

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA**

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO DE METAL-MECÂNICA

CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

DOUGLAS KLAFKE SCHEIBLER

**PULMOSCANNER: SISTEMA EMBARCADO PARA MONITORAMENTO DA
RESPIRAÇÃO BASEADO NO CI AFE4300.**

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 2022

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO DE METAL-MECÂNICA

CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA

DOUGLAS KLAFKE SCHEIBLER

PULMOSCANNER: SISTEMA EMBARCADO PARA MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO BASEADO NO CI AFE4300.

Trabalho de Conclusão de Curso
submetido ao Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia de Santa
Catarina como parte dos requisitos para a
obtenção do título de Engenheiro
Mecatrônico.

Orientador: Prof. Dr. Eng.
Francisco Rafael Moreira Da Mota

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Scheibler, Douglas K.

PULMOSCANNER: SISTEMA EMBARCADO PARA MONITORAMENTO
DA RESPIRAÇÃO BASEADO NO CI AFE4300. / Douglas K. Scheibler;
orientação de Francisco Rafael Moreira Da Mota.
- Florianópolis, SC, 2022.

33 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal
de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. Bacharelado
em Engenharia Mecatrônica. Departamento
Acadêmico de Metal Mecânica.
Inclui Referências.

1. Pneumografia por impedância. 2. Monitoramento
respiratório. 3. Tomografia por Impedância Elétrica. I.
Moreira Da Mota, Francisco Rafael. II. Instituto Federal
de Santa Catarina. III. PULMOSCANNER: SISTEMA
EMBARCADO PARA MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO BASEADO NO CI
AFE4300..

DOUGLAS KLAFKE SCHEIBLER

PULMOSCANNER: SISTEMA EMBARCADO PARA MONITORAMENTO DA
RESPIRAÇÃO BASEADO NO CI AFE4300.

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecatrônica, pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, e aprovado na sua forma final pela comissão avaliadora abaixo indicada.

Florianópolis, 25 de janeiro de 2023.



Documento assinado digitalmente
FRANCISCO RAFAEL MOREIRA DA MOTA
Data: 26/01/2023 17:17:42-0300
CPF: ***.003.153-**
Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Francisco Rafael Moreira da Mota, Dr. Eng.

Orientador

IFSC



Documento assinado digitalmente
ADRIANO REGIS
Data: 26/01/2023 11:36:09-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Adriano Regis, Me. Eng.

Avaliador

IFSC

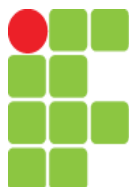


Documento assinado digitalmente
FRANCISCO EDSON NOGUEIRA DE MELO
Data: 25/01/2023 15:05:33-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Francisco Edson Nogueira de Melo, Me. Eng.

Avaliador

IFSC



INSTITUTO FEDERAL
SANTA CATARINA

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS

DECLARAÇÃO DE FINALIZAÇÃO DE TRABALHO DE CURSO

Declaro que o(a) estudante **DOUGLAS KLAFKE SCHEIBLER**, matrícula nº **1620038501**, do Curso de Engenharia Mecatrônica, defendeu o trabalho intitulado ***PULMOSCANNER: SISTEMA EMBARCADO PARA MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO BASEADO NO CIAFE4300***, o qual está apto a fazer parte do banco de dados da Biblioteca Hercílio Luz do Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis.

Florianópolis, 25 de janeiro de 2023.



Documento assinado digitalmente

FRANCISCO RAFAEL MOREIRA DA MOTA

Data: 26/01/2023 17:18:32-0300

CPF: ***.003.153-**

Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Orientador do TCC: Dr. Francisco Rafael Moreira da Mota

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu orientador, Dr. Eng. Francisco Rafael Moreira Da Mota, por me deixar fazer parte desse projeto de TCC que com certeza me agregou muito profissionalmente e por ser também uma pessoa que sempre me apoiou durante o curso. Obrigado por acreditar em mim.

Ao professor Dr. Eng. Raimundo Ricardo Matos da Cunha, que me deu a oportunidade de participar da primeira bolsa de iniciação científica, a qual foi um marco muito importante para mim.

Agradeço aos diversos professores do Instituto Federal de Santa Catarina, nota-se facilmente o quão apaixonados são por transmitir seus conhecimentos e que além disso, me ensinaram tanto durante esses anos de graduação.

Aos meus colegas de jornada Lucas Peters Garcia e Werik Ramos de Paula, que com certeza foram colegas que se transformaram em amigos e tenho o privilégio de tê-los em minha vida hoje.

A Márcia Eduarda Geraldo, gostaria de agradecer primeiramente por ser essa amiga excepcional que ela é, do apoio incondicional, da calma e da perseverança de me ajudar e revisar esse trabalho.

Aos meus amigos e amigas Luiz Eduardo Otero Cunha, Lucca Antonini Savas, Luiza Medeiros Domingues, Matheus Vicente Silva Nascimento, Matheus Espindola, que sempre me apoiaram e me ajudaram independente de qual fosse o tema durante esses anos de graduação. Podemos talvez estar longe, mas sei que estamos todos nos apoiando e torcendo uns pelos outros.

Obrigada aos demais colegas que fizeram parte desse processo, tornando uma experiência inesquecível na minha vida.

Por último gostaria de dizer obrigado a minha família, sem vocês eu não seria o que sou hoje e sou muito grato por todos. Amo vocês.

RESUMO

A respiração, um evento fisiológico básico e essencial para o ser humano, pode apresentar variações de acordo com aspectos da saúde do mesmo. Esses parâmetros podem ser um forte indicador de doenças cardiovasculares, agravamento nos quadros clínicos ou até mesmo indicativos de overdose. A partir dessas informações, faz-se necessário a avaliação acessível e facilitada dos parâmetros respiratórios, possibilitando a tomada de decisões rápidas por parte dos profissionais de saúde. Desse modo, o presente trabalho buscou o desenvolvimento de um equipamento de qualidade e baixa manutenção que atenda aos requisitos de uma medição de sinais, mantendo a qualidade dos dados. O trabalho foi desenvolvido a partir da utilização do circuito integrado AFE4300, aplicando diversas equações que levassem em conta o posicionamento adequado dos eletrodos (sensores) e os parâmetros importantes nas medições. Alguns resultados promissores foram obtidos a partir da coleta de dados, possibilitando ainda o desenvolvimento de um *software* mais eficiente.

Palavras-chaves: Pneumografia por impedância. Monitoramento respiratório. Tomografia por Impedância Elétrica.

ABSTRACT

Breathing, a basic and essential physiological event for health, can vary according to aspects of human health. These parameters can be a strong indicator of cardiovascular disease, clinical conditions aggravation or even indicative of overdose. Based on this information, an accessible and facilitated evaluation of the controlled parameters is necessary, allowing health professionals to make fast decisions. Thus, the present work sought to develop a quality and low maintenance equipment that meets the requirements of signal measurement, maintaining data quality. The work was developed from the use of the AFE4300, applying several reflections that take into account the proper positioning of the electrodes and the important parameters in the measurements. Some promising results were obtained from the data collection, allowing the development of a more efficient software.

Keywords: Impedance Pneumography. Respiratory Monitoring. Electrical Impedance Tomography.

Lista de Figuras

<u>Figura 1 - Parâmetros volumétricos</u>	15
<u>Figura 2 - Fluxo de trabalho para a estruturação do sistema</u>	17
<u>Figura 3 - Posição dos eletrodos</u>	18
<u>Figura 4 - Funcionalidades do programa</u>	19
<u>Figura 5 - Comparativo entre os filtros passa-baixa e média móvel</u>	22
<u>Figura 6 - Volume Corrente e Frequência Respiratória da respiração normal</u>	23
<u>Figura 7 - Volume pulmonar e Frequência Respiratória da respiração acelerada</u>	23
<u>Figura 8 - Volume pulmonar e Frequência Respiratória da respiração quadrada</u>	24

SUMÁRIO

<u>1</u>	<u>INTRODUÇÃO</u>	11
<u>1.1</u>	<u>Objetivos</u>	12
1.1.1	<u>Geral</u>	12
1.1.2	<u>Específicos</u>	12
<u>1.2</u>	<u>Organização do trabalho</u>	12
<u>2</u>	<u>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</u>	13
<u>2.1</u>	<u>Respiração</u>	13
<u>2.2</u>	<u>Parâmetros de Avaliação da Respiração</u>	14
<u>2.3</u>	<u>Pneumografia por Impedância</u>	15
<u>3</u>	<u>METODOLOGIA</u>	17
<u>3.1</u>	<u>Proposta Estrutural do Sistema</u>	17
3.1.1	<u>Componente estrutural do sistema</u>	17
3.1.2	<u>Disposição dos eletrodos e protocolo de medição</u>	18
3.1.3	<u>Desenvolvimento de <i>Software</i> para parametrização e medição</u>	19
<u>3.2</u>	<u>Ensaaios Experimentais</u>	20
3.2.1	<u>Organização dos Ensaaios</u>	20
3.2.2	<u>Coleta e tratamento de dados</u>	21
<u>4</u>	<u>RESULTADOS E DISCUSSÃO</u>	21
<u>4.1</u>	<u>Observações sobre calibração do sistema</u>	21
<u>4.2</u>	<u><i>Software</i> de parametrização e medição</u>	21
<u>4.3</u>	<u>Determinação do volume corrente e frequência respiratória</u>	22
<u>5</u>	<u>CONCLUSÃO</u>	25
	<u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u>	26
	<u>APÊNDICE A – <i>Script</i> C++ para parametrização e medição</u>	28

1 INTRODUÇÃO

A respiração é um fator importante para a saúde humana e fundamental para a sobrevivência. Esse sistema está intimamente relacionado com processos biológicos importantes como o transporte de gases para o corpo, atuando principalmente no fornecimento de oxigênio para as células e na produção de energia para as mais variadas atividades moleculares e celulares do organismo. Outros aspectos relevantes associados com o bom funcionamento do sistema respiratório está a manutenção do pH sanguíneo, processo de termorregulação e manutenção da homeostase corporal (TEIXEIRA, 2021).

Diversos estudos apontam a influência de parâmetros respiratórios como um forte indicativo de agravamento de quadros clínicos em pacientes (GALLE *et al.*, 2001; MAHARAJ *et al.*, 2015; HOCHHAUSEN *et al.*, 2018). Nesse aspecto, pode-se citar a importância de desenvolver métodos de diagnósticos rápidos e eficientes na clínica, em prol de abordagens terapêuticas mais rápidas.

Com a finalidade de avaliar o estado de pacientes na área da saúde, é de extrema importância a confiabilidade nos dados medidos. Essas informações adquiridas podem ser aplicadas na tomada de decisões médicas, de forma a obter os melhores resultados possíveis na melhora do paciente. Um dos primeiros equipamentos de medição em auxiliar decisões hospitalares foi o eletrocardiograma, criado em meados de 1887 pelo fisiologista Augustus Desiré Waller, o qual foi um marco para a medicina e é impossível imaginar um mundo sem este tipo de equipamento.

Visto que é possível utilizar diversos equipamentos e tecnologias para medição, neste trabalho foi avaliado o funcionamento e aplicações médicas do Circuito Integrado (CI) AFE4300, o qual é um componente eletrônico que possibilita medições de peso e bioimpedância corporal. A partir disso, foi desenvolvido um sistema para a aquisição dos parâmetros respiratórios (volume corrente e de frequência respiratória) através da utilização de um microcontrolador para o monitoramento remoto de pacientes em tempo real.

1.1 Objetivos

1.1.1 Geral

O objetivo geral desta pesquisa é verificar a possibilidade de um CI (Circuito Integrado) Front-End para realizar medições e monitoramento satisfatórias da insuflação pulmonar em tempo real.

1.1.2 Específicos

Os objetivos específicos são:

- adquirir dados em tempo real de impedância corporal;
- implementar filtros de sinal e equações de calibração embutidas no sistema embarcado;
- verificar parâmetros de respiração como frequência respiratória e outros;
- gerar gráficos a partir dos resultados obtidos.

1.2 Organização do trabalho

Este trabalho foi dividido em quatro capítulos. O primeiro tem como intuito a descrição de parâmetros utilizados como comparativo respiratório, bem como no funcionamento da pneumografia por impedância. O capítulo seguinte abordará as metodologias aplicadas para os ensaios práticos experimentais. O terceiro capítulo será voltado para a apresentação e análise dos resultados obtidos a partir dos ensaios. Para finalizar, o último capítulo apresentará as conclusões e as propostas para posteriores estudos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Respiração

O sistema respiratório é responsável não somente pela respiração, mas também pela troca de gases entre o corpo humano e o ambiente externo, este último, contando com a participação do sistema circulatório (GABRIELLI; VARGAS, 2017).

O pulmão, principal órgão do sistema respiratório, tem como função principal a de fornecer oxigênio para o corpo através do ar inspirado e de expelir CO₂ através da expiração. A respiração é um evento fisiológico que ocorre através da expansão e contração dos pulmões. Esses movimentos contam com a participação do diafragma, que aumenta ou diminui a cavidade torácica, ocorrendo geralmente nos momentos de respiração tranquila. Em momentos de expiração mais intensa, é necessário ainda a participação de músculos do abdômen, que realizam uma força extra ao empurrar o conteúdo abdominal para cima, causando uma pressão nos pulmões (HALL, 2011; GABRIELLI; VARGAS, 2017).

Diversas patologias podem afetar esse sistema, alterando assim a saúde do tecido e a funcionalidade do mesmo. Algumas dessas patologias afetam o ciclo de respiração, podendo ser a falta de ar, a hiperventilação (aumento de respirações por minuto), o formigamento, tetania e dormência, conhecidos também como alcalose pulmonar ou a dispneia (BOULDING et al., 2016).

Verificando a grande importância da saúde dos órgãos que compõem esse sistema fisiológico para o bem-estar dos humanos e para a homeostase do corpo, assim como uma ampla variedade de disfunções relacionadas ao sistema, faz-se necessário a presença de métodos analíticos que possibilitem identificar possíveis alterações para que abordagens terapêuticas sejam utilizadas precocemente, aumentando as chances de melhorias no paciente.

2.2 Parâmetros de Avaliação da Respiração

A respiração é parte vital para a sobrevivência humana e trata-se de um mecanismo básico e automático do corpo humano. Dentro dos mais variados parâmetros importantes que devem ser considerados no momento da consulta pelos profissionais de saúde, podemos citar a frequência respiratória (FR). A FR corresponde à quantidade de respirações por minuto, sendo um importante indicativo de gravidade no quadro clínico do paciente (LIU *et al.*, 2019).

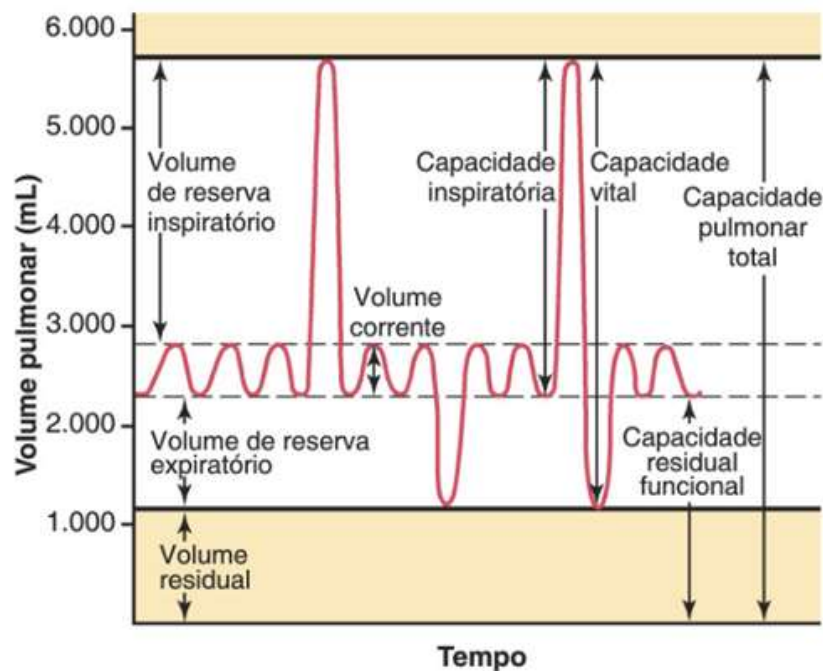
Alguns estudos apresentam dados da FR em recém-nascidos, onde é possível verificar a maior frequência de respiração por minuto nos primeiros meses de vida, com uma média de 45 respirações/min. Com o passar do tempo, essa média se reduz e a partir dos 18 anos de idade, a média encontra-se um pouco abaixo de 20 respirações por minuto (FLEMING *et al.*, 2011). Quando avaliamos valores de parâmetros respiratórios de um indivíduo, como o exemplo de FR é muito importante saber em qual faixa etária ele se enquadra, de forma que a interpretação dos resultados seja realizada corretamente, permitindo a intervenção precoce, se pertinente.

A correlação adequada entre os parâmetros de saúde e os valores de FR do paciente permite extrair informações importantes do indivíduo. A partir de alterações respiratórias nos indivíduos é possível prever alguns eventos clínicos que antecedem o agravamento do quadro como por exemplo a parada cardiorrespiratória (MAHARAJ *et al.*, 2015), a embolia pulmonar (GALLE *et al.*, 2001) e a overdose (HOCHHAUSEN *et al.*, 2018).

Outros parâmetros básicos e essenciais de respiração (**Fig. 1**) que se pode citar para analisar o volume pulmonar são:

- Capacidade inspiratória = Volume de reserva inspiratória + Volume corrente;
- Capacidade vital = Capacidade inspiratória + Volume de reserva expiratória;
- Capacidade residual funcional = Volume de reserva expiratória + Volume residual;
- Capacidade pulmonar total = Capacidade vital + Volume residual.

Figura 1 - Parâmetros volumétricos.



Legenda: representação gráfica da relação entre volume pulmonar e o tempo, e os parâmetros básicos da respiração. Fonte: Hall, 2011.

Tanto os valores de FR quanto os parâmetros apresentados anteriormente permitem a realização de diversos estudos, tal como a avaliação mais assertiva do quadro de saúde do paciente. Essas intervenções permitem a tomada de decisões mais precocemente com a obtenção de dados a partir de métodos de identificação não invasivos.

2.3 Pneumografia por Impedância

A pneumografia por impedância (PI) é uma técnica utilizada para medir mudanças na elétrica torácica através dos eletrodos que são dispostos na pele que, através da estimulação elétrica a partir da variação da respiração, mostra assim valores temporais de volume de ar nos pulmões do indivíduo. A PI é uma técnica não invasiva de medição e permite ser ininterrupta e usada até mesmo no período noturno (SEPPÄ *et al.*, 2016; EGAN; CURLEY, 2020).

Os resultados obtidos através da API podem gerar imagens que representam a variação de fluxo de ar no local durante a ventilação, facilitando a visualização do estado atual do pulmão do paciente que esteja desde a etapa

de triagem quanto na UTI neonatal. Contudo, para obtenção de resultados de imagens satisfatórios é necessário realizar corretamente a coleta de dados, através dos eletrodos e do posicionamento deles no corpo. A coleta de dados incorreta impede a precisão dos resultados (VILLAPLANA, 2017).

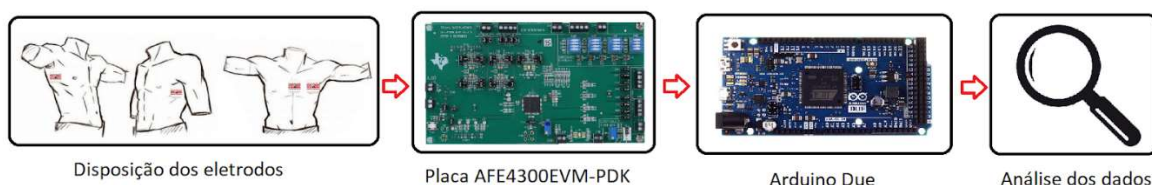
Atualmente no mercado é possível encontrar diversos tomógrafos que permitem a visualização, em tempo real, do pulmão através da tecnologia de tomografia por impedância elétrica. Alguns são adaptados para serem utilizados em UTIs, que acompanham uma tela de atividade pulmonar. Apesar da baixa resolução da imagem e pouco detalhamento de informações, já se mostraram eficientes na obtenção de dados para aplicação na terapia clínica (CURLEY, 2020).

3 METODOLOGIA

3.1 Proposta Estrutural do Sistema

Podemos verificar o fluxo de trabalho realizado para o desenvolvimento estrutural do sistema na **figura 2**.

Figura 2 - Fluxo de trabalho para a estruturação do sistema.



Fonte: Autor.

Para o desenvolvimento do projeto, foi necessário a utilização de eletrodos e a padronização na alocação deles a partir de trabalhos prévios do grupo (PIVETI FILHO, 2021).

A placa AFE4300EVM-PDK foi utilizada para a aquisição dos dados gerados a partir da coleta dos eletrodos. Para a leitura e escrita dos registradores foi escolhido o Arduino Due, visto que esse modelo de Arduino já possui integrado uma porta específica para a comunicação SPI, facilitando a mesma. Além disso, o microcontrolador desempenhou a função de filtragem dos sinais recebidos pela placa e utilizou as equações da calibragem dos dados. Por último, os dados obtidos a partir das coletas foram analisados.

3.1.1 Componente estrutural do sistema

Foram selecionados eletrodos do tipo ECG descartáveis visando o custo-benefício, uma vez que possuem boa adesão na pele, apresentando também bons resultados nos testes práticos.

Para a captação de sinais o kit de desenvolvimento AFE4300EVM-PDK foi escolhido. Ele pode ser utilizado de duas maneiras, sendo elas o modo de balança digital ou o modo de bioimpedância corporal. No presente trabalho, o modo bioimpedância corporal será utilizado. O kit de desenvolvimento é

composto por duas placas que podem ser separadas, uma possuindo a função de aquisição dos dados e a outra para a programação do chip AFE4300.

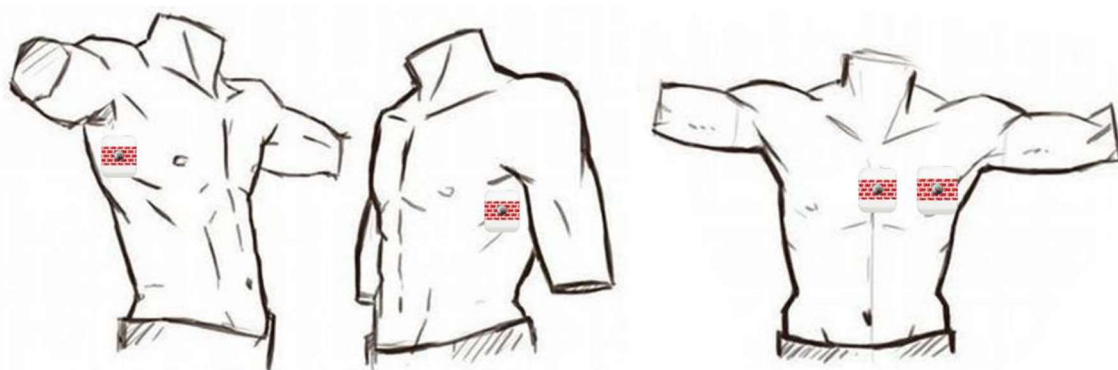
Optou-se pela utilização do microcontrolador Arduino Due em decorrência da limitação da placa de programação embutida no kit, uma vez que esta possibilita o uso apenas do *software* AFE4300 Device GUI, não sendo fácil a aquisição de dados em tempo real. A utilização do Arduino Due permite o acesso aos registradores do AFE4300; além disso, oferece portas específicas para o protocolo de comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*), que realiza o tráfego de sinais entre o microcontrolador e o CI.

3.1.2 Disposição dos eletrodos e protocolo de medição

O posicionamento dos eletrodos possui um impacto significativo na qualidade da captação dos dados, sendo influenciado pelas características físicas do paciente (EGAN; CURLEY, 2020).

Após uma série de análises, definiu-se os melhores locais para o posicionamento dos eletrodos (**fig. 3**). Esses pontos são os melhores por possuírem baixa interferência cardíaca entre os valores de impedância e por se adequarem melhor às equações de calibragem (PIVETI FILHO, 2021).

Figura 3 - Posição dos eletrodos.



Legenda: Esquema representativo da posição dos pares de eletrodos. Fonte: Autor.

O protocolo de medição implementado foi baseado na utilização de dois pares de eletrodos fixados na pele. Um dos pares (par emissor) possui a função de injeção de corrente, estando localizados na lateral do tronco (linha midaxilar),

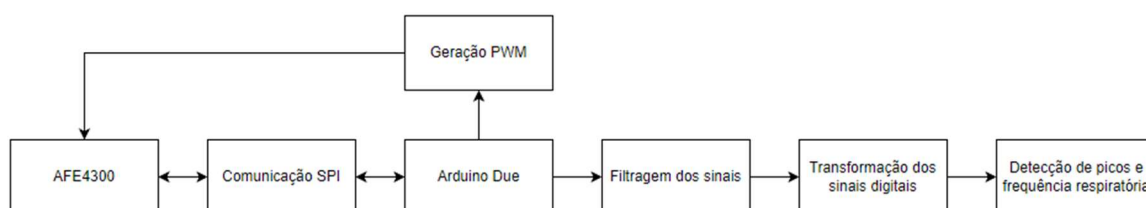
e o outro par (emissor) fica na região frontal do corpo (peito), realizando a leitura da tensão elétrica.

3.1.3 Desenvolvimento de *Software* para parametrização e medição

O *software* que foi utilizado para a parametrização e medição dos dados foi desenvolvido a partir do Arduino IDE. Foram criadas seis funcionalidades dentro do programa, sendo elas:

- comunicação SPI;
- gerador de PWM;
- filtragem dos sinais;
- transformação de sinais digitais para volume pulmonar;
- detecção de picos da respiração e cálculo da frequência respiratória.

Figura 4 - Funcionalidades do programa



Legenda: Diagrama de blocos apresentando as funcionalidades do programa criado.

Fonte: Autor.

Para a criação da funcionalidade de comunicação SPI, a biblioteca built-in (ARDUINO, 2022) do Arduino foi utilizada. Foram necessárias também informações de parametrização de iniciação. Na etapa de leitura e escritas dos registradores, houve a necessidade de realizar consultas no *datasheet* (TEXAS INSTRUMENT, 2012) do componente para compreender as posições em que eles se encontravam.

Para o *clock* do AFE4300 foi necessário a geração de um sinal PWM (do inglês, *Pulse Width Modulation*) de 1 MHz. Para essa função, foi utilizada a biblioteca PWM (BRITO, 2020).

Para a filtragem dos sinais adquiridos a partir do AFE4300, algumas técnicas foram analisadas, sendo elas a média móvel e o filtro passa-baixa de

terceira ordem. As bibliotecas *PeakDetection* (CÉZAR, 2022) e *libFilter* (BLOEDORN, 2022) foram utilizadas para tratamento dos dados.

Por último, para a transformação dos sinais obtidos, foi aplicada a equação para o cálculo da Frequência de Respiração (eq. 1) e a equação para o cálculo do Volume Corrente em função da tensão lida pelo AFE4300 (eq. 2).

$$FR = \frac{60}{\Delta T_p} \cdot 1000 \quad (1)$$

em que FR representa a frequência respiratória e ΔT_p , a diferença de tempo de pico do sinal de respiração.

$$VC(T) = A_{nm} \cdot T_{mn}^3 + B_{nm} \cdot T_{mn}^2 + C_{nm} \cdot T_{mn} + D_{nm} \quad (2)$$

em que $VC(T)$ representa o volume corrente; T_{mn} representa a tensão elétrica medida nos eletrodos receptores; A_{nm} , B_{nm} , C_{nm} e D_{nm} representam as constantes do polinômio de calibração do sensor obtida por PIVETI FILHO (2021).

As informações mais detalhadas a respeito do desenvolvimento do *software* foram depositadas no repositório Github (<https://github.com/DouglasKlafkeScheibler/TCC>).

3.2 Ensaios Experimentais

3.2.1 Organização dos Ensaios

Os ensaios foram organizados em três etapas. A primeira, correspondendo a situações de respiração normal, a segunda com a respiração acelerada e a terceira em modo de respiração quadrada.

Esses cenários tinham como objetivo identificar a possibilidade do uso da pneumografia por impedância para verificar os padrões respiratórios. Além disso, buscou-se também analisar o comportamento do AFE4300 sob distintos padrões de respiração e da subsequente geração de dados.

3.2.2 Coleta e tratamento de dados

O *software* CoolTerm (v. 2.0.0) trata-se de um aplicativo simples de terminal de porta serial e foi utilizado para a coleta dos dados. Através dele, podemos obter acesso entre as trocas de dados via serial do microcontrolador e do computador. Os dados adquiridos foram salvos em arquivo de texto (.txt).

Foi utilizado um *script* em MATLAB com o objetivo de filtrar os sinais e gerar gráficos, sendo aplicado também na análise de comportamento da insuflação pulmonar a partir da FR coletada.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Observações sobre calibração do sistema

Observando a dificuldade para acessar e manipular os dados em tempo real a partir do programa fornecido pelo fabricante do kit AFE4300EVM-PDK, um novo *software* foi desenvolvido (**Apêndice A**).

A criação do programa possibilitou a comunicação SPI, que foi necessária para a escrita e a leitura dos registradores do CI AFE4300.

Os sinais digitais adquiridos foram convertidos em volume pulmonar, havendo também a detecção de picos da respiração para a realização de cálculo da frequência respiratória.

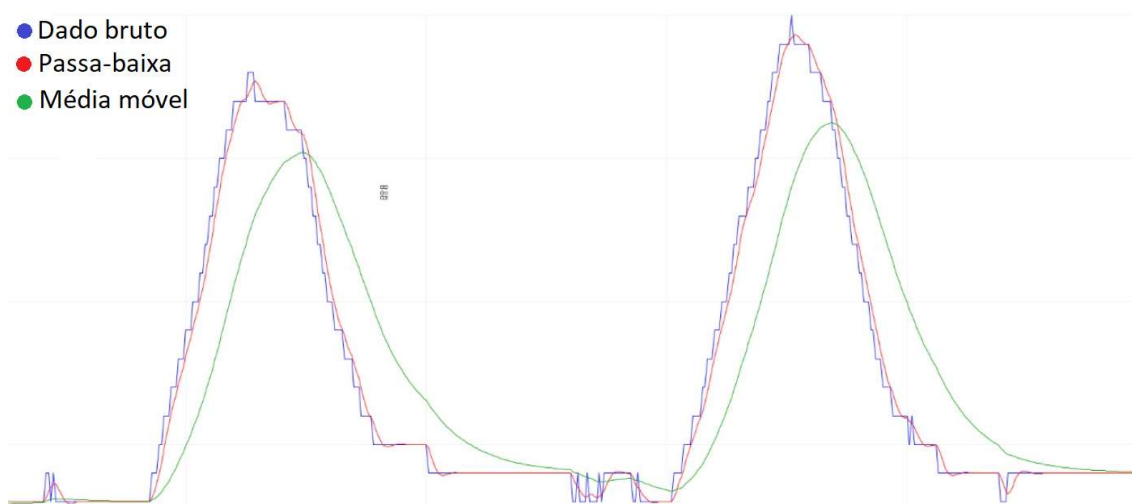
4.2 *Software* de parametrização e medição

Para a calibração do sistema alguns ajustes de ganho de valores digitais foram necessários. Esses ganhos foram aplicados para a conversão de dados digitais para tensão, uma vez que os dados obtidos a partir da coleta apresentaram inicialmente valores digitais. Essa etapa de tratamento dos dados foi importante para a posterior aplicação na equação que relaciona tensão elétrica e volume (**eq. 2**), que foi utilizada. Ela foi escolhida pois referencia de forma adequada o posicionamento dos eletrodos. Estes por sua vez, foram

alocados nos locais onde não houvesse influência significativa da frequência cardíaca e fossem também apropriados na equação aplicada para calibração.

Posteriormente, foi realizado um comparativo entre os filtros passa-baixa de terceira ordem e média móvel (**fig. 4**). Dentre os filtros testados, optou-se pela utilização do filtro passa-baixa de terceira ordem, que apresentou melhores resultados quando comparados com os dados brutos.

Figura 5 - Comparativo entre os filtros passa-baixa e média móvel.



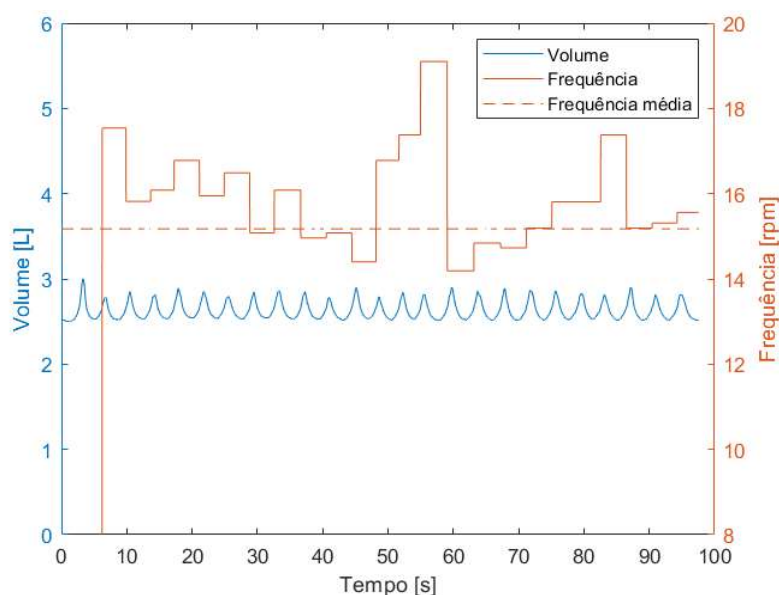
Legenda: Gráfico apresentando comparativo entre os filtros testados. Fonte: Autor.

4.3 Determinação do volume corrente e frequência respiratória

A partir das análises dos dados coletados referentes à respiração normal (**fig. 5**), obtive-se os valores de volume corrente, frequência de respiração e frequência média.

Pode-se observar que os valores de volume permaneceram entre 2,5L e 3L. Os dados de frequência respiratória variam de 14rpm a 18rpm e a frequência média em 14rpm.

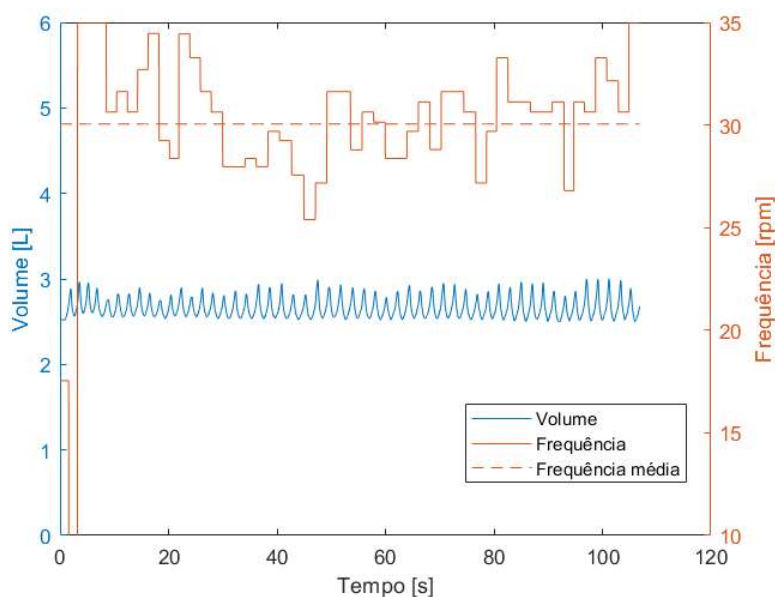
Figura 6 - Volume Corrente e Frequência Respiratória da respiração normal.



Legenda: Gráfico representando os valores dos parâmetros adquiridos no sistema a partir da análise da respiração normal. Fonte: Autor.

Com a análise dos dados de respiração acelerada (**fig. 6**), observa-se o volume corrente oscilando entre 2,5L e 3L, o que foi observado também na respiração normal. Já os valores de frequência respiratória foram alterados, alcançando um valor mínimo de aproximadamente 25rpm e tendo o seu valor máximo em 35rpm. O valor médio da frequência é de 30rpm.

Figura 7 - Volume pulmonar e Frequência Respiratória da respiração acelerada.



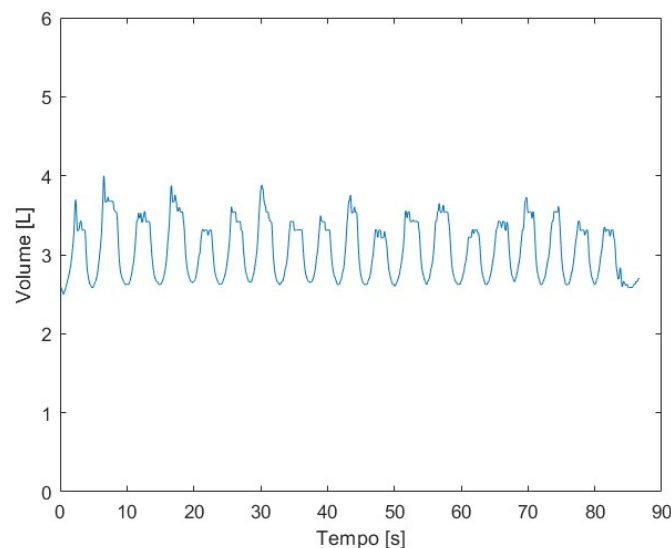
Legenda: Gráfico representando os valores dos parâmetros adquiridos no sistema a partir da análise da respiração acelerada. Fonte: Autor.

Por último, com a análise de respiração quadrada (**fig. 7**), pode-se observar uma alteração na capacidade respiratória. Esses valores variaram entre 2,5L e 4L, apresentando um aumento.

Além desses dados, pode ser observado uma pequena alteração associada com o aumento do volume corrente. Esse sobressinal presente no início de cada onda pode evidenciar a necessidade de que mais melhorias sejam realizadas no sistema de coleta de informações.

Esses dados adquiridos são satisfatórios, podendo ser comprovada a validade e aplicabilidade das equações a partir dos valores adquiridos de frequência de respiração e de volume corrente, que por sua vez condizem com dados presentes na literatura atual (FLEMING *et al.*, 2011; HALL, 2011).

Figura 8 - Volume pulmonar e Frequência Respiratória da respiração quadrada.



Legenda: Gráfico representando os valores dos parâmetros adquiridos no sistema a partir da análise da respiração acelerada. Fonte: Autor.

5 CONCLUSÃO

A partir dos testes desenvolvidos nesse projeto, pode-se concluir que a alocação dos eletrodos influenciou tanto na coleta de dados quanto na qualidade dos mesmos. Ainda assim é necessário a aplicação de equações específicas para o tratamento dos dados com base nos locais aos quais os eletrodos foram posicionados e aliado a isso, alterações nas variáveis foram propostas.

Observou-se também a dificuldade de utilização do programa AFE4300 Device GUI. Isso prejudicou inicialmente o andamento das análises, mas com as adaptações desenvolvidas, foi possível analisar os dados e consequentemente criar um *software* funcional e aplicável.

Por último, com as análises dos gráficos e as variações nos parâmetros de respiração, pode-se concluir que há diferenças entre os modos de respiração do indivíduo e os valores de frequência respiratória e volume corrente. É importante ressaltar a necessidade da alocação adequada dos eletrodos, uma vez que esse fator interfere diretamente na coleta e processamento dos dados.

Para trabalhos futuros, sugere-se uma nova calibração do sensor uma vez que as informações de entrada precisaram ser modificadas. Além disso, estudos que visam a padronização de protocolos e generalização da equação para determinar o volume corrente se faz necessário. Outro ponto interessante seria o desenvolvimento de mais pesquisas para a possível criação de uma imagem pulmonar a partir da tomografia por impedância elétrica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARDUINO. **SPI Communication.** Disponível em: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/communication/spi/>. Acesso em: 03 de dezembro de 2022.

BOULDING, Richard; STACEY, Rebecca; NIVEN, Rob; FOWLER, Stephen J.. **Dysfunctional breathing: a review of the literature and proposal for classification.** European Respiratory Review, [S.L.], v. 25, n. 141, p. 287-294, 31 ago. 2016. European Respiratory Society (ERS). <http://dx.doi.org/10.1183/16000617.0088-2015>.

BLOEDORN, Martin Vincent. **libFilter.** Disponível em: <https://github.com/MartinBloedorn/libFilter>. Acesso em: 03 de dezembro de 2022.

BRITO, Antônio C. Domínguez. **pwm_lib.** Disponível em: https://github.com/antodom/pwm_lib. Acesso em: 03 de dezembro de 2022.

CÉZAR, Leandro. **Peak Detection.** Disponível em: <https://github.com/leandcesar/PeakDetection>. Acesso em: 03 de dezembro de 2022.

EGAN, Sinead; CURLEY, Gerard P.. **What is the role of PEEP and recruitment maneuvers in ARDS?** Evidence-Based Practice Of Critical Care, p. 50-56, 2020. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-323-64068-8.00017-1>.

FLEMING, Susannah; THOMPSON, Matthew; STEVENS, Richard; HENEGHAN, Carl; PLÜDDEMANN, Annette; MACONCHIE, Ian; TARASSENKO, Lionel; MANT, David. **Normal ranges of heart rate and respiratory rate in children from birth to 18 years of age: a systematic review of observational studies.** The Lancet, v. 377, n. 9770, p. 1011-1018, mar. 2011. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736\(10\)62226-x](http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736(10)62226-x).

GABRIELLI, Carla; VARGAS, Juliano Córdova. **Anatomia Sistêmica: uma abordagem direta para o estudante.** 4. ed. Florianópolis: Editora UFSC, 2017. 185 p.

GALLE, Cécile; PAPAZYAN, Jean-Pierre; MIRON, Marie-José; SLOSMAN, Daniel; BOUNAMEAUX, Henri; PERRIER, Arnaud. **Prediction of Pulmonary Embolism Extent by Clinical Findings, D-dimer Level and Deep Vein Thrombosis Shown by Ultrasound.** Thrombosis And Haemostasis, v. 86, n. 11, p. 1156-1160, 2001. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0037-1616044>.

HALL, John E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. 1773 p.

HOCHHAUSEN, Nadine; PEREIRA, Carina Barbosa; LEONHARDT, Steffen; ROSSAINT, Rolf; CZAPLIK, Michael. **Estimating Respiratory Rate in Post-Anesthesia Care Unit Patients Using Infrared Thermography: an observational study.** Sensors, v. 18, n. 5, p. 1618, 18 maio 2018. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s18051618>.

LIU, Haipeng; ALLEN, John; ZHENG, Dingchang; CHEN, Fei. **Recent development of respiratory rate measurement technologies.** Physiological Measurement, v. 40, n. 7, 1 jul. 2019. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6579/ab299e>.

MAHARAJ, Ritesh; RAFFAELE, Ivan; WENDON, Julia. **Rapid response systems: a systematic review and meta-analysis.** Critical Care, [S.L.], v. 19, n. 1, dez. 2015. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/s13054-015-0973-y>.

PIVETI FILHO, Guilherme. **Pneumômetro por impedância aplicado ao monitoramento do ciclo respiratório**. Monografia (Bacharelado em Engenharia Mecatrônica) – Departamento de Metal-Mecânica, Instituto Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2021.

SEPPÄ, Ville-Pekka; PELKONEN, Anna S.; KOTANIEMI-SYRJÄNEN, Anne; VIIK, Jari; MÄKELÄ, Mika J.; MALMBERG, L. Pekka. **Tidal flow variability measured by impedance pneumography relates to childhood asthma risk**. European Respiratory Journal, [S.L.], v. 47, n. 6, p. 1687-1696, 17 mar. 2016. European Respiratory Society (ERS). <http://dx.doi.org/10.1183/13993003.00989-2015>.

TEIXEIRA, Daniel de Azevedo. **FISIOLOGIA HUMANA**. 3. ed. Teófilo Otoni: Nice, 2021.

TEXAS INSTRUMENTS. **AFE4300 Development Guide**. 2012. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ug/sbau201a/sbau201a.pdf>. Acesso em: 03 de dezembro de 2022.

VILLAPLANA, Adrian Arregui. **Disseny d'un sistema de tomografia d'impedància elèctrica basat en l'AFE4300**. 2017. 51 f. TCC (Graduação) - Curso de Enginyeria de Sistemes Electrònics, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, 2017.

APÊNDICE A – Script C++ para parametrização e medição.

```
#include <SPI.h>
#include "pwm_lib.h"
#include <PeakDetection.h>
#include <filters.h>

#define PIN_RESET 9
#define PIN_DRDY 2
#define SS 10
#define SlaveSelectPin 10
#define PERIODS 16

using namespace arduino_due::pwm_lib;

PeakDetection peakDetection;

const float cutoff_freq = 15.0; // Frequencia de corte
const float sampling_time = 0.005; // Amostra de tempo em segundos
IIR::ORDER order = IIR::ORDER::OD3; // Ordem (OD1 to OD4)
Filter f(cutoff_freq, sampling_time, order); // Filtro passa baixa

uint32_t periods[PERIODS]=
{
    10,    // 0.1 usecs.
    100,   // 1 usec.
    1000,  // 10 usecs.
    10000, // 100 usecs.
    100000, // 1000 usecs.
    1000000, // 10000 usecs.
    10000000, // 100000 usecs.
    50000000, // 500000 usecs.
    50000000, // 500000 usecs.
    10000000, // 100000 usecs.
    1000000, // 10000 usecs.
    100000, // 1000 usecs.
    10000, // 100 usecs.
    1000, // 10 usecs.
    100, // 1 usec.
    10, // 0.1 usecs.
};

uint32_t period=1;

// Definindo pwm usando pin 35
pwm<pwm_pin::PWMH0_PC3> pwm_pin35;

//Variaveis globais
double timefrequency;
boolean flagE = true;
double frequenciaRespiracao = 0;
int valAFE;
bool flag;
```

```

double valAFEV;

void resetAFE4300();
void writeRegister(unsigned char address, unsigned int data); //Escrita do registrador
do AFE4300
int readRegister(unsigned char address); //Leitura do registrador do AFE4300
void initAFE4300(); // Inicializa AFE4300
void initBCM(); // Inicializa modulo BCM

void readData(); // Le do registrador ADC_DATA_RESULT

/*****
Posição dos registradores AFE4300
*****/
#define ADC_DATA_RESULT      0x00
#define ADC_CONTROL_REGISTER 0x01
#define MISC1_REGISTER       0x02
#define MISC2_REGISTER       0x03
#define DEVICE_CONTROL_1     0x09
#define ISW_MATRIX           0x0A
#define VSW_MATRIX           0x0B
#define IQ_MODE_ENABLE       0x0C
#define WEIGHT_SCALE_CONTROL 0x0D
#define BCM_DAC_FREQ         0x0E
#define DEVICE_CONTROL_2     0x0F
#define ADC_CONTROL_REGISTER_2 0x10
#define MISC3_REGISTER       0x1A

void setup()
{
    pinMode(PIN_RESET, OUTPUT); // Pino de reset
    pinMode(SS, OUTPUT);

    pinMode(PIN_DRDY, INPUT);
    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(PIN_DRDY), readData, RISING);

    Serial.begin(115200);
    Serial.flush();

    SPI.begin();
    SPI.setClockDivider(SlaveSelectPin,21);
    SPI.setDataMode(SlaveSelectPin, SPI_MODE1);

    peakDetection.begin(30, 2, 0.15); // Parametrização da função de detecção de picos

    resetAFE4300();
    initAFE4300();
    initBCM();

    pwm_pin35.start(periods[period],(periods[period]>>1)); // Gerador de 1MHZ no pino
    35 para funcionamento interno AFE4300
}
void loop() {
    double valAFE;

```

```

//Leitura das informações
if(flag) {
    valAFE = readRegister(ADC_DATA_RESULT);
    double filteredval = f.filterIn(valAFE); // Utilizando o filtro passa baixa de terceira
ordem
    valAFEV= filteredval*0.000058; // Ganho para tensão

    double convertDigitalDataResult_2_3 = convertDigitalData_2_3(valAFEV); //
Utilização da equação de posicionamento dos eletrodos de tensão 2/3

    peekDetectionFunction(convertDigitalDataResult_2_3); // Função de detecção de
pico

    flag = 0;
}
}
/**
 * @brief Resets the AFE4300 device
 */
void resetAFE4300(){
    digitalWrite(PIN_RESET ,LOW);
    delay(100);
    digitalWrite(PIN_RESET ,HIGH);
    writeRegister(MISC1_REGISTER,0x0000);
    writeRegister(MISC2_REGISTER,0xFFFF);
    writeRegister(MISC3_REGISTER,0x0030);
}

/**
 * @brief Writes to a register on the AFE4300
 */
void writeRegister(unsigned char address, unsigned int data)
{
    unsigned char firstByte = (unsigned char)(data >> 8);
    unsigned char secondByte = (unsigned char)data;
    SPI.beginTransaction(SPISettings(1000000, MSBFIRST, SPI_MODE1));

    digitalWrite(SS,LOW);
    SPI.transfer(address);

    SPI.transfer(firstByte);
    SPI.transfer(secondByte);
    digitalWrite(SS,HIGH);

    SPI.endTransaction();
}

/**
 * @brief Reads from a register on the AFE4300
 */
int readRegister(unsigned char address)
{
    SPI.beginTransaction(SPISettings(1000000, MSBFIRST, SPI_MODE1));

```

```

int spiReceive = 0;
unsigned char spiReceiveFirst = 0;
unsigned char spiReceiveSecond = 0;

address = address & 0x1F; // Os ultimos 5 bits são para especificar a direção
address = address | 0x20; // Os 3 primeiros 3 bits são para a operação de leitura

digitalWrite(SS,LOW);
SPI.transfer(address);
spiReceiveFirst = SPI.transfer(0x00);
spiReceiveSecond = SPI.transfer(0x00);
digitalWrite (SS, HIGH);

SPI.endTransaction();

// A combinação dos dois bytes gera o sinal
spiReceive = (spiReceiveFirst << 8);
spiReceive |= spiReceiveSecond;
return spiReceive;
}

/**
 * @brief Initializes the AFE4300 device
 */
void initAFE4300()
{
    writeRegister(ADC_CONTROL_REGISTER,0x5140);
    writeRegister(DEVICE_CONTROL_1,0x6004);//,0x6006
    writeRegister(ISW_MATRIX,0x0000);//0x0804
    writeRegister(VSW_MATRIX,0x0000);//0x0804
    writeRegister(IQ_MODE_ENABLE,0x0000);
    writeRegister(WEIGHT_SCALE_CONTROL,0x0000);
    writeRegister(BCM_DAC_FREQ,0x0010);//0x0010
    writeRegister(DEVICE_CONTROL_2,0x0000);
    writeRegister(ADC_CONTROL_REGISTER_2,0x0011);//0x0063
    writeRegister(MISC1_REGISTER,0x0000);
    writeRegister(MISC2_REGISTER,0xFFFF);
    writeRegister(MISC3_REGISTER,0x0030);//0x00C0//0x0030
}

/**
 * @brief Initializes the BCM Module
 */
void initBCM()
{
    writeRegister(ADC_CONTROL_REGISTER,0x4120); // Modo de medição diferencial,
    32 SPS
    writeRegister(DEVICE_CONTROL_1,0x0006); // Escrita do modo BCM
    writeRegister(ISW_MATRIX,0x8040); // Canais de saída IOUTP5 e IOUTN4
    writeRegister(VSW_MATRIX,0x8040); // canais de entrada VSENSE5 and
    VSENSE4
    writeRegister(ADC_CONTROL_REGISTER_2,0x0063); // Seleção do output do BCM
    writeRegister(WEIGHT_SCALE_CONTROL,0x0000); // Ganho = 1 Offset = 0
    writeRegister(BCM_DAC_FREQ,0x0010);// Frequencia BCM
    writeRegister(DEVICE_CONTROL_2,0x0006);

```

```

}

/**
 * @brief Reads the ADC data register
 */
void readData()
{
    flag = 1;
}

/**
 * @brief PeekDetection function
 */
void peekDetectionFunction(double data){
    double timer = millis(); // Inicia a contagem para controle da frequencia respiratoria
    peakDetection.add(data); // adiçao de um novo ponto
    int peak = peakDetection.getPeak(); // returns 0, 1 or -1

    Serial.print(data); // print data
    if (peak>=0 && data > 4) { // Sinal de corte para picos
        peak = 1;
        if (timefrequency != 0 && flagE){
            frequenciaRespiracao = 60/(timer-timefrequency)*1000; // Função de conversão
            para frequencia respiratoria
        }
        timefrequency = timer;

        flagE = false;
    }
    else {
        peak = 0;
        flagE = true;
    }
    Serial.print(",");
    Serial.print(frequenciaRespiracao);
    Serial.print(",");
    Serial.print(peak*10); // print peak status
    Serial.println("\r\n");
}

/**
 * @brief Conversion equation for the tension electrodes in the positions 2/3
 */
double convertDigitalData_2_3(double data) {
    double anm = 1.58e10;
    double bnm = -1.99e8;
    double cnm = 8.39e5;
    double dnm = -1181;

    return (anm * pow(data,3)) + (bnm * pow(data,2)) + (cnm * data) + dnm;
}

/**
 * @brief Conversion equation for the tension electrodes in the positions 2/4

```

```

*/
double convertDigitalData_2_4(double data) {
    double anm = 3.27e9;
    double bnm = -1.03e8;
    double cnm = 1.08e6;
    double dnm = -3760;

    return (anm * pow(data,3)) + (bnm * pow(data,2)) + (cnm * data) + dnm;
}

/**
 * @brief Conversion equation for the tension electrodes in the positions 2/6
 */
double convertDigitalData_2_6(double data) {
    double anm = 1.11e9;
    double bnm = -4.18e7;
    double cnm = 5.27e5;
    double dnm = -2212;

    return (anm * pow(data,3)) + (bnm * pow(data,2)) + (cnm * data) + dnm;
}

/**
 * @brief Conversion equation for the tension electrodes in the positions 2/7
 */
double convertDigitalData_2_7(double data) {
    double anm = 1.13e10;
    double bnm = -1.43e8;
    double cnm = 6.06e5;
    double dnm = -858.7;

    return (anm * pow(data,3)) + (bnm * pow(data,2)) + (cnm * data) + dnm;
}

/**
 * @brief Conversion equation for the tension electrodes in the positions 2/8
 */
double convertDigitalData_2_8(double data) {
    double anm = 3.14e8;
    double bnm = 9.06e5;
    double cnm = 2.02e3;
    double dnm = 4.6;

    return (anm * pow(data,3)) + (bnm * pow(data,2)) + (cnm * data) + dnm;
}

```