



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I - CAMPINA GRANDE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE
NÚCLEO DE TECNOLOGIAS ESTRATÉGICAS EM SAÚDE
MESTRADO PROFISSIONAL EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

GEILSON ARNOR DE SOUZA

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PORTÁTIL DE VNI COM NÍVEL ÚNICO
DE PRESSÃO INTERVALADA: VALIDAÇÃO DE COMPONENTES EM
AMBIENTE DE LABORATÓRIO

CAMPINA GRANDE – PB

2025

GEILSON ARNOR DE SOUZA

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PORTÁTIL DE VNI COM NÍVEL ÚNICO
DE PRESSÃO INTERVALADA: VALIDAÇÃO DE COMPONENTES EM
AMBIENTE DE LABORATÓRIO**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde, da Universidade Estadual da Paraíba, Como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciência e tecnologia em saúde.

Área de concentração: Desenvolvimento de produtos e processos para tecnologias em saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino.

Co-orientador (a): Misael Elias de Moraes

CAMPINA GRANDE – PB

2025

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

S729d Souza, Geilson Arnor de.

Desenvolvimento de dispositivo portátil de VNI com nível único de pressão intervalada [manuscrito] : validação de componentes em ambiente de laboratório / Geilson Arnor de Souza. - 2025.

60 p. : il. colorido.

Digitado. Dissertação (Mestrado Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2025. "Orientação : Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino, Departamento de Computação - CCT. " "Coorientação: Prof. Dr. Misael Elias de Moraes , Departamento de Computação - CCT. "

1. Escala TRL. 2. Ventilação mecânica não invasiva. 3. Dispositivo portátil. 4. Terapia respiratória. I. Título

21. ed. CDD 610.284

GEILSON ARNOR DE SOUZA

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PORTÁTIL DE VNI COM NÍVEL ÚNICO
DE PRESSÃO INTERVALADA: VALIDAÇÃO DE COMPONENTES EM AMBIENTE
DE LABORATÓRIO

Dissertação apresentada ao programa de
pós-graduação em Ciência e Tecnologia em
Saúde, da Universidade Estadual da Paraíba,
Como requisito parcial à obtenção do título de
Mestre em Ciência e tecnologia em saúde.

Área de concentração: Desenvolvimento de
produtos e processos para tecnologias em
saúde.

Aprovado em 30/04/2025



Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Profa. Dra. Giselda Félix Coutinho
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Dra. Ketimilly Yasmyne Nascimento Martins
Coordenadora de Laboratório – NUTES/UEPB

AGRADECIMENTOS

A Deus, primeiramente, por tudo!

A minha família, minha esposa Taciana Pachu Vidal e minha filha Maria Manuela Souza Pachu, os quais são combustível para minha motivação diária.

Aos meus pais por influenciarem a pessoa que sou hoje.

Aos meus irmãos por serem inspiração em tantos momentos.

A minha orientadora, Prof. Dra. Kátia Elizabete Galdino, pela colaboração, ajuda, oportunidade, paciência. Sou muito grato por acreditar em mim.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Misael Elias de Moraes, pela ajuda e colaboração. Sua experiência e expertise na área de saúde e tecnologia foram fundamentais para o desenrolar do trabalho.

Ao engenheiro, Edmar Pinto de Oliveira, pelo seu trabalho e expertise. Sua participação foi crucial para o alcance dos objetivos deste trabalho. Você fez acontecer!

Aos amigos e colaboradores do NUTES pelo companheirismo e por estarem sempre disponíveis quando necessário.

Ao Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) pela estrutura disponível para o bom andamento do programa de mestrado. Ao corpo docente, por serem extremamente capacitados, permitindo o engrandecimento intelectual durante este período.

RESUMO

INTRODUÇÃO: O pulmão tem como principal função permitir a troca cíclica dos gases vitais entre o ambiente e os capilares sanguíneos. Algumas doenças podem interferir nesse mecanismo, podendo levar a necessidade de assistência ventilatória. A VM é uma terapia ventilatória que dá suporte ou substitui a respiração do paciente que a necessite. A VM pode ser invasiva ou não invasiva. A ventilação mecânica não invasiva é definida como um suporte ventilatório que não necessita de tubo orotraqueal ou traqueostomia, sendo utilizada por meio de uma interface externa. Existe uma grande demanda terapêutica para utilização da VNI, necessitando de desenvolvimento de novas modalidades, visando eficácia, segurança e conforto. **OBJETIVO:** validar, em laboratório, os componentes principais que preenchem os requisitos básicos para o desenvolvimento de um dispositivo portátil de VNI, com nível único de pressão intervalada. **METODOLOGIA:** esse estudo baseia-se na a escala TRL (nível de maturidade tecnológica) que auxilia o desenvolvimento tecnológico através de níveis claramente delimitados, descritos e normalizados, até que o produto esteja pronto para uso e a sua comercialização. Seguindo a escala, foi executado os requisitos de validação do nível TRL 4 (fase do desenvolvimento tecnológico que valida os componentes principais em laboratório). Para compor a tecnologia proposta, foram escolhidos os componentes básicos principais com finalidade de validar o desempenho do gerador de fluxo e do sensor de pressão. Para aferir e validar as funções básicas principais foi utilizado um analisador de fluxo IML-PF-300 IMT MEDICAL e um decibelímetro modelo GM1351 B-Max. Foi desenvolvido um sistema fechado com finalidade de avaliar o desempenho dos componentes trabalhando em conjunto, viabilizando o desenvolvimento do equipamento. **RESULTADOS:** Os testes de validação do gerador de fluxo mostraram excelente desempenho, alcançando fluxo máximo superior a 170L/min e pressão máxima superior a 55cmH₂O. O ruído detectado esteve na faixa tolerada (até 30dBA a 10cmH₂O, com tolerância de 6dBA). O sensor de pressão conseguiu mensurar as pressões geradas no sistema, mantendo variação inferior a 0,5cmH₂O do aferido pelo analisador. **CONCLUSÃO:** pode-se concluir que o trabalho alcançou os objetivos elencados, com os componentes básicos principais (propostos para compor o dispositivo portátil de VNI de nível único com pressão intervalada), preenchendo os requisitos de desempenho para validação em laboratório, com os mesmos trabalhando em conjunto.

Palavras chaves: VNI; escala TRL; dispositivo portátil; terapia respiratória.

ABSTRACT

INTRODUCTION: The lung's main function is to allow the cyclical exchange of vital gases between the environment and blood capillaries. Some diseases can interfere with this mechanism, which may lead to the need for ventilatory assistance. MV is a ventilatory therapy that supports or replaces the breathing of the patient who needs it. MV can be invasive or non-invasive. Non-invasive mechanical ventilation is defined as ventilatory support that does not require an orotracheal tube or tracheostomy, being used through an external interface. There is a great therapeutic demand for the use of NIV, requiring the development of new modalities, aiming for efficacy, safety and comfort. **OBJECTIVE:** validate, in the laboratory, the main components that meet the basic requirements for the development of a portable NIV device, with a single level of interval pressure. **METHODOLOGY:** This project is based on the TRL scale (technological maturity level) that assists technological development through clearly delimited, described and standardized levels, until the product is ready for use and commercialization. Following the scale, the TRL 4 level validation requirements were carried out (phase of technological development that validates the main components in the laboratory). To compose the proposed technology, the main basic components were chosen in order to validate the performance of the flow generator and pressure sensor. To measure and validate the main basic functions, an IML-PF-300 IMT MEDICAL flow analyzer and a GM1351 B-Max decibel meter were used. A closed system was developed with the purpose of evaluating the performance of components working together, enabling the development of the equipment. **RESULTS:** Validation tests of the flow generator showed excellent performance, reaching maximum flow greater than 170L/min and maximum pressure greater than 55cmH₂O. The noise detected was in the tolerated range (up to 30dBA at 10cmH₂O, with a tolerance of 6dBA). The pressure sensor was able to measure the pressures generated in the system, maintaining a variation of less than 0.5cmH₂O from that measured by the analyzer. **CONCLUSION:** it can be concluded that the work achieved the objectives listed, with the main basic components (proposed to compose the portable single-level NIV device with interval pressure), fulfilling the performance requirements for laboratory validation, with them working together.

Keywords: NIV. TRL scale; portable device; respiratory therapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	Porções do sistema respiratório.....	15
Figura 2-	Difusão na membrana alvéolo-capilar.....	16
Figura 3-	Volumes e capacidades pulmonares.....	17
Figura 4-	Mecânica respiratória.....	18
Figura 5-	Ventilação mecânica invasiva e não invasiva.....	20
Figura 6-	Ventilador pulmonar.....	21
Figura 7-	Diagrama vni portátil.....	21
Figura 8-	Ventilador portátil de suporte a vida.....	22
Figura 9-	Mini turbina para vni.....	23
Figura 10-	Sensor de pressão MPX5004GC7U.....	24
Figura 11-	Dispositivo vni portátil padrão.....	25
Figura 12-	Escala trl adaptada.....	27
Figura 13-	Diagrama gerador de vni com nível único de pressão.....	29
Figura 14-	Microcontrolador ESP-32.....	30
Figura 15-	Mini turbina e driver controlador.....	30
Figura 16-	Sensor de pressão MPX10.....	32
Figura 17-	Linearidade de sensor de pressão MPX10.....	34
Figura 18-	Display OLED SPI.....	35
Figura 19-	Fonte chaveada 12V 5 ^a	36
Figura 20-	Sistema para validação de componentes	37
Figura 21-	Controle por ide arduino CC++.....	38
Figura 22-	Analizador de fluxo imt-medical.....	39
Figura 23-	Traqueia padrão para vni portátil.....	39
Figura 24-	Decibelímetro b-max.....	40
Figura 25-	Gráfico aferição de fluxo máximo	42
Figura 26-	Gráfico aferição de pressão máxima.....	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Aferição de ruído.....	43
Tabela 2-	Aferição de pressão.....	43
Tabela 3-	Pressão no sistema x aferição.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BLDC	Brushless D irect c urrent
BILEVEL	Bilevel Positive Airway Pressure
CI	Capacidade Inspiratória
CPT	Capacidade pulmonar total
CRF	Capacidade Residual Funcional
CV	Capacidade Vital
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
DC	Direct Current
DDP	Diferença de potencial
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
EPAP	Expiratory Positive Airway Pressure
FDA	Food and drug administration
IDE	Integrated development environment
IPAP	Inspiratory Positive Airway Pressure
IR	Insuficiência respiratória
ISO	International Organization for Standardization
NASA	National Aeronautics and Space Administration
NMT	Nível de Maturidade Tecnológica
NUTE	Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde
PI	Proporcional integral
RPPI	Respiração com Pressão Positiva Intermitente
SRAG	Síndrome respiratória aguda
TOT	Tubo Orotraqueal
TQT	Traqueostomia
TRL	Technology Readiness Level
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba
VC	Volume Corrente
VM	Ventilação Mecânica
VMNI	Ventilação Mecânica Não Invasiva
VNI	Ventilação não invasiva

VR	Volume Residual
VRE	Volume de Reserva Expiratório
VRI	Volume de Reserva inspiratório
V/Q	Relação Ventilação/Perfusão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	OBJETIVOS.....	14
2.1	Objetivo geral.....	14
2.2	Objetivos específicos.....	14
3	REFERENCIAL TEÓRICO.....	15
3.1	Sistema respiratório.....	15
3.2	Volumes e capacidades pulmonares.....	16
3.3	Mecânica respiratória.....	18
3.4	Ventilação mecânica.....	19
3.5	Ventilação mecânica não invasiva.....	20
3.6	Escala TRL	25
4	METODOLOGIA.....	28
4.1	Especificações.....	28
4.2	Implementação.....	29
4.3	Módulo microcontrolador.....	29
4.4	Gerador de fluxo.....	30
4.5	Sensor de pressão.....	31
4.6	Display.....	34
4.7	Fonte de alimentação.....	35
4.8	Validação dos componentes principais.....	36
4.8.1	<i>Controle do sistema de testes.....</i>	<i>37</i>
4.8.2	<i>Validação do sensor de pressão.....</i>	<i>38</i>
5	RESULTADOS.....	41
5.1	Validação do gerador de fluxo.....	41
5.2	Validação do sensor de pressão.....	44
6	CONCLUSÃO.....	46
	REFERÊNCIAS.....	48
	APÊNDICE A - Circuito eletrônico.....	51
	APÊNDICE B - Código fonte de controle do ESP 32.....	52

1 INTRODUÇÃO

Entre os anos de 2013 e 2017 as doenças do aparelho respiratório configuravam-se como o segundo principal motivo de internações hospitalares no Brasil, com um total de 5.928.712 hospitalizações. Quando analisados os óbitos, estas doenças foram as principais causas de morte durante as internações, ficando responsáveis por 19,5% dos casos (Gomes et al., 2017).

Estas doenças podem se manifestar em todas as faixas etárias, de diversas formas, agudas ou crônicas agudizadas. Destacam-se como mais frequentes as pneumonias, influenza, asma e agudização da DPOC (Santos et. al, 2017).

No ano de 2020, com início da pandemia por COVID-19, começamos a ter um significativo aumento no número de hospitalizações por síndrome respiratória aguda grave (SRAG) decorrente a infecção por este vírus, o que representava cerca de 14% dos infectados. Até meados de 2024 o número de infectados beirava 39.000.000 de brasileiros, ceifando mais de 700.000 vidas, representado uma taxa de letalidade de 1,8% (Svsa, 2024).

Para entendermos o porquê dessas doenças causarem tantas hospitalizações e terem morbimortalidade tão significativas, é preciso compreender a importância do processo de respirar, que tem por objetivos ofertar oxigênio aos tecidos e remover o dióxido de carbono. Afim de alcançar tais objetivos, podemos dividir a respiração em quatro funções principais: (1) ventilação pulmonar, que significa o influxo e efluxo de ar entre a atmosfera e os alvéolos pulmonares; (2) difusão de oxigênio e dióxido de carbono entre os alvéolos e o sangue; (3) transporte de oxigênio e dióxido de carbono no sangue e líquidos corporais e suas trocas com as células de todos os tecidos do corpo; (4) regulação da ventilação e outros aspectos da respiração (Guyton e Hall, 2011).

Nesse sentido, o pulmão apresenta como principal função, permitir a troca dos gases vitais (oxigênio e dióxido de carbono) entre o ambiente e o capilar sanguíneo. Ocorrendo um processo cíclico, através do qual o ar contido nos pulmões é constantemente renovado, através de um fluxo de ar atmosférico para o interior dos pulmões (inspiração) ou, de maneira contrária, de um fluxo de ar que sai dos pulmões para o meio ambiente (expiração) (Tallo te al., 2014).

Quando o indivíduo não consegue manter o mecanismo da respiração de forma espontânea, pode afetar as trocas gasosas, levando a uma Insuficiência Respiratória (IR), que pode ser crônica ou aguda. Logo, pode ser necessário terapias que consigam manter a concentração dos gases em níveis adequados. A ventilação mecânica (VM) é uma terapia que oferece assistência ventilatória, podendo substituir, parcial ou inteiramente a respiração,

estando classificada em ventilação mecânica invasiva (VMI) e ventilação mecânica não invasiva (VMNI) (Carvalho et. al, 2007; Cruz e Zamora, 2013).

A ventilação mecânica não invasiva (VNI) é definida como um suporte ventilatório que não necessita de uma prótese ventilatória invasiva, sendo realizada por meio da utilização de uma interface, com o objetivo de promover a ventilação adequada, diminuir o trabalho respiratório, prevenir a fadiga muscular respiratória, aumentar a ventilação alveolar e melhorar as trocas gasosas, podendo evitar a intubação (Johnston et al., 2015).

A VNI pode ser indicada para tratamento de muitas disfunções respiratórias como a insuficiência respiratória aguda e crônica. Indicada também na exacerbação da DPOC e da asma e no tratamento do edema agudo de pulmão de origem cardiogênica (Barbas et al., 2013).

Ela também está indicada para o tratamento da apneia do sono do tipo obstrutiva e central, que se apresentam em graus de gravidade moderado e grave, bem como distúrbios de hipoventilação associados a patologias diversas (Duarte et al., 2022).

Os tipos de modalidades de VNI mais difundidas são a CPAP (pressão positiva contínua em via aérea) e a BIPAP ou BILEVEL (pressão positiva de nível duplo na via aérea). A CPAP permite uma pressão fixa, contínua e controlada nas vias durante todo o ciclo respiratório (inspiração e expiração). Já a modalidade BIPAP proporciona 2 níveis de pressão, controladas, ao sistema respiratório, sendo uma pressão aérea na fase inspiratória (IPAP) e outra pressão aérea na fase expiratória (EPAP), oferecendo maior suporte ventilatório (Carvalho et al, 2007; Barbas et. al, 2013).

Também existe uma técnica manual (acoplada a rede de gases do hospital por uma peça chamada reanimador de Muller) que permite respiração por pressão positiva intermitente (RPPI), oferecendo suporte com pressão positiva apenas na fase inspiratória, com pouco controle da pressão ofertada. Mesmo assim, consegue proporcionar vários benefícios ao sistema respiratório como prevenir fadiga da musculatura respiratória, uma vez que diminui o trabalho ventilatório, reexpande o pulmão, diminui o índice de dispneia, melhora as trocas gasosas pelo recrutamento de alvéolos hipoventilados, melhora os volumes e capacidades pulmonares, assim como aumenta a saturação de oxigênio periférico (spO2) (Borghi-Silva; Mendes, 2006; Romani et al., 2007).

Em alguns pacientes, porém, a VNI apresenta limitada eficácia devido à falta de adaptação e adesão a terapia. Isso, pelo fato do usuário não tolerar os principais modos (CPAP e BIPAP), bem como o uso das interfaces (máscaras), podendo gerar significativo escape aéreo, sensação de claustrofobia, aerofagia e presença ou risco de lesões na face. Assim, um efetivo programa de VNI deve atentar aos detalhes, como proporcionar qualificação da equipe de

profissionais para o monitoramento da VNI, escolher uma estratégia ventilatória adequada para cada condição e utilizar a interface apropriada para cada tipo de paciente (Silva et al., 2013).

Observamos uma grande demanda terapêutica das modalidades e técnicas de VNI. Assim como há também limitações acerca da adaptação e adesão dos pacientes. O desenvolvimento de dispositivos que ofereçam novas modalidades com maior conforto, e consequentemente melhora na adaptação e adesão se torna extremamente necessário. Nesse sentido, este projeto tem por objetivo validar, em laboratório, os componentes principais que preenchem os requisitos básicos para o desenvolvimento de um dispositivo portátil de VNI com nível único de pressão intervalada.

Quando pronto, este equipamento ofertará pressão positiva controlada apenas na fase inspiratória do paciente, retornando a pressão atmosférica na expiração. Dessa forma, propomos uma tecnologia eficiente, segura e confortável, de boa adaptabilidade e excelente custo benefício.

2 OBJETIVOS:

2.1 Objetivo geral

- Validar, em laboratório, os componentes principais que preenchem os requisitos básicos para o desenvolvimento de um dispositivo portátil de VNI, com nível único de pressão intervalada.

2.2 Objetivos específicos

- Identificar e adquirir os componentes principais que preencham os requisitos de um dispositivo de VNI de nível único de pressão intervalada;
- Desenvolver um sistema que seja possível testar os componentes principais em conjunto;
- Validar a turbina geradora de fluxo aéreo, identificando sua capacidade de gerar fluxo e pressão positiva;
- Validar o sensor de pressão, observando sua capacidade de monitorar e identificar as diferentes pressões no sistema;
- Avaliar o ruído gerado pela turbina, observando se está dentro do tolerável para um dispositivo de VNI portátil.

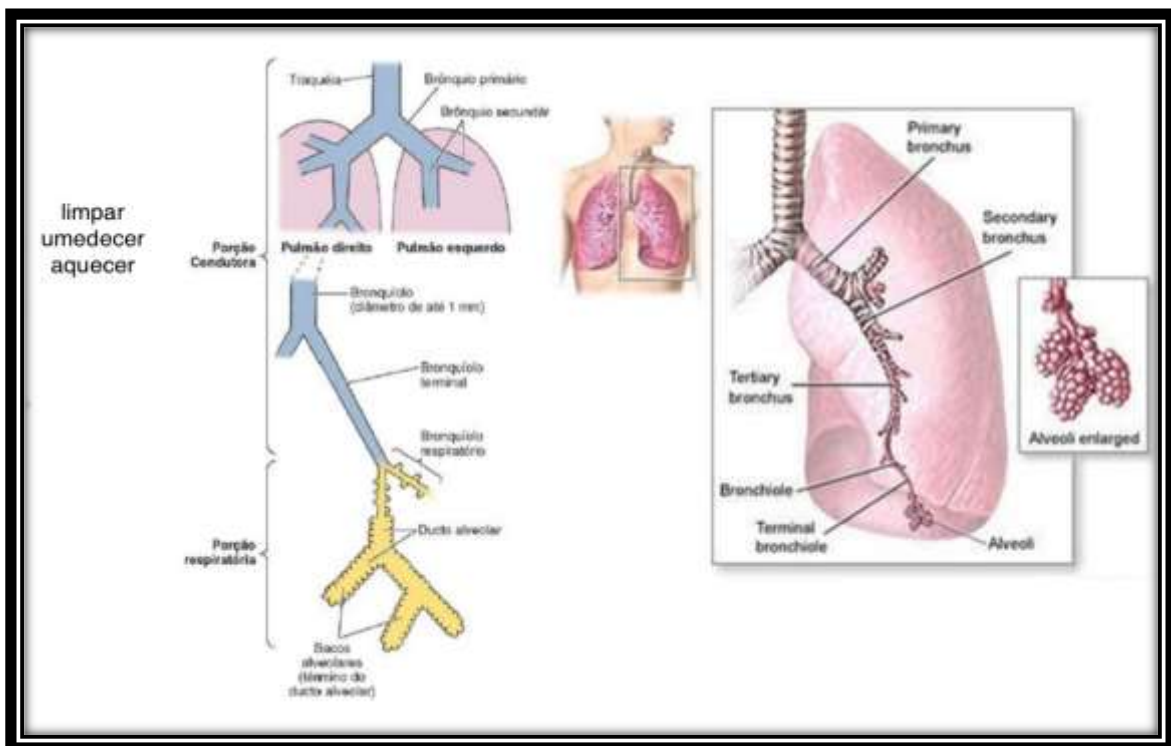
3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 Sistema respiratório e função pulmonar

O sistema respiratório é de fundamental importância para manutenção da vida, apresentando como principal função a troca dos gases vitais. Ele pode ser dividido, histologicamente, em 3 porções (figura 1): condutora; transitória e respiratória.

A porção condutora conduz e deixa o ar apropriado para as trocas, ou seja, é responsável pela sua umidificação, aquecimento e purificação. Esta é composta por cavidades nasais, oro e nasofaringe, laringe, traqueia, brônquios e bronquíolos. A porção transitória é composta por bronquíolos respiratórios. Já a porção respiratória promove as trocas gasosas e é constituída por ductos alveolares, sacos alveolares e alvéolos (Junqueira, 2008).

Figura 1- Porções do sistema respiratório



Fonte: Junqueira & Carneiro, (2008)

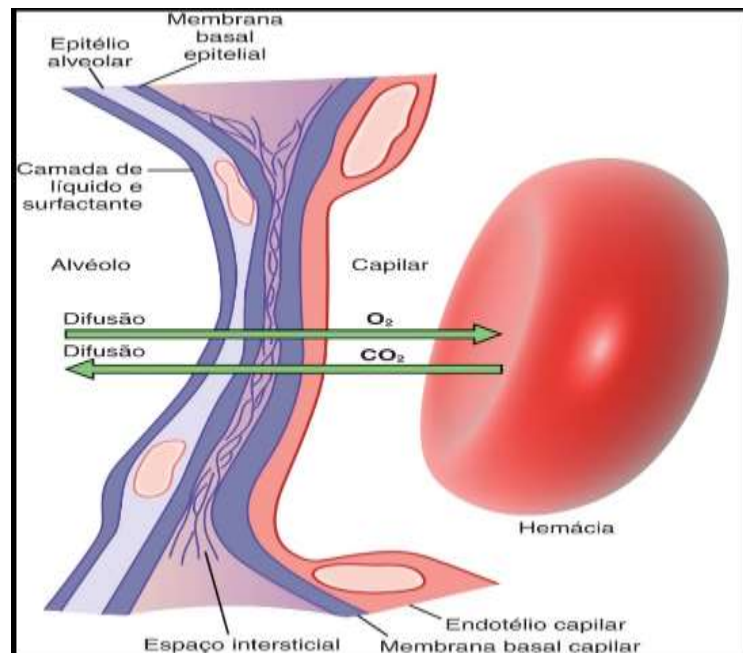
O sistema respiratório, anatomicamente, pode ser dividido também em:

- Trato respiratório superior: formado pela cavidade nasal, seios paranasais, faringe e parte da laringe localizada superiormente às cordas vocais;

- Trato respiratório inferior: formado pela parte da laringe localizada abaixo das cordas vocais, traqueia, brônquios, bronquíolos e pulmões (Netter, 2008).

O pulmão é o principal órgão do sistema respiratório e existe para realizar a troca gasosa. Sua função primária é permitir que o oxigênio se mova do ar até a corrente sanguínea e que o dióxido de carbono faça o movimento contrário. O pulmão também realiza outras funções, entretanto, a sua função cardinal é a troca de gases. Isso acontece por difusão, graças a membrana alvéolo-capilar. O oxigênio e o dióxido de carbono se movem entre o ar e o sangue por difusão simples, isto é, de uma área de pressão parcial alta para outra de pressão parcial baixa, assim como a água flui morro abaixo. A lei de Fick (da difusão) afirma que a quantidade de gás que se move através de uma lâmina de tecido é proporcional à área dessa lâmina, mas inversa à sua espessura. A membrana alvéolo-capilar é muito fina (Figura 2) e tem uma área entre 50 e 100m². Portanto, é bem capacitada para a sua função de troca gasosa (West, 2013).

Figura 2- Difusão de gases pela membrana alvéolo-capilar



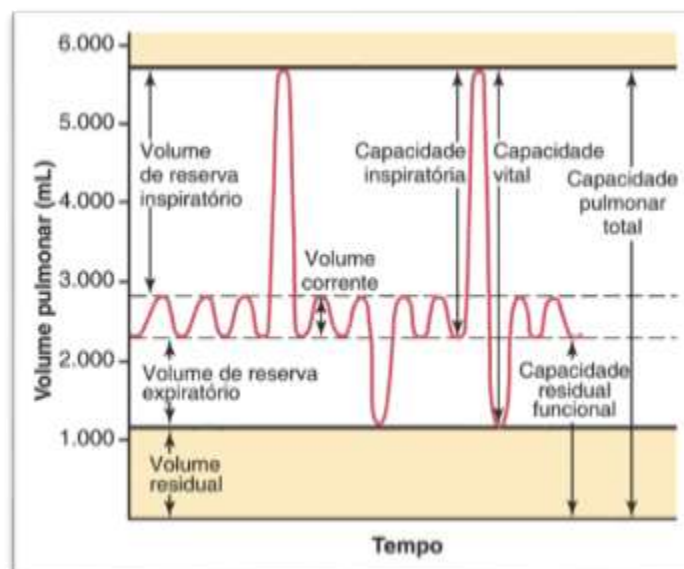
Fonte: Guyton & Hall, (2016)

3.2 Volumes e capacidades pulmonares

Para entendermos melhor a dinâmica dos gases respiratórios é muito importante analisar as diferentes frações volumétricas contidas no sistema respiratório em padrões normais (figura 3):

- Volume corrente (VC): volume de gás inspirado ou expirado em cada movimento respiratório normal, em repouso, correspondendo a cerca de 500mL em um adulto;
- Volume de reserva inspiratório (VRI): é o volume máximo de gás que poder ser inspirado em uma inspiração forçada máxima, correspondendo a um incremento inspiratório de 3.100mL acima do VC em um adulto jovem;
- Volume de reserva expiratório (VRE): é o volume máximo de gás expirado após uma expiração basal forçada, correspondendo a 1.200mL em um adulto jovem;
- Volume residual (VR): ar que permanece nos pulmões após uma expiração máxima, sendo o volume que não é expelido, responsável por evitar o colapso alveolar. Corresponde a 1.200mL no adulto jovem;
- Capacidade inspiratória (CI): volume máximo de gás que pode ser inspirado após uma expiração basal. Corresponde a soma do VC + VRI, sendo seu valor cerca de 3.600mL;
- Capacidade residual funcional (CRF): volume que permanece nos pulmões após uma expiração basal, equivalendo a soma do VRE + VR. Seu valor é cerca de 2.400mL;
- Capacidade vital (CV): volume de ar mobilizado partindo de uma inspiração máxima, seguido de uma expiração forçada máxima. Corresponde a soma do VC + VRI + VRE. Seu valor é cerca de 4.800ml;
- Capacidade pulmonar total (CPT): maior volume de gás que os pulmões podem conter ao final de uma inspiração máxima. Corresponde a soma da CV + VR, cerca de 6.000ml (Lopes, 2014)

Figura 3- Volumes e capacidades pulmonares



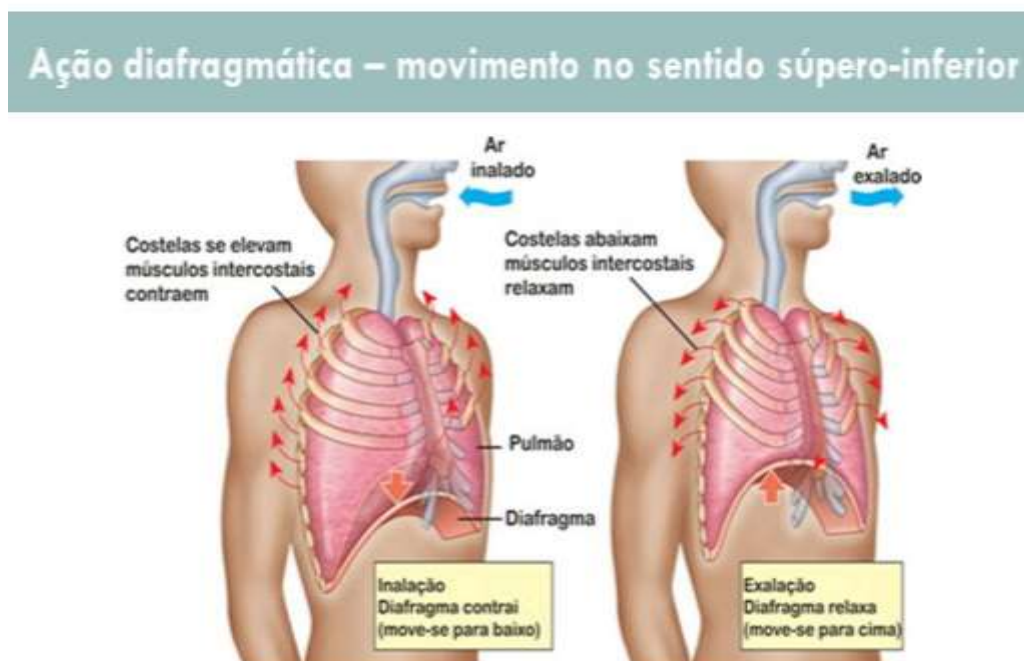
Fonte: Guyton & Hall, (2016)

3.3 Mecânica respiratória

A ventilação pulmonar (figura 4) é o processo cíclico do qual o ar contido nos pulmões é constantemente renovado, através de um fluxo de ar atmosférico para o interior pulmonar (inspiração) ou, de maneira contrária, de um fluxo aéreo que sai do interior dos pulmões para o meio ambiente (expiração). As forças que geram o processo da respiração são essencialmente representadas pela contração muscular. Na inspiração, os músculos respiratórios produzem o aumento do volume da caixa torácica, o que acarreta diminuição da pressão intrapulmonar com consequente influxo de ar nos pulmões. O inverso ocorre na expiração. Desta forma, a inspiração é um processo ativo, enquanto a expiração normal é passiva, dependendo do relaxamento muscular inspiratório e da retração elástica da estrutura pulmonar (Lopes, 2014).

O influxo aéreo para o interior dos pulmões depende da contração ativa dos músculos respiratórios, representados pelo diafragma (principal deles), intercostais externos e intercostais internos anteriores. Além da musculatura acessória, ativos apenas em situações que necessitem de respirações mais vigorosas, em situações críticas, de alta demanda ventilatória. Os mais importantes são os escalenos, trapézios, e os esternocleidomastóideos. Por outro lado, a expiração normalmente é passiva, entretanto, se houver necessidade de uma expiração forçada, entram em ação os músculos expiratórios, representados pelos músculos abdominais e intercostais internos posteriores (Tallo, 2014; West, 2013).

Figura 4- Mecânica respiratória



Fonte: adaptado de Neurometria, (2017)

A ventilação pode ser relacionada a uma versão simplificada da equação do movimento do sistema respiratório:

$$\text{PRESSÃO} = \text{VOLUME} / \text{COMPLACÊNCIA} + (\text{RESISTÊNCIA} \times \text{FLUXO})$$

Onde:

- PRESSÃO: força gerada pelos músculos respiratórios durante a inspiração;
- VOLUME: variação de massa de ar;
- COMPLACÊNCIA: distensibilidade dos pulmões e tórax;
- RESISTÊNCIA: oposição ao fluxo aéreo;
- FLUXO: variação de volume por unidade de tempo.

A complacência e a resistência dos pulmões e do tórax constituem a carga contra a qual os músculos respiratórios devem trabalhar para ventilar os pulmões (Tallo, 2014).

3.4 Ventilação mecânica

Doenças que acometem o sistema respiratório, que interfiram na mecânica ventilatória, podem levar a comprometimento na função pulmonar (disfunção nas trocas gasosas). Nessas condições pode ser indicado suporte que auxiliem e otimizem a ventilação.

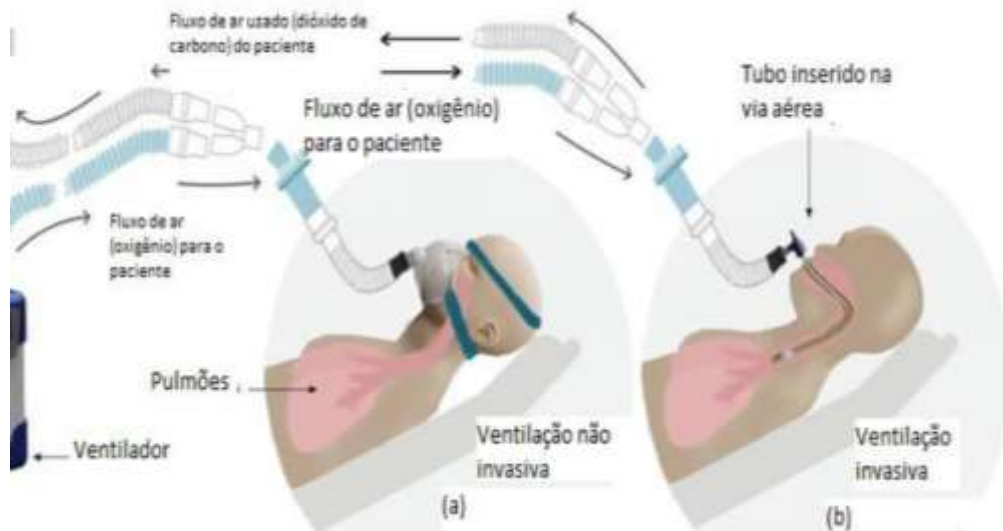
A ventilação mecânica é uma opção de tratamento para paciente que necessitam de assistência ventilatória, tendo em vista que a mecânica respiratória do mesmo não consegue manter uma satisfatória troca gasosa. A ventilação mecânica (VM) tem como utilização primaria o tratamento de pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica agudizada (Carvalho et al, 2007).

Além da otimização da função pulmonar, a VM permite aliviar o trabalho da musculatura respiratória que, em situações agudas de alta demanda metabólica, está elevado, reverte ou evita a fadiga da musculatura respiratória, diminui o consumo de oxigênio, dessa forma reduz o desconforto respiratório, permitindo a aplicação de terapêuticas específicas para correção das doenças de base (Carvalho et al, 2007).

A ventilação mecânica pode ser dividida ou classificada em invasiva e não invasiva (figura 5). Nas duas situações, a ventilação artificial é conseguida com a aplicação de pressão positiva nas vias aéreas. A diferença entre elas fica na forma como é gerada e ofertada a pressão positiva. Enquanto na ventilação invasiva utiliza-se uma prótese ventilatória introduzida na via aérea, isto é, um tubo oro ou nasotraqueal (menos comum), ou ainda uma cânula de

traqueostomia; já na ventilação não invasiva, utiliza-se uma máscara externa como interface entre o paciente e o ventilador artificial (Barbas et al, 2013).

Figura 5- Ventilação mecânica invasiva e não invasiva



Fonte: Christou et al., (2020)

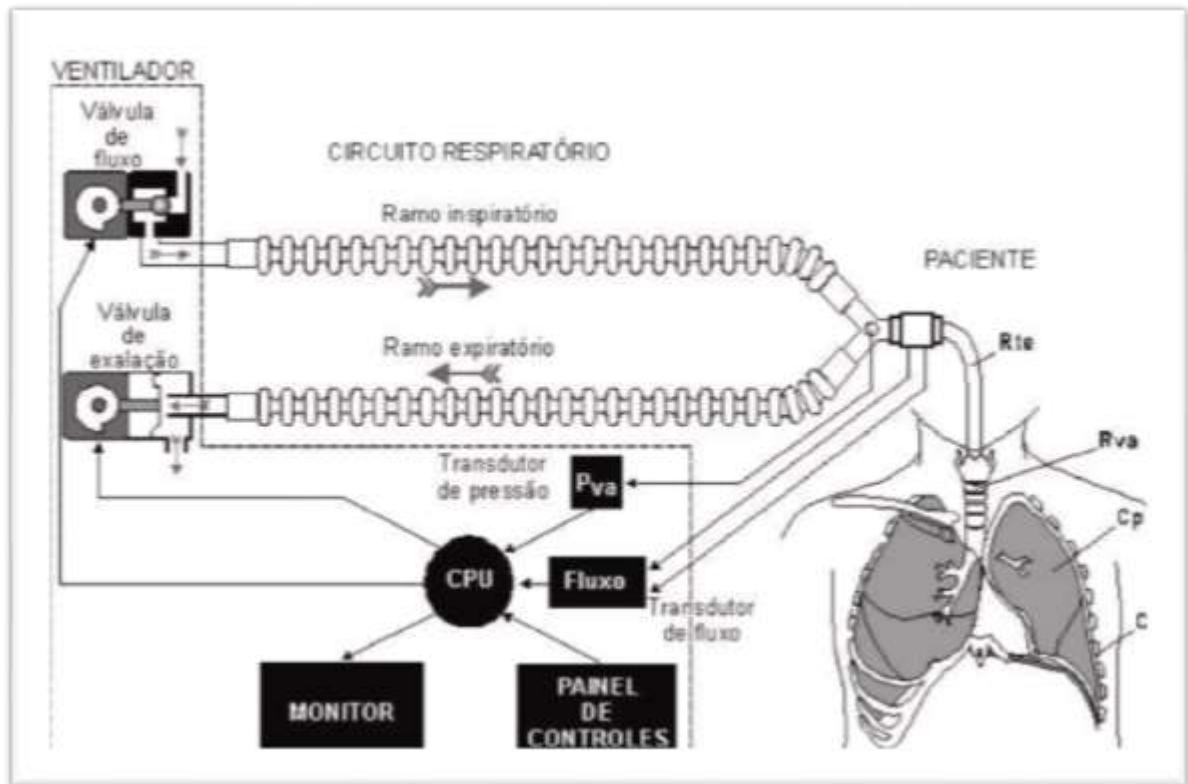
3.5 Ventilação mecânica não invasiva

A ventilação mecânica não invasiva (VMNI), também descrita como VNI (ventilação não invasiva), vem ganhando cada vez mais espaço no campo da assistência ventilatória para paciente em unidade de terapia intensiva, enfermaria e ambulatório, bem como em domicílio. Os efeitos fisiológicos proporcionados pela VNI, incluem a diminuição do trabalho ventilatório, a redução da fadiga da musculatura respiratória, a melhora na relação ventilação/perfusão (V/Q) nos pulmões, melhora na oxigenação do paciente, aumento da ventilação minuto e da capacidade residual funcional (CRF) e, além disso, apresenta algumas vantagens quanto a sua aplicabilidade, relacionada ao conforto do paciente, facilidade na sua realização e possibilidade do indivíduo dialogar e deglutir (Barbas, 2013).

A VNI pode ser realizada por ventiladores pulmonares tradicionais (fixos ou de transporte) alimentados por rede de gases medicinais (oxigênio e ar comprimido), bem como por aparelhos portáteis, específicos para essa terapia, a diferença é que nos equipamentos tradicionais, a pressão positiva é gerada pela capacidade de as válvulas proporcionais modularem o fluxo aéreo proveniente da mistura dos gases oxigênio com ar comprimido

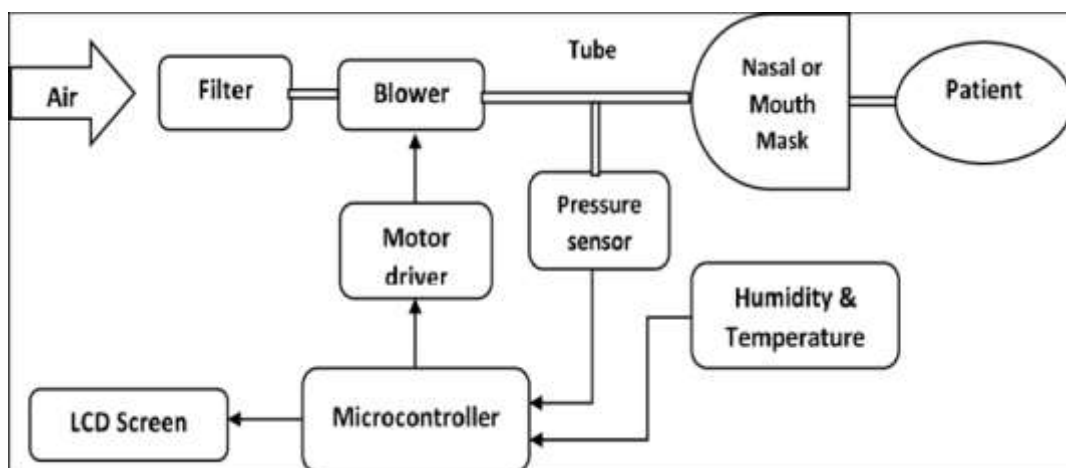
medicinal (figura 6). Já nos dispositivos portáteis, a pressão positiva é formada pelo controle da velocidade de rotação de uma mini turbina elétrica geradora de fluxo aéreo (figura 7).

Figura 6- Diagrama ventilador pulmonar



Fonte: Medclub, (2023)

Figura 7- Diagrama de um equipamento portátil para VNI



Fonte: Qaddo, (2021)

Aparelhos portáteis para geração de VMNI facilitam sua utilização em ambiente hospitalar, em transporte, bem como em domicílio. Além da não necessidade de utilização da rede de gás hospitalar, também apresenta tecnologia de suporte ventilatório equivalente a outros ventiladores pulmonares.

Aparelhos de suporte ventilatório portáteis classificados como de suporte a vida (figura 8) podem apresentar modos limitados e/ou controlados a pressão e a volume (ACV, VC, SIMV, PACV, P-SIMV, PS, CPAP, ST,PAC...); ventilação para adultos e pediátricos; sensibilidade a fluxo e pressão; pressão inspiratória superior a 55cmH₂O; fluxo aéreo de saída superior a 200 l/min; baterias internas com duração superior a 8 horas; possibilidade de ventilar paciente com interface invasiva (Resmed, 2020).

Figura 8- Ventilador pulmonar de suporte a vida portátil



Fonte: Resmed, (2018)

Os equipamentos de VNI portáteis mais utilizados na prática clínica são os que oferecem CPAP simples ou o modo BIPAP simples. De acordo com a ISO 17510 2009, um dispositivo de VMNI portátil básico, para terapia respiratória em pacientes com apneia do sono, mas que é estendido para outras terapias respiratórias, precisa apresentar dois requisitos principais:

- Faixa de pressão: de 4-20 hPa (4-20 cmH₂O) em modo de pressão contínua, e em modo Bi-level até 30 hPa (30 cmH₂O);
- Nível de ruído ≤ 30 dB (a 10hPa);

Para alcançar tais requisitos, é preciso que o gerador de fluxo aéreo consiga fornecer adequado fluxo aéreo, permitindo alcançar altas pressões, vida útil em velocidade nominal de

30.000rpm >20.000 horas, apresentar design compacto e de baixo ruído para melhor conforto do paciente (Chen et al. 2012).

Atualmente se utiliza como geradores de fluxo aéreo para VMNI portáteis, turbinas com motor DC sem escovas BLDC (ou Brushless DC motor) (figura 9) capaz de fornecer pressão positiva através de ajustes na rotação do motor (Tsai et al. 2007).

Figura 9- Mini turbina para VNI portátil



Fonte: Resmed, (2010)

Para se atender os requisitos mínimos de um equipamento portátil de VMNI, é necessário, além de um gerador de fluxo de bom desempenho, baixo ruído e baixo tempo de resposta, um sensor de pressão de alta sensibilidade (figura 10), feedback de alta velocidade, suficientes para leituras de pressão numa faixa de 0 a 100 hPa (Chen et al. 2012).

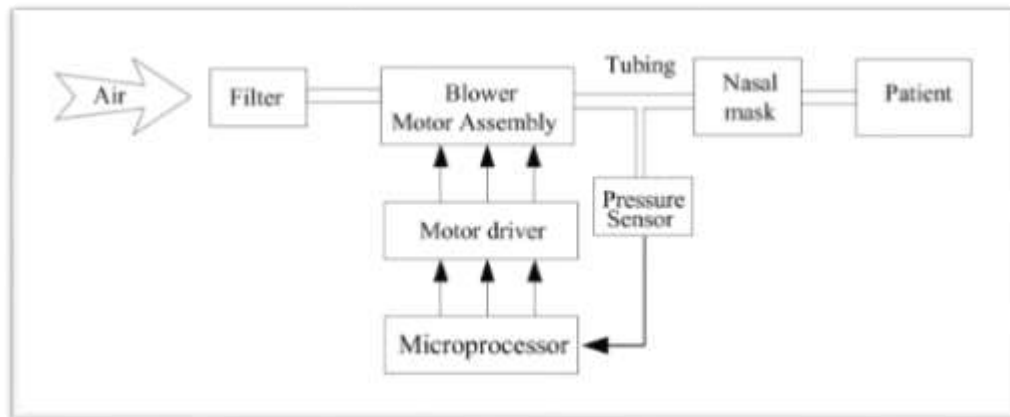
Figura 10- Sensor de pressão MPXV5004GC7U



Fonte: Freescale, (2015)

Podemos observar, no que já foi descrito, que o sistema de um dispositivo de VMNI portátil padrão é composto por um microprocessador, um sensor de pressão, um mini motor DC sem escova integrado a uma turbina e um driver controlador para o motor (Ver Figura 11). O ar ambiente é aspirado através do filtro de entrada de ar pela turbina energizada e então pressurizado. Em última análise, a pressão terapêutica é direcionada para as vias aéreas do paciente através do tubo flexível e de uma interface não invasiva. O sinal de pressão próximo a saída é detectado pelo sensor de pressão e então processado pelo microprocessador. Com base na diferença entre a pressão terapêutica ou desejada e a pressão medida, o microprocessador regula a velocidade de rotação do motor, variando a tensão de entrada do driver regulador, conseguindo controlar a pressão de saída da turbina para manter as variações de pressão dentro dos erros permitidos (Chen et al. 2012).

Figura 11- Diagrama de equipamento de VMNI portátil padrão



Fonte: Chen et al., (2012)

3.6 Escala TRL

O desenvolvimento e a difusão de novas tecnologias são essenciais para o crescimento dos negócios, da sociedade e da qualidade de vida de uma população. Reconhece-se que quanto mais inovadora uma organização for, maior será sua competitividade e melhor sua posição e proposta de valor no mercado em que atua. E nessa perspectiva, Carvalho e Reis (2011) demarcam que a alta capacidade para inovar, transforma ideias em produtos, serviços e processos inovadores de forma rápida e eficiente. Todavia, é sabido que o entendimento acerca do processo de inovação e o seu impacto econômico é deficitário, apesar da constatação de que para terem sucesso as organizações necessitam encontrar formas de inovar, pois, caso contrário, se tornarão obsoletas (Christensen et al., 2015).

Quando uma nova tecnologia é inventada ou conceitualizada, ela deve passar por níveis de maturidade claramente delimitados, descritos e normalizados, até que a mesma esteja preparada para o uso e a comercialização. A escala TRL (Technology Readiness Levels) ou escala de nível de Maturidade Tecnológica (NMT) é uma sistemática métrica, com nove níveis, desenvolvido em 1974 por Stan Sadin, cientista sênior da National Aeronautics and Space Administration (NASA), que permite avaliar, em um determinado instante, o nível de maturidade de uma tecnologia particular ou a comparação da maturidade entre diferentes tipos de tecnologias, assim como todo o contexto de um sistema específico, sua aplicação e seu ambiente operacional (Banke, 2010; Velho et al., 2017).

Como descrito na imagem abaixo (figura 12), quando uma tecnologia está no TRL 1, a pesquisa científica está começando e esses resultados traduzidos para futuras pesquisas e

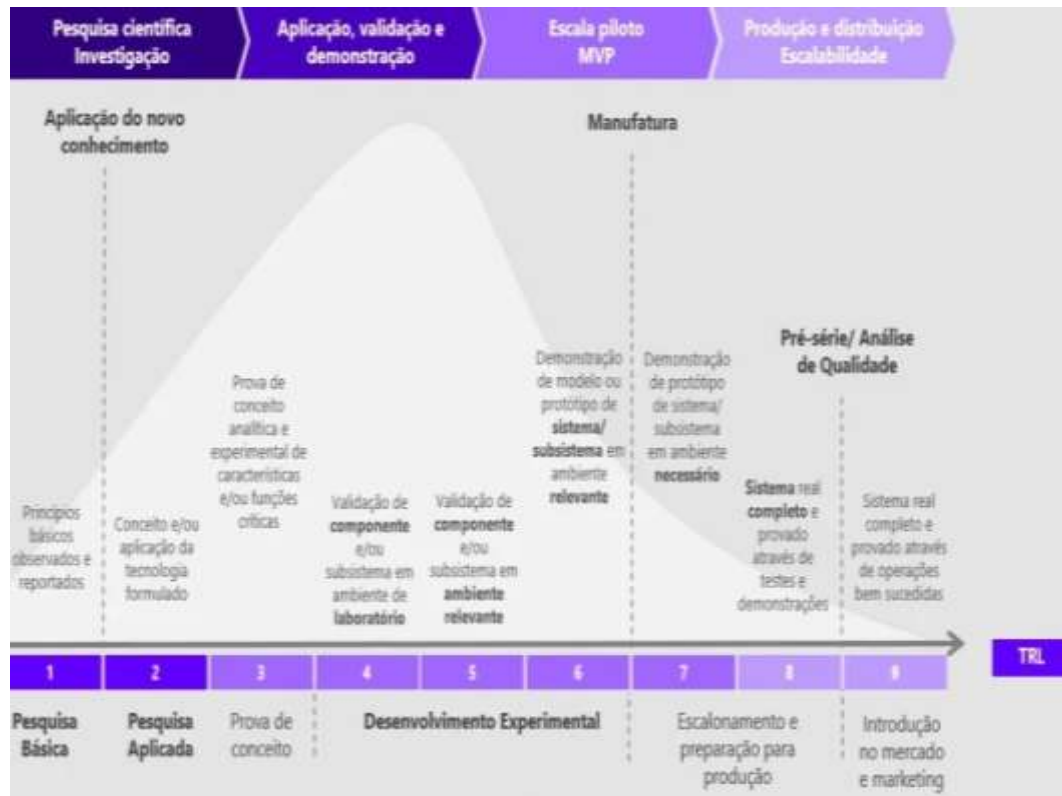
desenvolvimento. O TRL 2 ocorre quando os princípios básicos forem apresentados, aplicações práticas realizadas e associadas às descobertas iniciais. O nível TRL 2 é muito especulativo e tem um foco intelectual intenso sobre o problema, pois há pouca ou nenhuma prova de conceito experimental para a tecnologia. Nesta fase, a ciência ou tecnologia já possui algum grau de sustentação, através de alguns princípios básicos observados, e dá-se o início do P&D, embora as aplicações ainda sejam especulativas.

Quando as pesquisas começam, eleva-se ao TRL 3. Em geral, estudos analíticos e laboratoriais são necessários neste nível para ver se uma tecnologia é viável e pronta para prosseguir através do processo de desenvolvimento. Muitas vezes, durante o TRL 3, um modelo de prova de conceito é construído. Uma vez executada, a tecnologia avança para TRL 4. Durante o TRL 4, os componentes tecnológicos básicos são desenhados, desenvolvidos e integrados para verificar se trabalham em conjunto. O TRL 5 é uma continuação do TRL 4. No entanto, uma tecnologia que está em nível 5 é identificada como já contendo todos os componentes tecnológicos básicos definidos para que a configuração do produto que se propõe desenvolver aconteça. Dentre as informações já pré-definidas estão as de teste em escala laboratorial, análise das diferenças entre o laboratório e escala piloto. A principal diferença entre TRL 4 e 5 é o aumento na fidelidade da tecnologia e de sua reprodução quando aplicada em campo. O sistema é testado e é quase um protótipo.

Uma vez que a tecnologia no TRL 5 esteja completa, pode-se avançar para o TRL 6. Uma tecnologia TRL 6 possui um protótipo totalmente funcional ou em modo representacional. A principal diferença entre TRL 5 e 6 é o passo acima desde escala de laboratório até escala de engenharia e a determinação de fatores de escala que permitirão o design do sistema operacional. O protótipo deve ser capaz de desempenhar todas as funções que serão necessárias para o sistema operacional. O ambiente operacional para o teste deve representar o funcionamento efetivo no ambiente ideal.

No TRL 7, a tecnologia está completa (protótipo) e demonstrada em ambiente ideal. Isso representa um passo importante do TRL 6 para o 7, que exige a demonstração de um protótipo de sistema real em um ambiente ideal.

A tecnologia em TRL 8 foi testada e "habilitada para comercialização" e está pronta para implementação em um sistema tecnológico ou tecnologia existente. Uma vez que a tecnologia tenha sido "comprovada", ela poderá ser chamada TRL 9 (NASA, 2017).

Figura 12- Escala TRL adaptada

Fonte: adaptado de Abgi, (2023)

Observamos que quanto maior o TRL, mais madura está a tecnologia em relação ao seu desenvolvimento. Também fica bem claro que inúmeros áreas do campo tecnológico já utilizam ou podem se beneficiar da utilização desta escala. De acordo com Nolte (2020), inúmeras revisões e modificações já foram realizadas na TRL, difundindo-se para diferentes setores e gerando muitos níveis de prontidão (Readiness Levels), com vários relacionados à maturidade tecnológica. Podendo destacar as áreas de: Sistemas Biomédicos; Tecnologias de Modelamento e Simulação; Sistemas de Aprendizagem; Tecnologias Automatizadas para Manufatura; Cuidados de Saúde; Tecnologias Baseadas na Prática; Famílias de Sistemas; Sistemas Intensivos de Software; Processos Químicos; Tecnologias de Combustíveis Alternativos/Certificação; Tecnologias de Plataforma.

Na grande área de tecnologias biomédicas, escalas que possam quantificar e qualificar o nível de maturidade tecnológica de um projeto de desenvolvimento se faz muito importante, tendo em vista o processo de transferência e despertar o interesse da indústria. É fundamental que projetos de desenvolvimento e inovação contemplem aspectos de maturidade tecnológica bem como aspectos mercadológicos, regulatórios, que possam contribuir para transferência, resultando em produtos (Corrêia, 2018).

4 METODOLOGIA

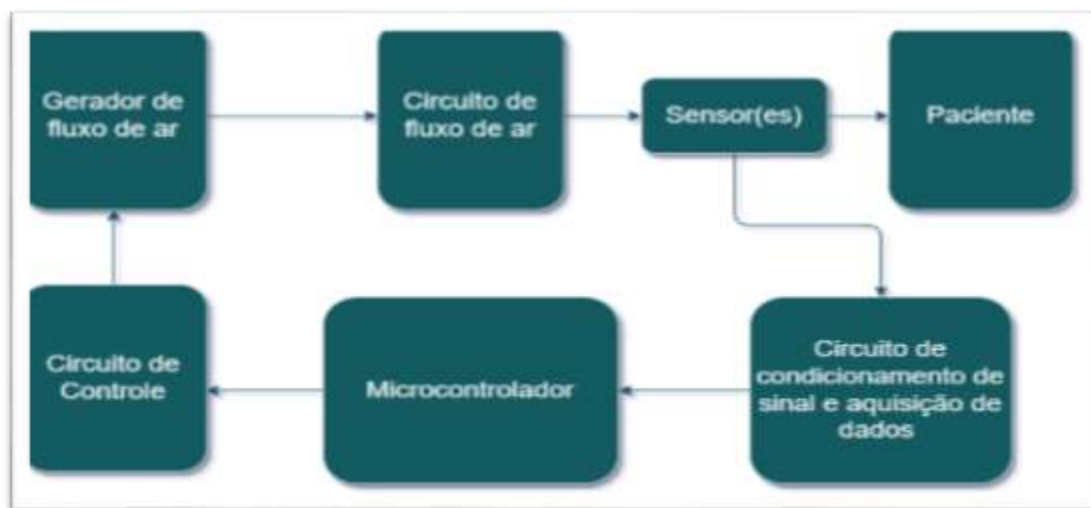
Esse trabalho científico é do tipo pesquisa-ação, que propõe a validação em laboratório dos componentes principais que compõem o desenvolvimento de um dispositivo portátil de VNI com nível único de pressão intervalada. Os testes de validação aconteceram no Laboratório de Instrumentação Biomédica e Ensaio Eletrônicos do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB). Tem como base a escala TRL (nível de maturidade tecnológica) que auxilia o desenvolvimento tecnológico através de níveis claramente delimitados, descritos e normalizados, até que o produto esteja pronto para uso e a sua comercialização.

Seguindo a escala TRL, o estudo já passou pelas fases de investigação científica e validação do conceito, partindo agora para o desenvolvimento experimental. Dessa forma, pode-se classificar a tecnologia proposta em um estágio pré-clínico, no nível TRL 4, no qual se pretende validar, em laboratório, os componentes principais (gerador de fluxo aéreo e sensor de pressão) para preencher os requisitos funcionais básicos para um aparelho de VNI portátil. Foi proposto uma nova tecnologia, correspondente a um dispositivo portátil de suporte ventilatório não invasivo, com nível único de pressão (figura 13), oferecendo pressão positiva controlada apenas na fase inspiratória, sincronizada ao ciclo respiratório do paciente.

4.1 Especificação

O dispositivo pretendido foi pensado ser composto por sensores de pressão aérea que detectarão o esforço respiratório no início da inspiração do paciente, em um circuito fechado de ventilação não invasiva, que utiliza interface com o sistema respiratório (figura 13). Após detectado, o esforço inspiratório, os sinais captados pelos sensores são condicionados, havendo o processamento desses dados no sistema microcontrolado que identifica o início da inspiração, mantendo feedback com o gerador de fluxo. O mesmo microcontrolador alimenta o circuito de controle do driver que regula o gerador de fluxo de ar, produzindo um fluxo aéreo almejado, afim de garantir uma pressão de nível único e controlada, que suplementa a fase inspiratória do paciente. Após ser atingida a pressão de suporte inspiratório determinada (detectada e monitorada por sensores de pressão), a geração de fluxo aéreo cessa, fazendo com que a pressão no sistema retorne ao basal, aguardando novo esforço inspiratório do paciente para repetição do processo.

Figura 13- Diagrama de gerador de VNI de nível único de pressão



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

4.2 Implementação

Para a Implementação do sistema proposto foram investigados, em distribuidores de componentes eletrônicos, os principais itens para compor o sistema, tais como microcontroladores, fontes de alimentação, microturbina geradora de fluxo aéreo com motor sem escova, módulos e drives para ativação e controle do motor, sensores de pressão, display.

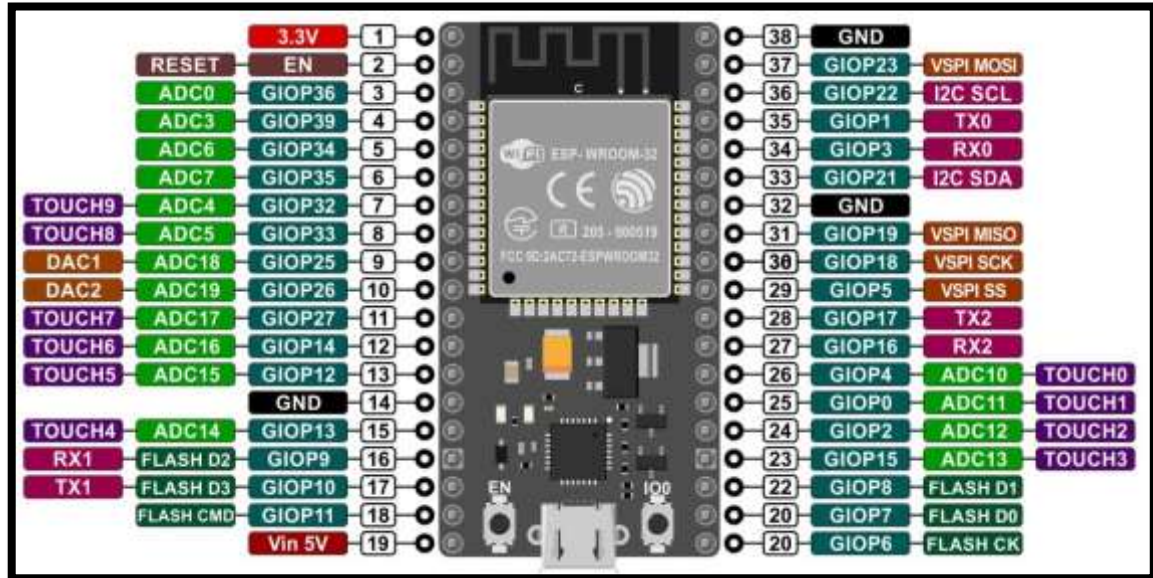
A seleção de componentes levou em consideração, inicialmente, os requisitos técnicos e sua escalabilidade necessários para um dispositivo vestível. Posteriormente, verificou-se as suas dimensões mecânicas, prazo de entrega e custos de aquisição. As seções a seguir apresentam as principais características dos componentes selecionados e suas respectivas descrições.

4.3 Módulo microcontrolador

Para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão dos dados foi escolhido um microcontrolador do tipo ESP-WROOM-32 (figura 14), fabricado pela Espressif Systems (China). Esse módulo apresenta as seguintes características: valor acessível; design com tamanho reduzido, medindo apenas 18 mm x 25,5 mm e espaçamentos de pinos no passo de 1,27 mm; microprocessador dual core Tensílica Xtensa 32-bit LX6; clock ajustável de 80MHz até 240MHz; possui SRAM de 512KB e memória flash externa de 32Mb; 36 portas GPIO de

uso geral; interface SPI; 18 pinos de ADC; comunicação Wi-Fi e Bluetooth. (Espressif Systems, 2021).

Figura 14- Micro controlador ESP-WROOM-32



Fonte: Arducore, (2024)

4.4 Gerador de fluxo

Para geração do fluxo aéreo e pressão optou-se por utilizar uma mini turbina de baixo custo, com referência WN7040 (figura 15), indicada para dispositivos portáteis de VNI (CPAP e BIPAP) que já conta com driver controlador de rotação.

Figura 15- Mini turbina e driver controlador



Fonte: Aliexpress, (2024)

Especificações:

USO	MÉDICO	COSTOMIZADO	SIM
POTÊNCIA NOMINAL	65W	FONTE DE ENERGIA	DC
PRESSÃO	ALTA PRESSÃO	APLICAÇÃO	GERADOR DE FLUXO
NÚMERO DO MODELO	7040	TIPO	TURBINA
MARCA	ABAY	ORIGEM	CN
CERTIFICADO	CE	TIPO DE MOTOR	MOTOR DC DE 3 FASES SEM ESCOVA
VOLTAGEM E CORRENTE	12V(4.5A±0.1) 24V(2.7A±0.1)	MATERIAL	PA66
RUÍDO	MOTOR DE BAIXO RUÍDO 45DB(1m-1KPa)	VELOCIDADE MÁXIMA	35000 rpm/±5%
FLUXO AÉREO MÁXIMO	240-260L/min	PRESSÃO MAXÍMA	7.5KPa
RUÍDO	NSK	ÂNGULO INTERNO	60 GRAUS

4.5 Sensor de pressão

A escolha do sensor de pressão se baseou no custo-benefício, sendo escolhido o dispositivo da série MPX10 (figura 16), que é um sensor de pressão piezoresistivo de silício que fornece uma saída de tensão linear e muito precisa, diretamente proporcional à pressão aplicada.

Figura 16- Sensor de pressão MPX10



Fonte: Aliexpress, (2024)

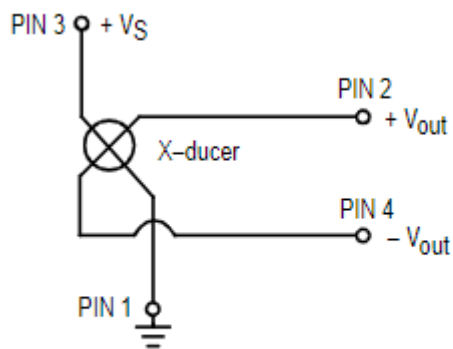
Definição de pinos de MPX10DP:

Symbol	Pin	Description
GND	1	Ground
+V _{OUT}	2	+ Voltage output
V _S	3	Power supply
-V _{OUT}	4	- Voltage output

Dentre as aplicações indicadas pelo fabricante estão:

- Controle de Movimento de Ar;
- Sistemas de Controle Ambiental;
- Indicadores de Nível;
- Detecção de Vazamento;
- Instrumentação Médica;
- Controle industrial;
- Sistema de controle pneumático;
- Robótica.

A figura a seguir mostra um esquema do circuito interno no chip do sensor de pressão autônomo:



Uncompensated Pressure Sensor Schematic

A saída de tensão diferencial do redutor X é diretamente proporcional à pressão diferencial aplicada. A tensão de saída do sensor diferencial ou manométrico aumenta com o aumento da pressão aplicada ao lado da pressão (P1) em relação ao lado do vácuo (P2). Da mesma forma, a tensão de saída aumenta à medida que o vácuo crescente é aplicado ao lado do vácuo (P2) em relação a pressão em P1.

Classificação máxima:

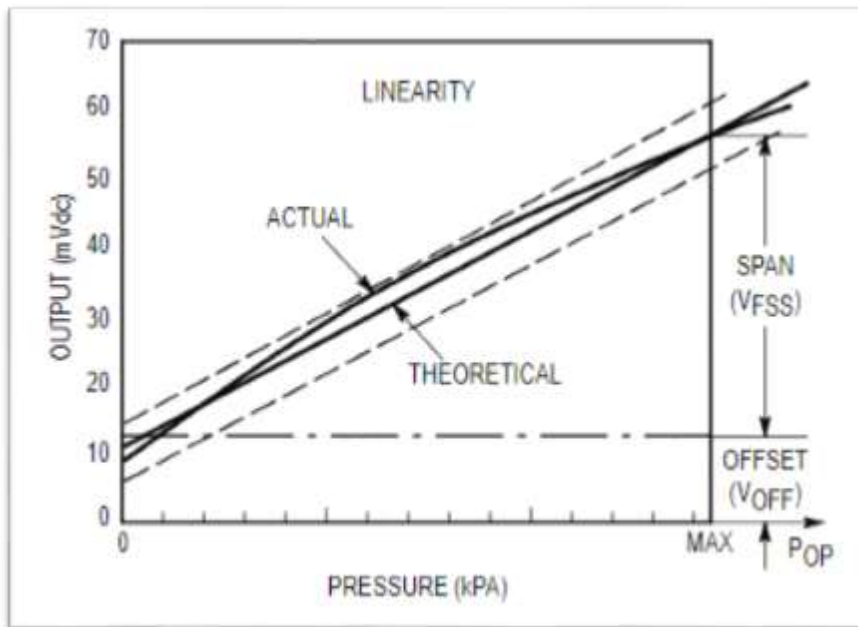
Rating	Symbol	Value	Unit
Overpressure ⁽⁸⁾ (P1 > P2)	P _{max}	75	kPa
Burst Pressure ⁽⁸⁾ (P1 > P2)	P _{burst}	100	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _A	-40 to +125	°C

Características de operação:

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Differential Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	10	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	—	3.0	6.0	V _{dc}
Supply Current	I _o	—	6.0	—	mA _{dc}
Full Scale Span ⁽³⁾	V _{FSS}	20	35	50	mV
Offset ⁽⁴⁾	V _{off}	0	20	35	mV
Sensitivity	ΔV/ΔP	—	3.5	—	mV/kPa
Linearity ⁽⁵⁾	—	-1.0	—	1.0	%V _{FSS}
Pressure Hysteresis ⁽⁵⁾ (0 to 10 kPa)	—	—	± 0.1	—	%V _{FSS}
Temperature Hysteresis ⁽⁵⁾ (-40°C to +125°C)	—	—	± 0.5	—	%V _{FSS}
Temperature Coefficient of Full Scale Span ⁽⁵⁾	TCV _{FSS}	-0.22	—	-0.16	%V _{FSS} /°C
Temperature Coefficient of Offset ⁽⁵⁾	TCV _{off}	—	±15	—	μV/°C
Temperature Coefficient of Resistance ⁽⁵⁾	TCR	0.21	—	0.27	%Z _{in} /°C
Input Impedance	Z _{in}	400	—	550	Ω
Output Impedance	Z _{out}	750	—	1250	Ω
Response Time ⁽⁶⁾ (10% to 90%)	t _R	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

Este tipo de sensor apresenta excelentes propriedades de linearidade, que se refere a quão bem a saída de um transdutor segue a equação: $V_{out} = V_{off} + \text{sensibilidade} \times P$ na faixa de pressão operacional (Figura 17).

Figura 17- Linearidade de sensor mpx10



Fonte: Datasheet, (2024)

4.6 Display

O tipo de display escolhido foi o OLED SPI (figura 18), apresentando tela de 0,96 polegadas, possui integrado o controlador SSD1306, que permite bons níveis de nitidez devido aos altos contrastes exibidos nas imagens reproduzidas na tela (datasheet).

Especificações de modulo display OLED SPI:

TENSÃO DE OPERAÇÃO	3 a 5V
CONTROLADOR	SSD1306
COR	BRANCO
NÍVEL LÓGICO	3,3v ou 5v
INTERFACE	SPI
RESOLUÇÃO	128X64 pixels
DIMENSÃO DE MÓDULO	27X26 mm

DIMENSÃO DE TELA	25X14 mm (útil)
------------------	-----------------

Descrição de pinos:

Pin Number	Pin Name	Function
1	GND	Ground Pin
2	VDD/VCC	Power Supply (3~5V)
3	D0/SCK/SCL/CLK	Clock pin for both SPI and I2C
4	D1/SDA/MOSI	Data pin for both SPI and I2C
5	RES/RST/RESET	Reset Module (Only SPI)
6	DC/A0	Data Command (SPI)
7	CS/Chip Select	Selects chip when more than one module are connected via SPI

Figura 18- Módulo display OLED SPI



Fonte: Robocore,(2024)

4.7 Fonte de alimentação

Para alimentação do sistema foi escolhido uma fonte chaveada que fornece na saída 12V e 5A (figura 19).

Especificação técnica:

ALIMENTAÇÃO	Bivolt auto full range 100 a 240volts AC
SAÍDA	12V DC com plug P4 de 5,5 x 2,1mm
CORRENTE MÁXIMA	5 ampères
POTÊNCIA	60 watts
POLARIDADE	Positivo no centro do plug

PROTEÇÃO	Contra curto circuito e sobrecarga na saída
ESTABILIZAÇÃO	Saída de tensão totalmente estabilização

Figura 19- Fonte chaveada 12V 5A



Fonte: Robocore, (2024)

4.8 Validação dos componentes principais

Para validação dos componentes principais básicos, utilizando a escala TRL, afim de preencher os requisitos da tecnologia, foi desenvolvido um sistema (FIGURA 20) que fosse capaz de testar os elementos principais:

- Gerador de fluxo (desempenho de turbina)
- Monitoramento da pressão (desempenho do sensor de pressão)

Esse sistema é composto por material espumado, tipo isomanta de polietileno. Nele estão acoplados os componentes, contando com entrada e saída de ar isolados um do outro. Na parte interna estão acoplados a turbina e a porção condutora de ar. Já externamente estão acoplados o modulo de controle, o sensor de pressão e o driver controlador da turbina, alimentados pela fonte 12v e conectado ao PC via USB. O sinal de pressão é coletado próximo a saída da turbina. Conta ainda com saída de ar, por onde sai o fluxo aéreo pressurizado, permitindo a conexão

com uma traqueia padrão que interliga o sistema ao analisador. O sistema permite a realização dos testes, possibilitando certificar que os componentes tecnológicos principais, básicos, integrados a proposta do dispositivo, trabalham em conjunto, viabilizando o desenvolvimento do equipamento.

Figura 20 - Sistema de teste para validação dos componentes principais



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

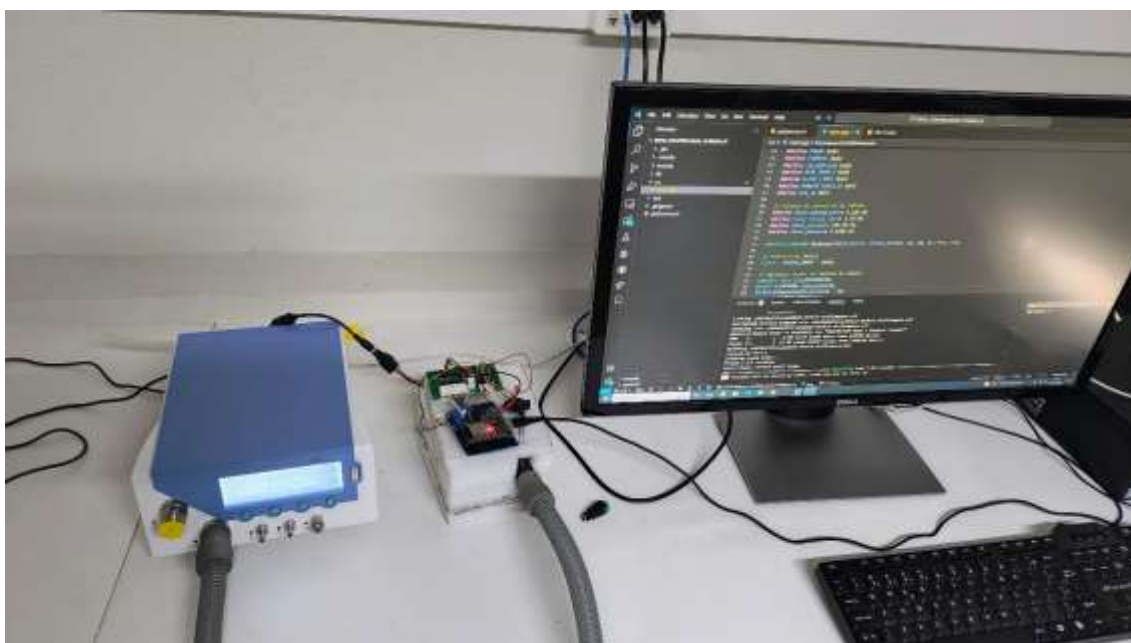
4.8.1 Controle do sistema de testes

O controle do sistema de testes está condicionado na função do microcontrolador manter o feedback adequado entre as funções propostas nos códigos gerados (figura 21).

O microcontrolador ESP32 é programado através da IDE (Integrated Development Environment) do Arduino, um ambiente de desenvolvimento integrado que utiliza uma linguagem de programação baseada em C/C++ para gerar o código de controle. Este código contém a lógica da comunicação com o ADC INA226, com o DAC MCP4921 e a lógica de controle da turbina (controlador PI digital). O PI digital tem como entradas as tensões lidas nos terminais do sensor de pressão MPX10 e uma tensão de referência (pressão desejada). Com estas tensões, o controlador PI digital atua sobre a DDP (diferença de potencial) nos terminais do sensor, calculando o valor digital que deve ser enviado ao DAC para que se possa controlar a turbina. O INA333 mantém feedback entre a voltagem nos terminais do sensor e o valor de referência relacionado a pressão desejada.

A velocidade da turbina é continuamente ajustada para que a pressão no sistema se mantenha no valor almejado. Estes valores lidos pelo sensor podem ser verificados em gráfico do IDE Arduino, bem como no display do sistema.

Figura 21- Sistema de testes controlado por IDE ARDUINO CC++



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

4.8.2 Validação do sensor de pressão e do gerador de fluxo

Os componentes foram integrados no sistema desenvolvido para validação, observando como aspectos principais:

- Capacidade de geração de fluxo aéreo;
- Capacidade de gerar pressão positiva por meio do controle do gerador de fluxo;
- Capacidade de monitorar as diferentes pressões gerados no sistema desenvolvido;
- Nível de ruído gerado.

Para os testes de validação da turbina e do sensor de pressão foi utilizado o analisador de fluxo para ventiladores pulmonares e equipamentos de anestesia da série PF-300 CAT, IML-PF-300 IMT MEDICAL (figura 22), com finalidade de aferir e certificar os requisitos principais (fluxo e pressão) através dos testes de desempenho. Esse analisador é um dispositivo de medição e calibração de última geração. Mede fluxos bidirecionais, pressões, temperaturas,

umidade e concentrações de oxigênio. Ideal para medir e calibrar qualquer tipo de dispositivos de ventilação mecânica e anestesia.

Figura 22- Analisador de fluxo IMTMEDICAL



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

Para conectar a saída da turbina ao analisador, foi utilizado uma traqueia padrão, da marca Homed (figura 23). Projetada para ser utilizada em dispositivos de VNI portáteis interligados a interfaces diversas. Apresenta 1,80m por 22mm de diâmetro interno e pesa 100 gramas.

Figura 23- Traqueia padrão para equipamentos de VNI portáteis



Fonte: CPAPS, (2024)

A fim de identificar a capacidade de gerar fluxo aéreo satisfatório, foi condicionado a turbina uma rotação máxima, para se alcançar o fluxo máximo possível, sendo realizado 3 medições, aferidas pelo analisador, avaliando o preenchimento de requisitos funcionais.

Já a capacidade de a turbina gerar pressão positiva foi validada por meio do teste de geração de pressão máxima em sistema fechado através de 3 aferições, utilizando o analisador de fluxo e uma válvula exalatória da marca Ventcare (diâmetro 15x22mm) na saída de ar, permitindo escape aéreo padrão para dispositivo de VNI no sistema pressurizado. A unidade de pressão utilizada em ventilação mecânica é cmH₂O, mesma unidade utilizada pelo analisador e pelo sistema.

A capacidade de o sensor de pressão monitorar as diferentes pressões no sistema foi validada comparando-se os valores aferidos pelo analisador com os verificados pelo sensor no sistema, gerando-se um gráfico comparativo. Foi determinado 6 valores de pressões distintas pelo sistema. A nossa proposta pretende desenvolver um equipamento portátil que oferte pressão máxima de até 30cmH₂O. Então os valores para os testes foram: 5cmH₂O; 10cmH₂O; 15cmH₂O; 20cmH₂O; 25cmH₂O; 30cmH₂O.

A aferição do nível de ruído foi realizada com a utilização de um decibelímetro digital da marca B-Max, modelo GM1351 (figura 24). Este aparelho consegue medir nível sonoro na faixa ≥ 30 e ≤ 130 dB com uma precisão de 0,1dB. Foram executados 3 testes em bancada para coleta de 3 amostras, identificando o nível de ruído da turbina em funcionamento, trabalhando a uma pressão controlada de 10cmH₂O.

Figura 24- Decibelímetro B-Max



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

5 RESULTADOS

Nos capítulos seguintes serão apresentados os resultados e discussões acerca dos achados obtidos nos testes de validação dos componentes principais em laboratório, aferindo o desempenho funcional para preenchimento dos requisitos básicos de um dispositivo de VNI padrão.

5.1 Validação do gerador de fluxo

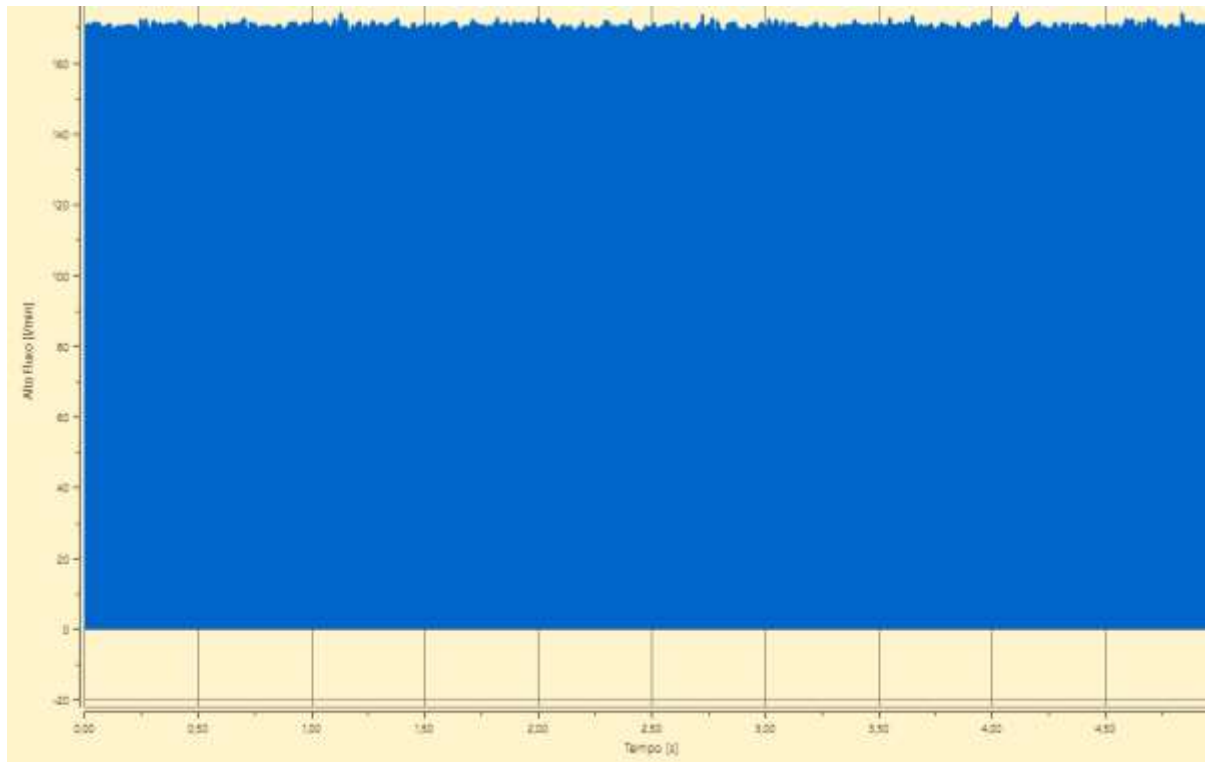
A validação do gerador de fluxo passou, primeiramente, pela sua capacidade de gerar adequado fluxo aéreo suficiente para formação de pressão positiva. A figura 25 apresenta o gráfico gerado pelo analisador, contendo a média dos resultados encontrados nas 3 aferições de fluxo máximo identificado. Pode-se observar que o valor médio de fluxo alcançado foi de 171L/min. Este valor pode ser considerado significativo e adequado, corroborando com diretrizes da Sociedade Torácica Americana e a ISO 17510 de 2015, que determina, como requisito para um gerador de fluxo de um dispositivo de VNI portátil, uma taxa de fluxo aéreo $\geq 120\text{L/min}$.

A escolha do motor para compor um gerador de fluxo de um ventilador pulmonar não invasivo portátil, precisa ser muito criteriosa. Os motores BLDC (motor de corrente contínua sem escovas) são considerados uma boa escolha para utilização em dispositivos médicos, por atingirem uma operação silenciosa, seu tamanho compacto, alto fator de potência, confiabilidade, baixo custo de manutenção e boa eficiência (HAMEED, 2018).

Para Chen et al. (2012), um gerador de fluxo que preencha os requisitos de bom desempenho é essencial para segurança e eficácia de um dispositivo portátil de VNI, garantindo baixo tempo de resposta, alcançando alta rotação, permitindo fornecer adequado fluxo aéreo e pressão positiva.

Segundo David et al. (2006), o controle da velocidade de rotação do gerador de fluxo, em resposta as flutuação e variações nas pressões medidas, é muito importante para minimizar o desconforto induzido pela pressão positiva nas terapias com VNI.

Figura 25- Gráfico de aferição de fluxo máximo obtido pelo analisador



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

A avaliação do ruído gerado pela turbina foi realizada com o sistema trabalhando a uma pressão de 10cmH₂O, sendo realizado 3 aferições. A tabela a seguir traz as 3 aferições executadas. Observa-se que o menor ruído identificado foi de 30,2dBA e o maior foi 32,4dBA. A ISO 1710 (2015) sugere uma taxa de ruído ≤ 30 dBA, com tolerância de erro de ± 6 dBA, para geradores de fluxo utilizados em dispositivos de VNI portáteis, trabalhando a uma pressão de 10cmH₂O. Nessas condições, a turbina utilizada preenche o requisito de tolerância de ruído em funcionamento.

Equipamentos de VNI que utilizem turbinas que ofertam baixo ruído durante seu funcionamento, proporcionam terapia mais confortável e de maior eficácia terapêutica ao paciente (ZHANG, 2017).

Para Garcia e Martinez (2018), a eficácia do tratamento com VNI não só depende do adequado ajuste da pressão positiva ofertada, mas também da tolerância do paciente ao uso do dispositivo. Para tal, fatores como nível de ruído, escolha de interface adequada e ajustes de conforto, podem interferir diretamente na adaptação e tolerância do paciente.

Tabela 1- Testes de ruído

RESULTADOS DOS TESTES DE RUÍDO		
Teste 1	Teste 2	Teste 3
32,4DbA	31,6dBba	30,2dBA

Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

A capacidade de gerar pressão positiva pela turbina foi avaliada pelo teste de pressão, considerando 3 aferições com finalidade de alcançar uma pressão máxima possível. A tabela a seguir apresenta o resultado das pressões geradas, aferidas pelo analisador. Observa-se que o valor de pressão ultrapassou os 55cmH₂O, alcançando um valor médio de 56,1cmH₂O (figura 26), atendendo o requisito proposto para se obter a validação desse componente.

De acordo com as Normas Britânicas/Norma Europeia/Organização Internacional para Padronização ISO 17510-1:2009, geradores de fluxo para equipamentos de VNI portáteis de pressão contínua, básicos, precisam alcançar pressões de, pelo menos, 20cmH₂O.

Para Shen et al. (2012), turbinas geradoras de fluxo de design compacto, que consigam fornecer altas pressões (até 48cmH₂O), são indicadas para dispositivos de VNI's portáteis padrão, condicionando uma terapia eficiente, de excelente resposta e confortável.

Geradores de fluxo que consigam fornecer pressões ≥ 35 cmH₂O, com apropriado controle, preenchem os requisitos para serem utilizados em dispositivos de VNI mais complexos como os BIPAP's. Estes fornecem nível duplo de pressão (IPAP e EPAP), com pressões mais altas, sendo utilizados, com mais frequência, para tratar casos graves e complexos de disfunções respiratórias (Patil, 2020).

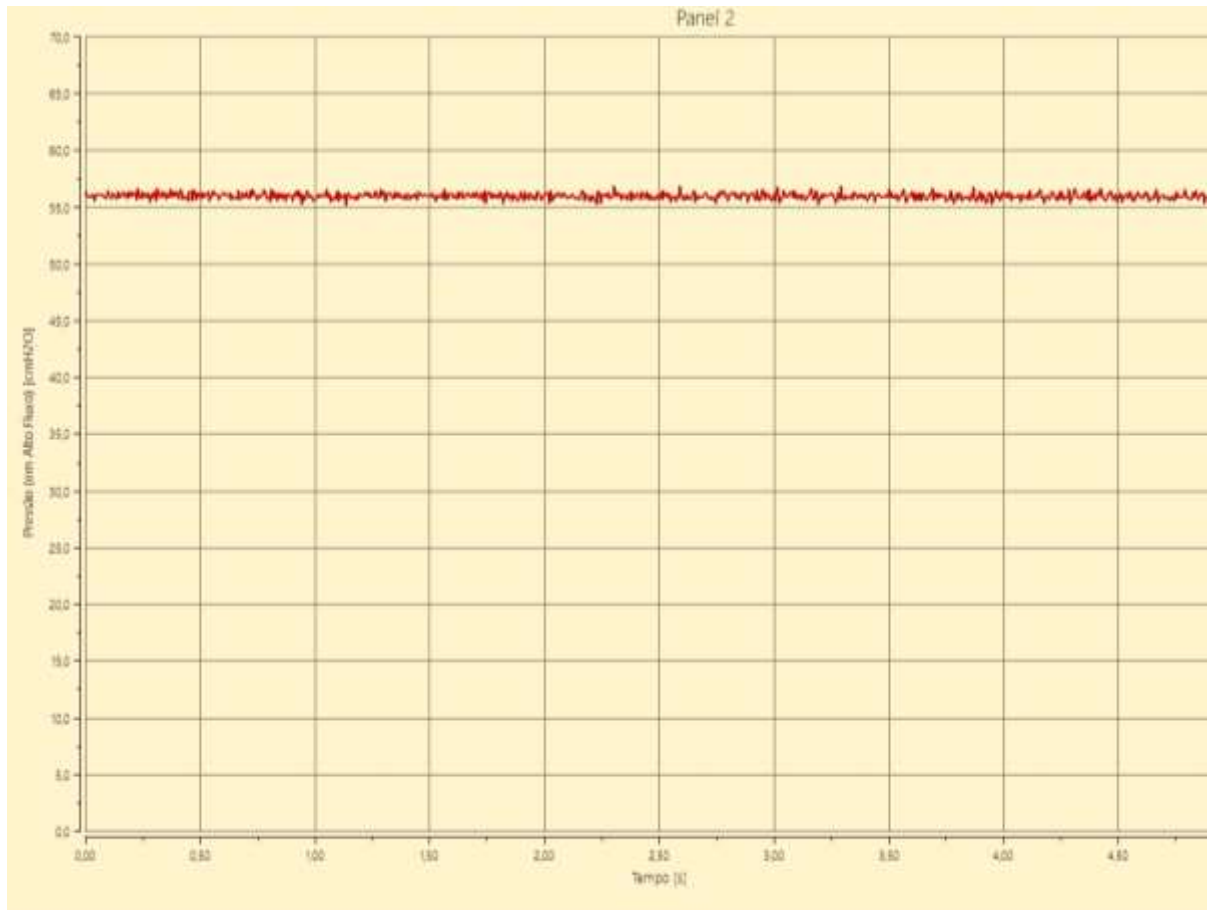
A utilização de turbinas geradoras de fluxo aéreo que permitem estabilidade nas pressões ofertadas, em detrimento as variações de pressão no sistema, condiciona um fator muito importante para minimizar o desconforto induzido pela pressão positiva nas terapias com VNI (David et al., 2006).

Tabela 2- Aferição de pressão

Tabela de aferição de pressão máxima		
Teste de pressão máx. 1	Teste de pressão máx. 2	Teste de pressão máx. 3
56,4cmH ₂ O	55,8cmH ₂ O	56,1cmH ₂ O

Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

Figura 26- Gráfico com a média das 3 aferições de pressão máxima



Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

5.2 Validação do sensor de pressão

A capacidade de o sensor de pressão identificar as pressões geradas no sistema foi validada através do controle determinado de 6 valores de pressão. Verificando assim, a leitura do sensor, e se os valores correspondiam aos aferidos pelo analisador de fluxo. A tabela 3 traz os resultados obtidos após os testes. Podemos notar que os valores de pressão determinados e lidos pelo sensor no sistema estão muito próximos dos aferidos pelo analisador. Com uma variação menor que 0,5cmH₂O para os valores testados, pode-se atestar o bom desempenho do sensor de pressão, tendo em vista que o tolerado por diretrizes da Food and Drug Administration (FDA) dos EUA e a ISO 17510 é de $\pm 2\text{cmH}_2\text{O}$. Esta baixa oscilação condiciona estabilidade na leitura e no controle da pressão pelo sistema.

Para Senavongsee et al. (2016), boa precisão nas medições de um sensor de pressão é requisito primordial para equipamentos de VNI produzirem pressão positiva satisfatória. Dessa

forma, dispositivos que forneçam pressões de saída com baixa variação e boa estabilidade, podem ser considerados de bom desempenho, estável e confiável (Zhang et al., 2017).

Tabela 3- Comparação das pressões no sistema x aferição

Teste	Pressão controlada e mensurada pelo sensor no sistema (em cmH ₂ O)	Pressão aferida pelo analisador de fluxo (em cmH ₂ O)
1	5,0	5,31
2	10,0	10,32
3	15,0	15,40
4	20,0	20,43
5	25,0	25,39
6	30,0	30,34

Fonte: Elaborada pelo autor, 2025.

O bom monitoramento das pressões geradas permite o adequado controle do gerador de fluxo em fornecer satisfatório fluxo aéreo e adequada pressão pelo feedback ao controlador. Esses são fatores condicionantes para um aparelho de VNI de bom desempenho. Assim fica claro que os principais objetivos da boa leitura pressórica e controle da turbina são confiabilidade, operação silenciosa, operação dinâmica e eficiente (Renesas, 2011).

6 CONCLUSÃO

O setor saúde constitui um ecossistema essencial de desenvolvimento econômico e social, dadas suas possibilidades como espaço de inovação tecnológica, de acumulação de capital, de geração de emprego e renda bem como no campo da assistência pelas ações de promoção, manutenção e recuperação da saúde como qualificadoras da cidadania.

No caso do Brasil, é importante ressaltar a existência de forte dependência tecnológica externa no que diz respeito ao acesso a novos fármacos e medicamentos, equipamentos de saúde, materiais (órteses e próteses), hemoderivados, vacinas e insumos para diagnóstico de doenças, apresentando déficit comercial em níveis significativos. Além disso, o crescimento da produção científica brasileira detentora da 15ª posição mundial na quantidade de publicações científicas em periódicos indexados em 2006 não foi acompanhada por igual desenvolvimento de inovações tecnológicas, como atesta o número de patentes produzidas no país, ocupando a 28ª posição no ranking mundial no mesmo ano, de modo que o grande desafio consiste em traduzir o conhecimento gerado em inovações que contribuam para melhorar o desempenho do setor produtivo nacional (Viana et al., 2011).

Em função do crescimento contínuo dos gastos com saúde, a produção cada vez maior de novas tecnologias e as mudanças no perfil epidemiológico das populações, levando a necessidades diversificadas de atenção, o desenvolvimento de mecanismos de articulação entre os setores envolvidos na produção, incorporação e utilização de tecnologias nos sistemas de saúde tornou-se uma necessidade social e política (Brasil, 2008).

A necessidade no desenvolvimento tecnológico em saúde esteve em evidência durante o período de emergência da pandemia por covid-19. Pelo fato de uma parcela dos infectados pelo vírus desenvolver a síndrome respiratória aguda grave (SARS-CoV-2), muitos necessitaram de assistência ventilatória por VM. Dessa forma surgiu uma alta demanda para ventiladores pulmonares em detrimento a uma oferta insuficiente naquele momento, indicando possível colapso e falta de assistência adequada.

Todas essas questões evidenciam a importância da pesquisa e do desenvolvimento de novas tecnologias em saúde. Para que projetos de inovação em saúde sejam transferidos e resultem em produtos disponíveis no mercado, é fundamental que contemplem aspectos de maturidade tecnológica de desenvolvimento, isto é, que contemplem aspectos mercadológicos e regulatórios.

Para tal, ferramentas que auxiliem nesse processo, tem um papel crucial nas etapas de desenvolvimento e transferência para o setor produtivo. Assim, pôde-se observar a relevância

da utilização da escala TRL no cumprimento dos requisitos para essa etapa no desenvolvimento da tecnologia proposta.

A tecnologia encontrava-se no nível TRL 4 dessa escala métrica. Essa fase consiste em testar e validar os componentes tecnológicos básicos pela sua capacidade de mostrar desempenho satisfatório, trabalhando em conjunto. Ao se avaliar o desempenho do gerador de fluxo, observou-se um fluxo aéreo máximo e uma pressão positiva controlada máxima, alcançando valores satisfatórios, além das expectativas. O nível de ruído avaliado, gerado durante o funcionamento, alcançou um valor dentro do tolerado por padrões normativos. O sensor de pressão também conseguiu alcançar bom desempenho nos testes, mensurando pressões equivalentes aos valores monitorados pelo analisador de fluxo, com variações dentro do tolerado por normas e diretrizes.

Dessa maneira, podemos concluir que os componentes básicos principais, propostos para compor o dispositivo portátil de VNI de nível único com pressão intervalada, preenchem os requisitos de desempenho para sua validação em laboratório, com os mesmos trabalhando em conjunto. Sendo assim, este trabalho demonstra viabilidade de implementação e desenvolvimento, através da escala métrica tecnológica escolhida e pelos componentes principais utilizados nos testes.

Para trabalhos futuros, dando continuidade ao desenvolvimento, sugere-se implementar mais funções ao software e ao hardware como:

- Acrescentar sensor de fluxo aéreo para se obter mais modulações de sensibilidade e de pressão;
- Modulação de amortecimento da pressão positiva para se gerar mais conforto;
- Implementar rampa de pressão no tempo;
- Implementar também monitoramento remoto e relatório de utilização.

Tendo em vista que o nível TRL 4 foi cumprido, com testes de validação dos componentes principais em laboratório, pode-se passar para fases adiante, partindo para prototipagem, com testes em ambientes mais relevantes, até se obter um produto pronto.

Com a relevância deste trabalho na área de inovação e desenvolvimento tecnológico para saúde, pretende-se submeter essa pesquisa a programas de financiamento junto a órgãos fomentadores de novas tecnologias, visando a inserção de um produto no mercado com grande versatilidade terapêutica e de excelente custo-benefício.

REFERÊNCIAS

BROCHARD, L.; RITTAYAMAI, N.; GRIECO, D. L. **Noninvasive Respiratory Support**, Intensive Care Medicine, v48: p1211-1214, 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00134-022-06762-6>>. Acesso em: junho, 2024.

CRUZ, M. R.; ZAMORA, V. E. L. **Ventilação Mecânica não Invasiva**. Revista HUPE, UERJ, 12 (3): p92-101, Rio de Janeiro, 2013.

NOLTE, W. **Readiness Level Proliferation**, AFRL/XPQ Dtic. mil. EUA, 2011. Disponível em: <[http://www.dtic.mil/ndia/2011system/13132_Nolte Wednesday.pdf](http://www.dtic.mil/ndia/2011system/13132_Nolte%20Wednesday.pdf)>. Acesso em: ago, 2022.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Sistema Respiratório**, Tratado de Fisiologia Médica, Rio de Janeiro: 13ª edição, 2013.

JUNQUEIRA, L.C.U. & CARNEIRO, J. **Divisão do Sistema Respiratório**, Histologia Básica. 11ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p524, 2008.

NETTER, H. F. MD: **Atlas of Human Anatomy**, Fifth Edition, Saunders - Elsevier, Chapter 3 Thorax, Subchapter 21. Lungs, Page 105 to 108, 2008.

WEST, J. B.; LUKS, A. M. **Mecânica Respiratória**, Fisiologia respiratória: princípios básicos. 9. ed. Porto Alegre: Artmed, 2023.

LOPES, R. D. et al. **Ventilação Mecânica Não Invasiva**, Ventilação mecânica na urgência e emergência. 1º edição. São Paulo: editora Atheneu, 2014.

CARVALHO, C. R. R. et al. **III consenso de ventilação mecânica: Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias**, jornal brasileiro de pneumologia, São Paulo, vol. 33 (2), P54-p70, 2007.

BARBAS, C. S. V. et al. **Recomendações brasileiras de Ventilação Mecânica**. Revista brasileira de terapia intensiva, São Paulo, Vol. 26 (2), p89-p121, 2014.

TSAL, C. C. et al. **Two Degree-of-freedom Control for Bi-level Positive Air way Pressure of an Obstructive Sleep Apnea**. Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON), Taipei- Taiwan, 33rd, 2007. <<https://ieeexplore.ieee.org/document/4460146>>. Acesso em fevereiro de 2024.

CHEN et al. **Control system design for a continuous positive airway pressure ventilator**. BioMedical Engineering OnLine, 2012. Disponível em: <<https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-11-5>>. Acesso em janeiro, 2024.

CARVALHO, G.; REIS, D. R.; CAVALCANTE, M. B. **Gestão da inovação**. Curitiba, PR: Aymará Educação, p 136, 2011.

CHRISTENSEN, M. et al. **What Is Disruptive Innovation**. Harvard Business Review, Boston, v.1, n. 9, p. 44-53, 2015.

NASA. **Systems Engineering Handbook**. Washington DC: NASA, 2007. Disponível em: <<http://www.acq.osd.mil/se/docs/NASA-SP-2007-6105-Rev-1-Final-31Dec2007.pdf>>. Acesso em 31 ago. 2020.

OECD/EUROSTAT, **Oslo Manual: Guidelines for Collecting, Reporting and Using Data on Innovation**, 4th Edition, The Measurement of Scientific, Technological and Innovation Activities, OECD Publishing, Paris/Eurostat, Luxembourg, 2018. <https://www.oecd.org/en/publications/oslo-manual-2018_9789264304604-en.html>. Acesso em junho de 2024.

CORREIA, V.A., **uma proposta de níveis de maturidade baseado no TRL para tecnologias imunobiológicas**, Dissertação do Mestrado Profissional em Inovação Biofarmacêutica e Propriedade Intelectual da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018. <<https://repositorio.ufmg.br/bitstream/1843/34898/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20Val%C3%A9ria%20Antunes%20Corr%C3%Aa.pdf>>. Acesso em fevereiro de 2024.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, **Painel de casos de doença pelo CORONAVÍRUS (COVID-19)**, Secretaria de Vigilância em Saúde e Ambiente, DATASUS, 2024. Disponível em: <<https://covid.saude.gov.br/>> Acesso em: 15 de outubro, 2024.

SILVA, R.M et al. **Adaptação a diferentes interfaces de ventilação mecânica não invasiva em pacientes críticos**, Jornal brasileiro de pneumologia. 39 (04), 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S1806-37132013000400011>>. Acesso em 15 de outubro de 2024.

GARCIA, E. G. e MARTINEZ, R. V. **Complicaciones más frecuentes al inicio del uso de la CPAP en nuestro medio**, Revista Colombiana de Neumología, Vol. 30 N:2, 2018. <<http://dx.doi.org/10.30789/rcneumologia>>. Acesso em setembro de 2024.

SENAVONGSE, A. W. et al., **Projeto e desenvolvimento de máquina de pressão positiva contínua nas vias aéreas para ronco**, confederação internacional de Eng. Biomédica, 2016. <<https://ieeexplore.ieee.org/document/7859645>>. Acesso em setembro de 2024.

ZHANG, M. et al., **O estudo do algoritmo de controle inteligente no ventilador CPAP**, Congresso Chinês de Automação, CAC 2017, vol. janeiro-2017, pp. 386–391, 2017. <<http://doi:10.1109/CAC.2017.8242797>>. Acesso em agosto de 2024.

QADDO, A. S. M. e ALJOBOURI, H. K. **Projeto de hardware/simulação e controle de CPAP para distúrbios respiratórios: uma revisão**, Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences NJES24(2)112-122, 2021. <<http://doi.org/10.29194/NJES.24020112>>. Acesso em setembro de 2024.

David M. et al., **Pressão positiva contínua nas vias aéreas**, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, segunda edição, vol. 2, Wiley-Interscience, pp. 329-336, 2006.

RENESAS, **Implementando Máquina PAP para tratar Apneia usando RX62N**, Renesas Electronics Application Note, 2011. <<https://www.renesas.cn/zh/document/apn/v850esjg3-l-continuous-positive-airway-pressure-machine-reference-design>>. Acesso em outubro de 2024.

PATIL, S., **BIPAP vs CPAP no tratamento da SAOS**, jornal CHEST, vol. 158, 4ªed. p2408-p2409, 2020. <[https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692\(20\)34374-9/fulltext](https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692(20)34374-9/fulltext)>. Acesso em novembro de 2024.

BOONCHOO, P. et al. **Projeto e desenvolvimento de máquina de pressão positiva contínua nas vias aéreas para ronco**, Eng. Biomédica. Conf. Internacional, 2016. <<https://ieeexplore.ieee.org/document/7859645>>. Acesso em novembro de 2024.

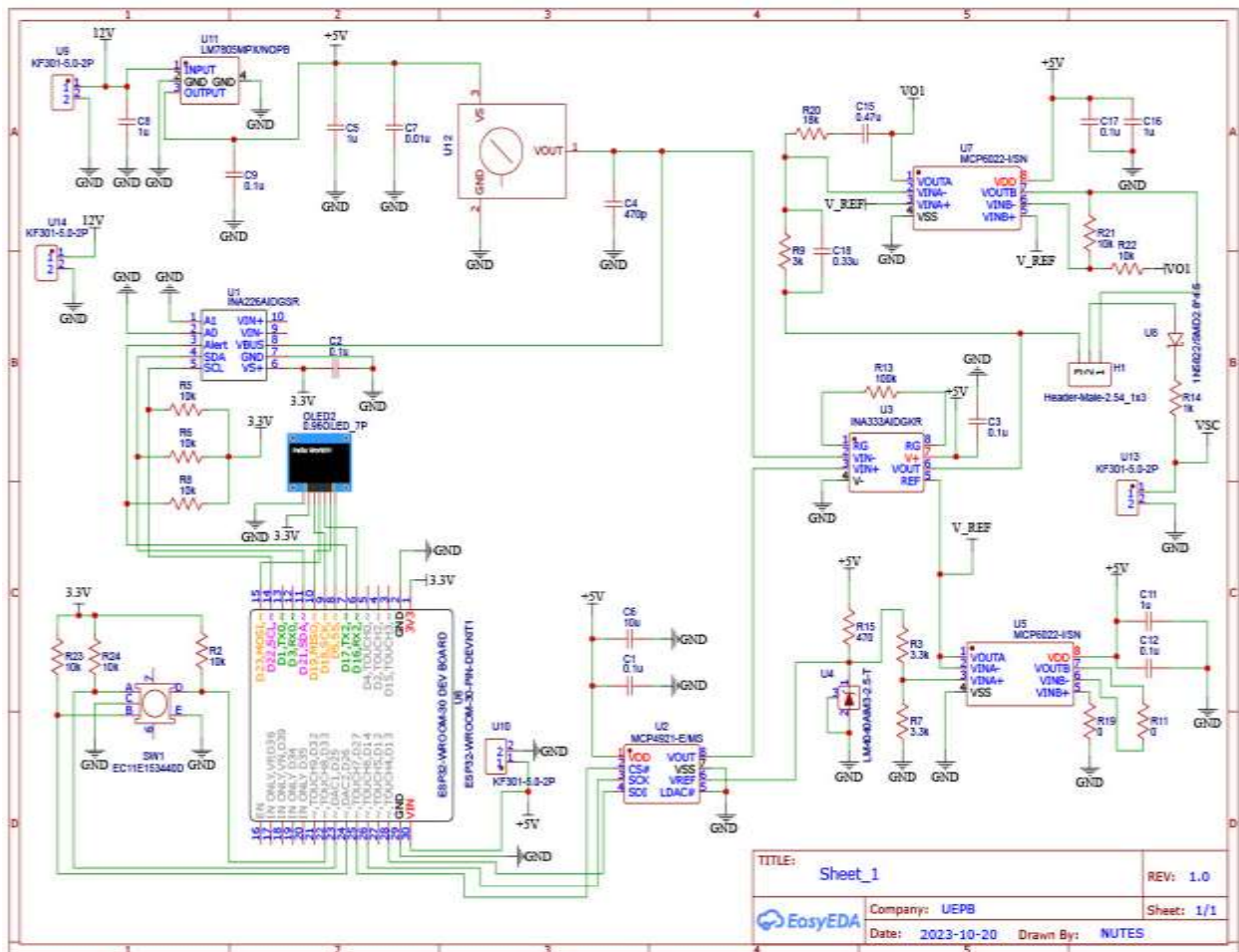
HAMEED, H. S. **Projeto de controlador de motor CC sem escovas usando aplicações MATLAB**, 1ª Conferência Científica Internacional de Ciências da Engenharia - 3ª Conferência Científica de Ciências da Engenharia, ISCES 2018 - Anais, vol. 2018-janeiro. 44–49, 2018. <<https://10.1109/ISCES.2018.8340526>>. Acesso em novembro de 2024.

IOZZI, F. L. et al., Saúde, **Desenvolvimento e Inovação Tecnológica: Nova Perspectiva de Abordagem e de Investigação**, Rev. Lua Nova, São Paulo, 83: 41-77, 2011.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. 2008. **Saúde e desenvolvimento: diretrizes estratégicas**. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/mais_saude_diretrizes.pdf>. Acesso em: 03/07/2011.

Rache, B.; Rocha, R.; Nunes, L.; Spinola, P.; Malik, A. M.; Massuda, A. **Necessidades de Infraestrutura do SUS em Preparo à COVID-19: Leitos de UTI, Respiradores e Ocupação Hospitalar**, Nota Técnica N3 IEPS, São Paulo. Março de 2020. Disponível em: <<https://ieps.org.br/wp-content/uploads/2020/04/IEPS-NT3.pdf>>. Acesso em outubro de 2024.

APÊNDICE A- Circuito eletrônico do sistema



APÊNDICE B- Código fonte de controle do ESP-32

```
src > main.cpp > ...
1  #include <Arduino.h>
2
3  // Bibliotecas do freeRTOS
4  #include "freertos/FreeRTOS.h"
5  #include "freertos/task.h"
6  #include "freertos/queue.h"
7  #include "freertos/semphr.h"
8
9  #include <SPI.h>
10 #include <Wire.h>
11 #include <Adafruit_GFX.h>
12 #include <Adafruit_SSD1306.h>
13
14 #define SCREEN_WIDTH 128 // Largura em pixels
15 #define SCREEN_HEIGHT 64 // Altura em pixels
16
17 // Pinos de SPI do display OLED
18 #define D0 18 // CLK
19 #define D1 23 // MOSI
20 #define RST 16 // RESET
21 #define DC 19 // MISO
22 #define CS 5 // CS
23
24 // Pinos de SPI DAC
25 #define MOSI_DAC 13
26 #define CLK_DAC 14
27 #define CS_DAC 27
28
29 // Registradores do INA226
30 #define CONFIGURATION 0x00
31 #define SHUNT_VOLTAGE 0x01
32 #define BUS_VOLTAGE 0x02
33 #define POWER 0x03
34 #define CURRENT 0x04
35 #define CALIBRATION 0x05
36 #define MASK_ENABLE 0x06
37 #define ALERT_LIMIT 0x07
38 #define MANUFACTURER_ID 0xFE
39 #define DIE_ID 0xFF
40
```

```

src > main.cpp > ...
41 // Fatores de conversão do INA226
42 #define fator_tensao_barra 1.25E-03
43 #define fator_tensao_shunt 2.5E-06
44 #define fator_corrente 125.0E-06
45 #define fator_potencia 3.125E-03
46
47 Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, D1, D0, DC, RST, CS);
48
49 // Endereco do INA226
50 uint8_t INA226_INPUT = 0x40;
51
52 // Variáveis usadas na leitura do INA226
53 uint16_t V_E, V_E_REFERENCIA;
54 double V_ENTRADA, pressaoCmh20;
55 double pressaoCmh20Referencia = 30;
56 double V_ENTRADA_REFERENCIA;
57 uint8_t Pin_Alert = 17;
58
59 // Variaveis do algoritmo do controlador PI
60 int ERRO = 0, SOMA_ERRO = 0;
61
62 // Variáveis usadas pelo DAC
63 uint16_t VALOR_DAC = 0;
64 uint16_t VALOR_DAC_ANTERIOR = 0;
65 uint8_t Pin_Mode_Control = 4;
66 String VALOR_SERIAL = "";
67
68 // Funções para o INA226
69 void Write_INA226(uint8_t, uint8_t, uint16_t);
70 uint16_t Read_INA226(uint8_t, uint8_t);
71 bool Init_INA226(uint8_t);
72 void Setup_INA226(uint8_t);
73 void Calibrate_INA226(uint8_t, uint16_t);
74 void Enable_Alert(uint8_t);
75 uint16_t ReadValueVoltage(uint8_t);
76 int16_t ReadValueCurrent(uint8_t);
77 void State_Pin_Alert(void);
78
79 // Função para o MCP4921
80 void Write_MCP4921(uint16_t);

```



```

src > main.cpp > ...
78
79 // Função para o MCP4921
80 void Write_MCP4921(uint16_t);
81
82 TaskHandle_t vTask_Leitura_MPPT_Handle = NULL;
83 TaskHandle_t vTask_Display_Handle = NULL;
84
85 void vTask_Leitura_MPPT(void *pvParameters);
86 void vTask_Display(void *pvParameters);
87
88 SPIClass *hspi = NULL;
89
90 void setup() {
91
92     Serial.begin(115200);
93
94     hspi = new SPIClass(HSPI);
95
96     hspi->begin(CLK_DAC, 12, MOSI_DAC, CS_DAC);
97
98     // Pinos I2C usados com os INA226
99     Wire.begin(21, 22);
100    Wire.setClock(400000);
101
102    pinMode(RST, OUTPUT);
103    pinMode(Pin_Mode_Control, INPUT);
104    pinMode(Pin_Alert, INPUT);
105    pinMode(CS_DAC, OUTPUT);
106
107    digitalWrite(RST, HIGH);
108
109    if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC)) {
110        Serial.println("SSD1306 allocation failed");
111        for (;;)
112            ;
113    }
114
115    display.clearDisplay();
116    display.setTextSize(1);
117    display.setTextColor(SSD1306_WHITE);

```



```

90 void setup() {
117   display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
118
119   delay(500);
120
121   display.setCursor(0, 0);
122   display.println("INICIANDO INA226");
123   display.display();
124
125   delay(1000);
126
127   if (Init_INA226(INA226_INPUT)) {
128
129     display.clearDisplay();
130     display.setCursor(0, 0);
131     display.println("ENTRADA OK");
132     display.display();
133   }
134
135   delay(1000);
136
137   // Sinal de interrupcao do pino ALERT no pino 17 do ESP32
138   attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(Pin_Alert), State_Pin_Alert, FALLING);
139
140   xTaskCreatePinnedToCore(vTask_Leitura_MPPT, "vTask_Leitura_MPPT", 10000, NULL, 1, &vTask_Leitura_MPPT_Handle, 1);
141   xTaskCreatePinnedToCore(vTask_Display, "vTask_Display", 10000, NULL, 1, &vTask_Display_Handle, 0);
142 }
143
144 void loop() {
145
146   if (Serial.available()) {
147
148     VALOR_SERIAL = Serial.readString();
149     pressaoCmh208referencia = VALOR_SERIAL.toInt();
150     V_ENTRADA_REFERENCIA = (pressaoCmh208referencia + 4.751873333) / 22.66177778;
151   }
152   //vTaskDelete(NULL);
153 }
154
155 // Tarefa recorrente que faz a leitura da tensão e corrente nos INA226

```

```

154 void loop() {
155
156 // Tarefa responsável por fazer a leitura de tensão e corrente nos INA226,
157 // usar os valores lidos no algoritmo MPPT e ajustar a tensão de saída do DAC
158 void vTask_Leitura_MPPT(void *pvParameters) {
159
160     Setup_INA226(INA226_INPUT);
161     Enable_Alert(INA226_INPUT);
162
163     Write_MCP4921(VALOR_DAC);
164
165     while (1) {
166
167         ulTaskNotifyTake(pdFALSE, portMAX_DELAY);
168
169         V_E = ReadValueVoltage(INA226_INPUT);
170
171         V_ENTRADA = fator_tensao_barra * V_E;
172
173         // Pressão em centímetro de água(cmH2O)
174         pressaoCmh20 = 22.66177778 * V_ENTRADA - 4.751873333;
175
176         V_ENTRADA_REFERENCIA = (pressaoCmh20Referencia + 4.751873333) / 22.66177778;
177
178         V_E_REFERENCIA = 800 * V_ENTRADA_REFERENCIA;
179
180         ERRO = V_E_REFERENCIA - V_E;
181         SOMA_ERRO += ERRO;
182         VALOR_DAC += (0.3 * ERRO + 0.00025 * SOMA_ERRO);
183
184         VALOR_DAC = constrain(VALOR_DAC, 0, 4095);
185
186         Write_MCP4921(VALOR_DAC);
187
188         Setup_INA226(INA226_INPUT);
189
190         xTaskNotifyGive(vTask_Display_Handle);
191     }
192 }

```

```

157 void vTask_Leitura_MPPT(void *pvParameters) {
192
193 // Tarefa responsável por imprimir as leituras medidas no display OLED SPI
194 // e na serial do Computador
195 void vTask_Display(void *pvParameters) {
196
197     String Tensao_Entrada = "";
198     String Pressao_Entrada = "";
199     String ValorDAC = "";
200     String Valores_Medidos = "";
201
202     while (1) {
203
204         ulTaskNotifyTake(pdFALSE, portMAX_DELAY);
205
206         Tensao_Entrada = "V(Volts): " + String(V_ENTRADA, 1);
207         Pressao_Entrada = "P(cmh2o): " + String(pressaoCmh20, 1);
208         ValorDAC = "DAC: " + String(VALOR_DAC);
209
210         Valores_Medidos = String(V_ENTRADA, 3) + " " + String(pressaoCmh20, 1);
211         Serial.println(Valores_Medidos);
212
213         display.clearDisplay();
214         display.setCursor(0, 0);
215         display.println(Tensao_Entrada);
216         display.setCursor(0, 18);
217         display.println(Pressao_Entrada);
218         display.setCursor(0, 36);
219         display.println(ValorDAC);
220         display.display();
221     }
222 }
223
224 void State_Pin_Alert(void) {
225
226     BaseType_t xHigherPriorityTaskWoken = pdFALSE;
227     vTaskNotifyGiveFromISR(vTask_Leitura_MPPT_Handle, &xHigherPriorityTaskWoken);
228 }
229
230 void Write_INA226(uint8_t addressINA226, uint8_t addressRegister, uint16_t data) {

```

```

229
230 void Write_INA226(uint8_t addressINA226, uint8_t addressRegister, uint16_t data) {
231
232     uint8_t D[3] = { 0, 0, 0 };
233
234     D[0] = addressRegister;
235     D[1] = (data & 0xFF00) >> 8;
236     D[2] = data & 0x00FF;
237
238     Wire.beginTransmission(addressINA226);
239     Wire.write(D, sizeof(D));
240     Wire.endTransmission();
241 }
242
243 uint16_t Read_INA226(uint8_t addressINA226, uint8_t addressRegister) {
244
245     uint16_t ValueDigital = 0;
246     uint8_t D[2] = { 0, 0 };
247
248     Wire.beginTransmission(addressINA226);
249     Wire.write(addressRegister);
250     Wire.endTransmission();
251
252     Wire.requestFrom(addressINA226, 2);
253
254     if (Wire.available())
255         Wire.readBytes(D, 2);
256
257     ValueDigital = (D[0] << 8) | D[1];
258
259     return ValueDigital;
260 }
261
262 bool Init_INA226(uint8_t addressINA226) {
263
264     if (Read_INA226(addressINA226, DIE_ID) == 0x2260)
265         return true;
266
267     else

```



```

262 bool Init_INA226(uint8_t addressINA226) {
263     else
264         return false;
265 }
266
267 void Setup_INA226(uint8_t addressINA226) {
268     uint16_t data = 0x452F;
269
270     // uint8_t AVG = 2, VBUSCT2 = 4, VSHCT = 5, MODE = 7;
271     // data = 0x4000 | (AVG << 9) | (VBUSCT2 << 6) | (VSHCT << 3) | MODE;
272
273     Write_INA226(addressINA226, CONFIGURATION, data);
274 }
275
276 void Calibrate_INA226(uint8_t addressINA226, uint16_t fator) {
277     Write_INA226(addressINA226, CALIBRATION, fator);
278 }
279
280 void Enable_Alert(uint8_t addressINA226) {
281     Write_INA226(addressINA226, MASK_ENABLE, 0x0400);
282 }
283
284 uint16_t ReadValueVoltage(uint8_t addressINA226) {
285     uint16_t ValueVoltage = 0;
286
287     ValueVoltage = Read_INA226(addressINA226, BUS_VOLTAGE);
288
289     return ValueVoltage;
290 }
291
292 int16_t ReadValueCurrent(uint8_t addressINA226) {
293     int16_t ValueCurrent = 0;
294
295     ValueCurrent = Read_INA226(addressINA226, CURRENT);
296 }

```

```
300 int16_t ReadValueCurrent(uint8_t addressINA226) {  
303  
304     ValueCurrent = Read_INA226(addressINA226, CURRENT);  
305  
306     return ValueCurrent;  
307 }  
308  
309 void Write_MCP4921(uint16_t data) {  
310  
311     uint16_t comando = 0x5000 | (data & 0xFFFF);  
312  
313     hspi->beginTransaction(SPISettings(1000000, MSBFIRST, SPI_MODE0));  
314     digitalWrite(CS_DAC, LOW);  
315  
316     hspi->transfer16(comando);  
317  
318     digitalWrite(CS_DAC, HIGH);  
319     hspi->endTransaction();  
320 }  
321
```