28, 62.

TEAM, The pandas development. **pandas-dev/pandas: Pandas**. [S.l.]: Zenodo, fev. 2020. DOI: 10.5281/zenodo.3509134. Disponível em: <<https://doi.org/10.5281/zenodo.3509134>>. Citado na p. 58.

TOWNSEND, Kevin. **Getting started with Bluetooth low energy**. Sebastopol, CA: O'Reilly, 2014. ISBN 9781491949511. Citado na p. 77.

VASCHILLO, Evgeny *et al.* **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, Springer Science e Business Media LLC, v. 27, n. 1, p. 1–27, 2002. DOI: 10.1023/a:1014587304314. Citado na p. 18.

ZARZOSO, V.; COMON, P. Robust Independent Component Analysis by Iterative Maximization of the Kurtosis Contrast With Algebraic Optimal Step Size. **IEEE Transactions on Neural Networks**, Institute of Electrical e Electronics Engineers (IEEE), v. 21, n. 2, p. 248–261, fev. 2010. DOI: 10.1109/TNN.2009.2035920. Citado nas pp. 28, 60.

Anexos

ANEXO A – DESCRIÇÃO DO PROTOCOLO BLUETOOTH LOW ENERGY

A.1 APRESENTAÇÃO

Bluetooth Low Energy (BLE) é uma tecnologia inovadora, desenvolvida pela *Bluetooth Special Interest Group* (SIG), que tem como objetivo se tornar a melhor alternativa ao grande número de tecnologias sem fio já existentes no mercado. O bom desempenho e sua grande difusão (BLE está disponível em todos os PCs, tablets e smartphones) torna-o um excelente candidato para uma grande variedade de aplicações, como na área médica [DOI: 10.1109/JBHI.2015.2445783]. Seu baixo consumo de energia permite que seja embutido em pequenos dispositivos com baterias pequenas, que também podem durar longos períodos. Por todas essas razões, o BLE é um bom candidato a ser uma tecnologia revolucionária no mercado atual de comunicações sem fio.

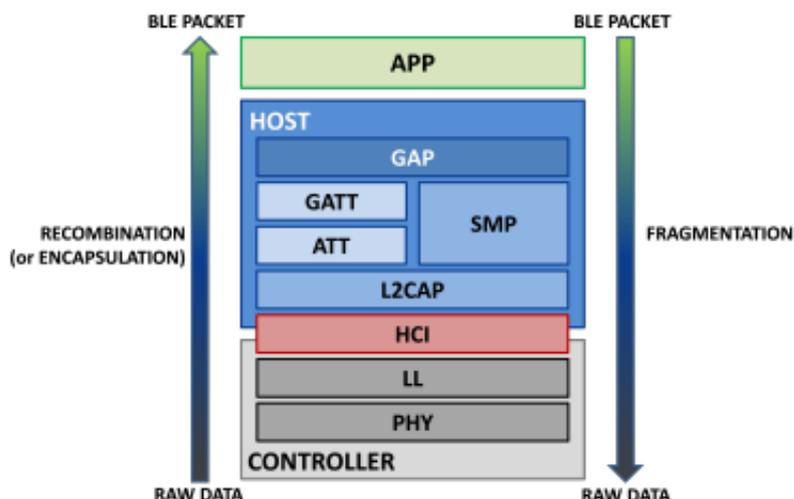
A.2 FUNCIONAMENTO

Os tópicos a seguir descrevem sucintamente a estrutura do protocolo, iniciando nas camadas mais altas, a nível de usuário, até a camada de rádio.

A.2.1 Pilha do protocolo BLE

O protocolo BLE é estruturado em uma pilha (*stack*) composta por três blocos principais (TOWNSEND, 2014), conforme mostrado na Figura 56:

Figura 56 – *Stack* (pilha) do protocolo BLE.



Fonte: Adaptado de (TOWNSEND, 2014)

Cada camada do protocolo incorpora sua camada inferior. Os dados adquiridos da

antena são encapsulados em um pacote BLE padrão, mostrado pela seta à esquerda. Por outro lado, um pacote BLE que deve ser enviado pelo transmissor é fragmentado e gerenciado pela camada PHY, como mostra a seta à direita.

O aplicativo (App) é o bloco mais alto da pilha e representa a interface direta com o usuário.

A.2.1.1 Perfil de Acesso Genérico - GAP

Na pilha BLE, o GAP é colocado no nível mais alto do seu bloco (HOST). Ele especifica funções, modos e procedimentos do dispositivo, além de gerenciar o estabelecimento da conexão e a segurança. Têm interface direta com a camada de Aplicação e, portanto, com o usuário, que pode definir todos os parâmetros de que a rede precisa. Além disso, fornece o link entre o usuário e todo o protocolo da pilha, portanto, ele implementa e controla todos os protocolos inferiores.

A.2.1.2 Protocolo de Atributo - ATT

O ATT define os papéis de uma arquitetura cliente-servidor, onde o cliente é aquele que solicita dados ao servidor, que, por sua vez, envia os dados aos clientes. Ele também realiza a organização de dados em atributos, aos quais é atribuído um identificador exclusivo universal (UUID), um conjunto de permissões e um valor. Este protocolo é encapsulado no GATT, que usa as funções definidas no ATT para realizar as conexões.

A.2.1.3 Perfil de Atributo Genérico - GATT

O GATT encapsula a camada ATT e sua função principal é estabelecer como serão trocadas as informações e dados dos perfis em um link BLE. Perfis são definições de possíveis aplicativos e especificam comportamentos gerais que os dispositivos Bluetooth usam para se comunicar uns com os outros. Os perfis são construídos no padrão Bluetooth para definir mais claramente que tipo de dados um módulo Bluetooth está transmitindo. Esses dados são organizados em uma estrutura hierárquica composta por seções chamadas de serviços, que, por sua vez, agrupam os dados em contêineres chamados de características.

Durante o estabelecimento da conexão, o servidor expõe seus serviços e características ao cliente para definir como a conexão será estruturada.

Um serviço é basicamente um contêiner que agrupa conceitualmente os atributos relacionados, enquanto as características são os atributos incluídos em um serviço, e cada um deles é usado para comunicar um tipo específico de dados.

As características contêm o valor dos dados, um descritor, que fornece informações adicionais sobre a característica, seu valor e algumas propriedades. Essas

propriedades indicam ao cliente quais operações podem ser realizadas na característica, sendo as propriedades mais utilizadas:

- *Broadcast*: permite o envio de dados para dispositivos BLE usando pacotes de *advertising*.
- *Readable*: se definido, o cliente só pode ler o valor da característica.
- *Writable*: com esta propriedade, o cliente só pode escrever um novo valor na característica.
- *Notifiable*: quando configurado, o cliente recebe uma notificação se o servidor atualiza a característica, para que possa ler o novo valor.

A.2.1.4 Protocolo do Gerenciador de Segurança - SMP

O SMP é composto por diversos algoritmos de segurança para criptografar e descriptografar pacotes de dados. Ele define duas funções principais durante o estabelecimento de uma conexão: o iniciador e o respondente, que corresponderão respectivamente ao mestre e ao escravo, uma vez que a conexão seja estabelecida.

A.2.1.5 Protocolo de Adaptação e Controle de Link Lógico - L2CAP

O L2CAP é um protocolo que atua como um multiplexador. Ele trata os dados das camadas inferiores (LL) e os encapsula no formato de pacote BLE padrão, de acordo com as camadas superiores (ATT e SMP) e vice-versa. Esses processos são respectivamente chamados de recombinação (ou encapsulamento) e fragmentação.

A.2.1.6 Interface Host-Controlador - HCI

O HCI é um protocolo padrão que cuida da comunicação entre o Controlador, que é a parte inferior do protocolo, e o Host, ou seja, o núcleo da pilha de protocolos BLE, que gerencia a comunicação entre o hardware e a aplicação do usuário.

A.2.1.7 Camada de Link - LL

A camada de link define o tipo de comunicação que pode ser criada entre os dispositivos BLE por meio do gerenciamento do estado do link do rádio. A LL também define as diferentes funções que um dispositivo pode desempenhar, ou seja, mestre, escravo, *advertiser* e *scanner*. Suas funcionalidades geralmente são:

- Preâmbulo, endereço de acesso e enquadramento do protocolo aéreo;
- Geração e verificação de redundância cíclica (CRC);

- Geração de número aleatório;
- Padrão de criptografia avançado (AES).

A.2.1.8 Camada Física - PHY

A tecnologia BLE é projetada para operar na banda Industrial, Científica e Médica (ISM) incluída em 2,4–2,5 GHz, a mesma do Wi-Fi. Em particular, a banda de rádio BLE vai de 2,4000 GHz a 2,4835 GHz e é dividida em 40 canais. Esses canais têm frequências centrais $2402 + (k \times 2)$ MHz, onde $k = 0, \dots, 39$. Três desses canais (37, 38 e 39) são reservados para pacotes de *advertising*, enquanto os outros 37 são usados para trocar pacotes de dados em conexões.

O PHY pode trabalhar com velocidades de 1 e 2 Mbps. No caso de 1 Mbps, cada bit transmitido corresponde a um único símbolo (transmissão não codificada). Usando uma codificação de correção de erros, mais bits podem ser associados a apenas um símbolo, o que implica uma taxa de bits de 500 kbps e 125 kbps. A taxa de dados de 2 Mbps funciona apenas com dados não codificados.

O BLE PHY também define os limites para a potência de transmissão do rádio, que estão entre o mínimo de 0,01 mW (-20 dBm) e o máximo de 10 mW (+10 dBm).

A.2.2 Comunicação

Investigar a estrutura e o funcionamento de uma rede BLE é importante para entender como ela se comunica e as funções que um dispositivo pode desempenhar. Os dispositivos BLE podem se comunicar usando duas modalidades principais: *broadcasting* e conexões.

A.2.2.1 Broadcasting

No *broadcasting* os pacotes de *advertising* podem ser enviados de um único dispositivo para quaisquer outros dispositivos na faixa de escuta. O *broadcasting* é a maneira mais rápida de transmitir dados para mais de um dispositivo ao mesmo tempo, mas sua principal limitação é que não é adequado para dados confidenciais porque não tem controles de segurança ou privacidade.

A.2.2.2 Conexões

Uma conexão é uma troca de dados periódica e permanente de pacotes entre dois dispositivos. A conexão é privada e também pode ser protegida com dispositivos de segurança. Nas conexões, existem dois papéis diferentes envolvidos, definidos no GAP:

O mestre verifica os pacotes de *advertising* conectáveis e inicia a conexão. Quando a conexão está ativa, o mestre gerencia todas as configurações e inicia uma troca

periódica de pacotes.

O escravo envia periodicamente pacotes de *advertising* conectáveis e aceita conexões iniciadas pelo mestre. Quando a conexão é estabelecida, ele segue as configurações expostas pelo mestre e troca dados com ele.

O início de uma conexão funciona como um modo de *broadcasting*. Nesse caso, a emissora, que envia pacotes de *broadcasting* conectáveis, também é chamada de respondente e se tornará a escrava, enquanto o observador também é chamado de iniciador e se tornará o mestre.

A configuração de uma conexão é mostrada na Figura 7. Antes de iniciar a conexão, o escravo está em modo de *broadcasting* e envia pacotes de *broadcasting* conectáveis, enquanto a unidade mestre está em modo de descoberta, procurando algum pacote conectável de qualquer escravo acessível. Assim que o mestre encontra o escravo, ele envia uma solicitação de conexão e, após o escravo aceitar a solicitação, a conexão é criada. Neste momento, os dois módulos podem se comunicar, enviando pacotes de dados entre eles. É importante notar que, embora os parâmetros de conexão sejam configurados apenas pelo mestre, os dados podem ser enviados por ambas os dispositivos, dependendo apenas das propriedades das características.