UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Fabíola Silva Bezerra

PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO POSITIVA EXPIRATÓRIA NAS VIAS AÉREAS HUMANAS PARA APLICAÇÃO NA PRÁTICA CLÍNICA

Belo Horizonte

2024

Fabíola Silva Bezerra

PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO POSITIVA EXPIRATÓRIA NAS VIAS AÉREAS HUMANAS PARA APLICAÇÃO NA PRÁTICA CLÍNICA

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito à obtenção do título de Doutora em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Coorientador: Prof. Dr. Frank Silva Bezerra

Belo Horizonte

2024

Bezerra, Fabíola Silva.
B574p Protótipo para medição da pressão positiva expiratória nas vias aéreas humanas para aplicação na prática clínica [recurso eletrônico] / Fabíola Silva Bezerra. - 2024.
1 recurso online (103 f.: il.,color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.
Coorientador: Frank Silva Bezerra.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 98-103.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses. 3. Sistema respiratório - Teses. 4. Manômetro - Teses. 5. Fisioterapia respiratória - Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Bezerra, Frank Silva. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621(043)

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Reginaldo César Vital dos Santos CRB/6 2165
Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO POSITIVA EXPIRATÓRIA NAS VIAS AÉREAS HUMANAS PARA APLICAÇÃO NA PRÁTICA CLÍNICA

FABÍOLA SILVA BEZERRA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores Dr. Rudolf Huebner (Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Frank Silva Bezerra (Coorientador-Universidade Federal de Ouro Preto/UFOP), Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Henrique Resende Martins (Departamento de Engenharia Elétrica-UFMG), Dr. Remo de Castro Russo (Departamento de Fisiologia e Biofísica-UFMG), Dr. Rodrigo Cunha Alvim de Meneses (Universidade Federal de Ouro Preto/UFOP) e Dr. Samuel dos Santos Valença (Universidade Federal do Rio de Janeiro-UFRJ), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **"Doutora em Engenharia Mecânica"**, na área de concentração de **" Bioengenharia"**.

Tese aprovada no dia 25 de novembro de 2024.

Por:

Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner**, **Presidente de comissão**, em 05/12/2024, às 12:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Remo de Castro Russo**, **Professor do Magistério Superior**, em 09/12/2024, às 12:16, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro**, **Professor do Magistério Superior**, em 09/12/2024, às 19:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Frank Silva Bezerra**, **Usuário Externo**, em 10/12/2024, às 15:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Henrique Resende Martins**, **Vice diretor(a) de unidade**, em 10/12/2024, às 18:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Samuel dos Santos Valenca**, **Usuário Externo**, em 11/12/2024, às 11:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

Documento assinado eletronicamente por **Rodrigo Cunha Alvim de Menezes**, **Usuário Externo**, em 15/12/2024, às 15:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.

A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **3779791** e o código CRC **77A95AAE**.

Referência: Processo nº 23072.270517/2024-00 SEI nº 3779791

Em memória a Francisco das Chagas Bezerra.

Sem o apoio e carinho, a caminhada seria mais árdua.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por tornar um sonho realidade: a potencialização do conhecimento e a prática do ensinar.

Aos meus pais, Belquice Silva Bezerra e Francisco das Chagas Bezerra (in memoriam), que sempre me incentivaram a estudar e a vencer.

Aos meus irmãos, Fabiene Bezerra, com seu jeitinho de ver simplicidade na complexidade, Belquimá Bezerra, com sua sabedoria espiritual, Frank Bezerra, um cientista que me mostrou a autenticidade de uma pesquisa e Berenice Bezerra, uma guerreira e exemplo de profissional da educação.

À minha afilhada Lívia Bezerra, que sempre me inspira como um ser especial.

À amiga Jacqueline Oliveira da Silva, que acreditou em mim e dizia todos os dias: "Deus é bom o tempo todo, o tempo todo Deus é bom".

À Wellingtânia Domingos Dias, colaboradora do LABBIO (Laboratório de Bioengenharia da UFMG), que me apoiou em todo o processo.

Por fim, agradeço aos meus orientadores, Prof. Dr. Rudolf Huebner e Prof. Dr. Frank Silva Bezerra, pela paciência e pelo profissionalismo.

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

...não sabemos nada sobre o que nos espera pós pandemia.

Todos querem que tudo permaneça como sempre.

Devemos meditar sobre isso e

fazer dessa meditação uma forma nova de enxergar o mundo,

para que não continuemos no passado.

Esse será o grande dilema.

Esperança de novos tempos, temos todos (Dênio Mágno – Ditos&Scritus – 18/04/2020).

RESUMO

A pressão expiratória positiva (PEP) é uma técnica usada na fisioterapia respiratória para tratar doenças relacionadas ao sistema respiratório por meio da respiração espontânea. Consiste em uma máscara oronasal e uma conexão em T com uma válvula unidirecional, PEP ajustável de 0 cmH_2O 20 cmH_2O e um fixador cefálico. O objetivo deste estudo foi avaliar as válvulas de PEP de três fabricantes diferentes e criar um protótipo com um sensor de pressão para ajustar a pressão no equipamento, desenvolvendo um programa para monitorar pacientes no tratamento de doenças relacionadas ao sistema respiratório. Para isso, foram realizados três estudos em bancada, com válvulas de três fabricantes: Ventcare, Besmed e Headstar. No primeiro estudo, foram realizados testes de bancada nas válvulas com mola, utilizando um manômetro de tubo em U. O segundo estudo criou um protótipo do novo equipamento com um sensor de pressão e um programa de monitoramento clínico. No terceiro estudo, um ventilador mecânico foi adicionado à válvula e testaram-se os pulmões com volume de ar, gerando pressões positivas (pressão inspiratória e pressão na via aérea expiratória), um sensor de pressão e o pulmão de teste para validar as ofertas de PEP propostas pelas válvulas. Os valores gerados pelas válvulas dos três fabricantes no primeiro estudo foram superiores à linha de base e houve diferenças significativas entre os fabricantes nas pressões geradas a 2,5 cmH_2O e 20 cmH_2O. No segundo estudo, as pressões foram ajustadas para os valores corretos na escala proposta pelo equipamento e houve diferenças significativas entre os fabricantes nas pressões geradas a 5 cmH_2O, 10 cmH_2O e 20 cmH_2O. Para os valores de 2,5 cmH_2O e 15 cmH_2O, não houve diferença significativa entre os fabricantes. No terceiro estudo, foram feitas apenas as seguintes medições: 0 cmH_2O, 5 cmH_2O e 10 cmH_2O. Para as pressões geradas a 0 cmH_2O e 5 cmH_2O, não houve diferenças significativas em relação à linha de base, mas entre os fabricantes Ventcare e Besmed houve uma diferença significativa testada em relação à linha de base. Para 10 cmH_2O, não houve diferença significativa entre os fabricantes Ventcare e Headstar testados em relação à linha de base, mas o fabricante Besmed teve uma diferença significativa testada em relação à linha de base. Os resultados demonstraram que as válvulas com mola não apresentaram precisão na pressão de medição, portanto será necessária uma reavaliação para maior qualidade, eficácia e precisão na aplicação clínica.

Palavras-chave: PEP; EPAP; sistema respiratório; PEP selo d'água; manômetro de tubo em U.

ABSTRACT

Positive expiratory pressure (PEP) is a technique used in respiratory physiotherapy to treat diseases related to the respiratory system through spontaneous breathing. It consists of an oronasal mask and a T-connection with a unidirectional valve, PEP adjustable from 0 cmH_2O to 20 cmH_2O and a cephalic fixator. The aim of this study was to evaluate PEP valves from three different manufacturers and create a prototype with a pressure sensor to adjust the pressure in the equipment, developing a program to monitor patients in the treatment of diseases related to the respiratory system. To this end, three bench studies were carried out with valves from three manufacturers: Ventcare, Besmed and Headstar. In the first study, bench tests were carried out on the spring-loaded valves, using a U-tube pressure gauge. The second study created a prototype of the new equipment with a pressure sensor and a clinical monitoring program. In the third study, a mechanical ventilator was added to the valve and the lungs were tested with air volume, generating positive pressures (inspiratory pressure and pressure in the expiratory airway), a pressure sensor and the test lung to validate the PEP offers proposed by the valves. The values generated by the valves of the three manufacturers in the first study were higher than the baseline and there were significant differences between the manufacturers in the pressures generated at 2.5 cmH_2O and 20 cmH_2O. In the second study, the pressures were adjusted to the correct values on the scale proposed by the equipment and there were significant differences between the manufacturers in the pressures generated at 5 cmH_2O, 10 cmH_2O and 20 cmH_2O. For the values of 2.5 cmH_2O and 15 cmH_2O, there was no significant difference between the manufacturers. In the third study, only the following measurements were taken: 0 cmH_2O, 5 cmH_2O and 10 cmH_2O. For the pressures generated at 0 cmH_2O and 5 cmH_2O, there were no significant differences in relation to the baseline, but between the manufacturers Ventcare and Besmed there was a significant difference tested in relation to the baseline. For 10 cmH_2O, there was no significant difference between the Ventcare and Headstar manufacturers tested in relation to the baseline, but the Besmed manufacturer had a significant difference tested in relation to the baseline. The results showed that the spring-loaded valves were not accurate in measuring pressure, so a re-evaluation will be necessary for greater quality, efficacy and accuracy in clinical application.

Keywords: PEP; EPAP; respiratory system; PEP water seal;U-tube manometer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sistema respiratório: divisão em regiões superior e inferior 21
Figura 2 - Esquema simplificado das subdivisões do sistema respiratório a partir da traqueia 22
Figura 3 - Sistema respiratório – alvéolos 23
Figura 4 - Diagrama de um pulmão mostrando volumes e fluxos característicos 24
Figura 5 - Subdivisões do volume pulmonar e capacidades pulmonares 26
Figura 6 - Mecanismo da ventilação 27
Figura 7 - Relação entre volume pulmonar e pressão elástica do sistema respiratório 30
Figura 8 - Representação esquemática de dois alvéolos de diferentes tamanhos com uma via respiratória comum 32
Figura 9 - Relação volume versus pressão elástica do pulmão isolado 33
Figura 10 - Modelo unicompartimental linear (modelo resistivo-elástico) 35
Figura 11 - Pressão expiratória positiva final - máscara, peça T, válvula de sentido unidirecional e resistor 36
Figura 12 - Válvula de carga de mola 37
Figura 13 - Válvula de pressão constante 38
Figura 14 - Circuito de calibração do manômetro de coluna em U 48
Figura 15 - Sistema de medição do manômetro de coluna em U 49
Figura 16 - Conector Tubo (t) com válvula unidirecional para circuito de EPAP (pressão expiratória positiva final) 50
Figura 17 - Sensor de pressão e vazão 51
Figura 18 - Materiais usados para o sistema de medição em manômetro de coluna em U 52
Figura 19 - Módulos funcionais de um sistema de medição que opera pelo método da indicação 56
Figura 20 - Critérios para aprovação dos processos de medição por meio do parâmetro R&R - (Repetitividade e Reprodutibilidade) 64
Figura 21 - Manômetro de Coluna em U 66
Figura 22 - Placa de circuito impresso desenvolvido 67
Figura 23 - Esquemas de hardware 68
Figura 24 - Sensor acoplado ao equipamento EPAP e ao sistema de aquisição do programa PuTTY 69
Figura 25 - Ajustamento das válvulas spring load do fabricante Ventcare 70
Figura 26 - Ajustamento das válvulas spring load do fabricante Besmed 70
Figura 27 - Ajustamento das válvulas spring load do fabricante Headstar 70
Figura 28 - Sistema de medição PEP 72
Figura 29 - Calibração do sistema com ventilador mecânico, sensor de pressão, pulmão teste e aquisição de sinais 73
Figura 30 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 1 (PEP de 5 cmH_20) 73
Figura 31 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 1 (PEP de 10 cmH_2O) 74
Figura 32 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 2 (PEP de 5 cmH_2O) 74
Figura 33 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 2 (PEP de 10 cmH_2O) 75
Figura 34 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 3 (PEP de 5 cmH_2O) 75
Figura 35 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 3 (PEP de 10 cmH_2O) 76
Figura 36 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 1 (PEP de 5 cmH_2O) 76
Figura 37 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 1 (PEP de 10 cmH_2O) 77
Figura 38 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 2 (PEP de 5 cmH_2O) 77
Figura 39 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 1 (PEP de 5 cmH_2O) 78
Figura 40 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 3 (PEP de 5 cmH_2O) 78
Figura 41 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 3 (PEP de 10 cmH_2O) 79
Figura 42 - Arquitetura do SQLITE 80
Figura 43 - Esquemas de hardware – conexões do sensor (a), módulo Bluetooth (b) e sistema de controle de carga (c) 81
Figura 44 - Esquemas de hardware – conexões do sensor (a), módulo Bluetooth (b) e sistema de controle de carga 81

Figura 45 - Leitura da porta serial do sensor de pressão - processo de aquisição das pressões geradas pela válvula e compilada para o banco de dados 82
Figura 46 – Banco de dados 83
Figura 47 - Banco de dados – módulo gráficos 83
Figura 48 - Resultados do primeiro estudo 87
Figura 49 - Parâmetros de reprodutibilidade e repetitividade 88
Figura 50 - Resultados do segundo estudo 92
Figura 51 - Resultados do terceiro estudo 94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 2,5 cmH_2O. 89
Tabela 2 -Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 5 cmH_2O. 89
Tabela 3 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 10 cmH_2O. 89
Tabela 4 -Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 15 cmH_2O. 90
Tabela 5 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 20 cmH_2O. 90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PEP	Pressão Expiratória Positiva
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
PLB	Respiração Labial Franzida
EPAP	*Expiratory Positive Airway Pressure*
CRF	Capacidade Residual Funcional
VC	Volume Corrente
CPT	Capacidade pulmonar total
CV	Capacidade vital
VRE	Volume de Reserva Expiratório
CI	Capacidade Inspiratória
VR	Volume Residual
CO_2	Dióxido de Carbono
O_2	Oxigênio
VA	Ventilação Alveolar
VEM	Volume do Espaço Morto
Crs	Complacência do Sistema Respiratório
Cest	Complacência Estática
Cdin	Complacência Dinâmica
Ceff	Complacência Específica
EL	Elastâncias do Pulmão
Ew	Parede torácica
P	Pressão
R	Raio
TS	Tensão Superficial
Cl	Complacência Pulmonar
R	Resistência
E	Elastância
R	Resistência Newtoniana

V	Volume de Deformação
TEF	Técnica de Expiração Forçada
PEP-SD	Selo d'água
IRH	Insuficiência Respiratória Hipoxêmica
SDRA	Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo
LPIV	Lesão Pulmonar Induzido pelo Ventilador
ACCP	American College of Clinical Pharmacy
DC	Débito Cardíaco
IRA	Insuficiência Respiratória Aguda
RM	Revascularização do Miocárdio
SAHOS	Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono e Hipopneia
CPAP	Pressão positiva contínua nas vias aéreas
SARA	Síndrome da Angústia da Respiração Aguda
UFOP	Universidade Federal de Ouro Preto
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
$R_{média}$	Amplitude Média entre todas as amplitudes
d_2	Constante obtida em razão do número de ciclos
m	Número de amostras
g	Número de operadores
S_{Re}	Estimativa do desvio-padrão para condições de repetitividade
Repe	Faixa de repetitividade para 99 % de probabilidade de enquadramento
S_{OP}	Estimativa do desvio-padrão associado à reprodutibilidade
R_{OP}	Amplitude entre operadores
$Repro_c$	Faixa de reprodutibilidade para 99 % de probabilidade de enquadramento
Repro	Faixa de reprodutibilidade para 99 % de probabilidade de enquadramento
n	Número de amostras medidas
r	Número de operadores envolvidos

FI	Faixa de indicação
FM	Faixa de medição
VP	Variação Peça a Peça
S_p	Estimativa do desvio-padrão associado à variação peça a peça
R_p	Amplitude entre as peças
S_T	Estimativa do desvio-padrão associado à variação total do processo produção-medição
VT	Faixa de variação total do processo para 99 % de probabilidade de enquadramento
S_T	Estimativa do desvio-padrão associado à variação total
R&R	Repetibilidade e Reprodutibilidade
% R&R $_{VT}$	Parâmetro R&R expresso em termos relativos em relação à faixa de variação total do processo produção-medição
DC	Corrente Contínua
SQLite	*Light Database System*
SGBD	Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados
AOS	Apneia Obstrutiva do Sono
CNAF	Cânula Nasal de Alto Fluxo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 18

1.1 Objetivos 19

1.1.1 Objetivo geral 19

1.1.2 Objetivos específicos 19

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 21

2.1.1 Principais funções do sistema respiratório 21

2.1.2 Alvéolos 23

2.2 Ventilação 24

2.2.1 Volume e capacidade pulmonares 25

2.2.2 Músculos da respiração 27

2.2.3 Mecânica ventilatória 28

2.3 Propriedades elásticas do sistema respiratório 28

2.4 Propriedades elásticas do pulmão 31

2.5 Curva pressão-volume 32

2.6 Complacência 33

2.7 Propriedades elásticas da parede torácica 34

2.7.1 Elastância e resistência 34

2.8 Aparelhos aplicados na fisioterapia respiratória 35

2.8.1 EPAP (pressão expiratória positiva final) 35

2.8.1.1 O resistor alinear pressórico ou fluxo 36

2.8.1.2 O resistor linear pressórico 37

2.8.1.3 O resistor linear pressórico não dependente da gravidade 37

2.8.1.4 Válvula de pressão constante 38

2.8.2 Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP) *39*

3 ESTADO DA ARTE 40

4 MATERIAIS E MÉTODOS 47

4.1 Primeiro estudo 48

4.1.1 Válvulas e procedimento 49

4.1.2 Protocolo de calibração do manômetro de coluna em U 51

4.1.2.1 Instrumentos e equipamentos 51

4.1.2.2 Métodos 52

4.1.2.3 Procedimentos 53

4.1.2.4 Aquisição de sinais 55

4.1.3 Sistema de medição 56

4.1.3.1 Erro de medição 57
4.1.3.2 Caracterização do erro de medição 57
4.1.3.3 Ensaio de repetitividade 58
4.1.3.4 Ensaio de reprodutibilidade 59
4.1.3.5 Faixa de indicação (FI) 61
4.1.3.6 Faixa de medição (FM) 61
4.1.3.6.1 Possíveis erros de medição 61
Entre os possíveis erros de medição, encontram-se: 61
4.1.3.7 Avaliação experimental de processos de medição 61
4.1.3.8 Análise da variação peça a peça 62
4.1.3.9 Análise da variação total do processo 62
4.1.3.10 Análise do parâmetro R&R 63
4.1.4 Medidas das pressões com o manômetro de coluna em U 64
4.1.5 Aquisição de sinais através do sensor 67
4.2 Segundo estudo – protótipo 68
4.3 Terceiro estudo 71
4.3.1 Programação 79
4.4 Análises estatísticas 84
5 JUSTIFICATIVA 85
6 RESULTADOS 86
6.1 Primeiro estudo 86
6.1.1 Medições e análises do sistema - (reprodutibilidade e repetitividade R&R) 88
6.1.2 Avaliação metrológica do sistema de medição 88
6.2 Segundo estudo em bancada com sensor de pressão 90
6.3 Terceiro estudo em bancada com ventilador mecânico e o pulmão teste 93
7 DISCUSSÃO 95
8 CONCLUSÃO 97
REFERÊNCIAS 98

1 INTRODUÇÃO

Respirar contra uma resistência expiratória, também conhecida como pressão expiratória positiva (PEP), é uma técnica prescrita para pacientes com doenças pulmonares, distúrbios neurológicos ou que serão submetidos a cirurgias (ELKINS; JONES; VAN DER SCHANS, 2006; FROWNFELTER; DEAN, 2014).

A resistência é utilizada para diferentes finalidades, baseando-se em diversos modelos explicativos fisiológicos, e pode ser aplicada por meio de variados tipos de dispositivos. Embora as aplicações sejam distintas, os pacientes são instruídos a expirar contra uma resistência gerada por um dispositivo (FALK *et al.*, 1984; TAMBASCIO *et al.*, 2011) ou pela contração dos lábios (THOMAN; STOKER; ROSS, 1966; MUELLER; PETTY; FILLEY, 1970), o que resulta em um aumento da pressão expiratória positiva. Três indicações comuns para o uso da PEP são: aumento do volume pulmonar (capacidade residual funcional - FRC - e volume corrente - TV), redução da hiperinflação pulmonar e melhoria da eliminação de secreções das vias aéreas (RICKSTEN *et al.*, 1986; DARBEE *et al*., 2004).

A respiração contra uma resistência expiratória foi inicialmente prescrita para pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), utilizando a respiração labial franzida (PLB). Esse método visa controlar o efeito da pressão gerada pelos lábios, que atuam como resistência durante o esforço expiratório (THOMAN; STOKE; ROSS, 1966; INGHAM JR.; SCHILDER, 1967).

O paciente expira por meio de um tubo inserido em uma garrafa com água. Fatores como o nível da coluna d'água, o diâmetro e o comprimento do tubo, o padrão respiratório e a força da expiração influenciam a pressão alcançada (MESTRINER *et al*., 2009).

O primeiro equipamento comercial de PEP (conjunto PEP/RMT) foi desenvolvido na Dinamarca, no final da década de 1970, com o objetivo de criar um dispositivo para terapia de desobstrução das vias aéreas em pacientes com hipersecreção, por reversão de atelectasia e minimizar o risco de complicações pulmonares pós-cirurgia (ELKINS; JONES; VAN DER SCHANS, 2006; FALK *et al.*, 1984; GROTH *et al.*, 1985; INGWERSEN *et al.*, 1993).

Desde então, diversos tipos de equipamento de fluxo ou dispositivos de PEP regulados por pressão foram desenvolvidos. Em dispositivos de fluxo regulado, como o conjunto PEP/RMT set e ari PEP, bicos, tubos ou orifícios com diâmetro pequeno do lúmen criam a resistência do fluxo. O aumento da pressão positiva é alcançado com o aumento do fluxo expiratório contra essa resistência, por meio de expirações levemente ativas, técnica PEP

(FALK *et al.*, 1984) ou por capacidade vital forçada (CVF), a chamada técnica de PEP de alta pressão (HiPEP).

Nos dispositivos de pressão regulada, como *Threshold* PEP, a expiração é realizada contra uma mola, sendo necessário atingir certa pressão para abrir a válvula, que se fecha completamente quando a pressão cai abaixo do valor definido. Existem também dispositivos regulados por pressão que geram um PEP e fluxo oscilantes (OscPEP), como Flutter, Acapella e RC Cornet. Os dispositivos HiPEP, de pressão regulada, e o OscPEP são utilizados exclusivamente para fins de limpeza das vias aéreas. A resistência pode ser aplicada por meio de máscaras na boca e/ou nariz (nPEP) ou dispositivos bucais. Algumas das técnicas ou dos dispositivos de respiração são bem conhecidos na prática clínica e foram avaliados em estudos clínicos, enquanto outros são pouco comuns e raramente avaliados em testes clínicos. Apesar do amplo uso da PEP, a explicação fisiológica subjacente às diferentes técnicas não foi abordada de forma abrangente, portanto torna-se essencial elucidar esse ponto.

O objetivo deste trabalho é avaliar a resistência da válvula geradora de pressão, sua precisão em relação à escala oferecida e instrumentalizar o EPAP (*Expiratory Positive Airway Pressure*) utilizado para aumentar os volumes pulmonares (CRF – Capacidade Residual Funcional e VC – Volume Corrente), diminuir a hiperinflação ou melhorar a depuração das vias aéreas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Este trabalho teve como objetivo avaliar diferentes válvulas geradoras de pressão positiva ao final da expiração e desenvolver um protótipo de pressão positiva expiratória para aplicação nas vias aéreas humanas, visando à sua utilização na prática clínica.

1.1.2 Objetivos específicos

- Comparar os valores de PEP (Pressão Expiratória Positiva) de cada fabricante em relação à linha de base e entre os diferentes fabricantes.
- Realizar a comparação mencionada no item anterior utilizando manômetro em U, sensor de pressão e ventilador mecânico.

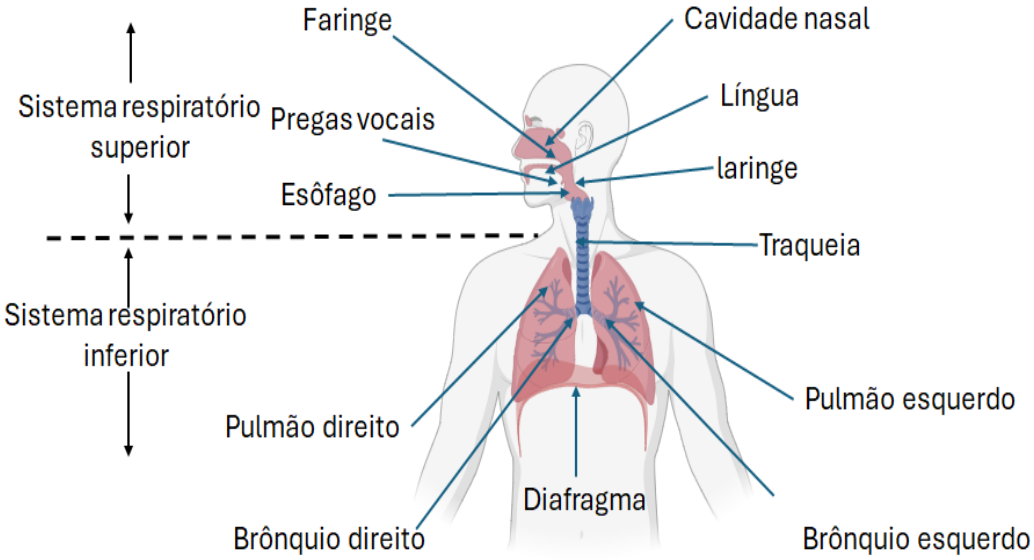
- Garantir a precisão e a confiabilidade no processo de medição.
- Gerar relatórios com os parâmetros fisiológicos dos pacientes por meio de um protótipo equipado com sensor de pressão.
- Calibrar as válvulas spring-loaded dos pacientes em acompanhamento clínico.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Sistema respiratório

O sistema respiratório tem como função principal proporcionar a troca gasosa, permitindo que o oxigênio se mova do ar para o sangue venoso e que o dióxido de carbono se desloque no sentido oposto. Além disso, os pulmões desempenham outras funções, como a metabolização de certos compostos, a filtragem de materiais indesejados da circulação e a atuação como um reservatório de sangue. No entanto, sua função primordial continua sendo a troca de gases. Os órgãos que compõem o sistema respiratório incluem as fossas nasais, a faringe (nasofaringe), a laringe, a traqueia, os brônquios, os bronquíolos, os alvéolos e os pulmões, conforme Figura 1 (PRESTO, 2009; SILVERTHORN, 2017).

Figura 1 - Sistema respiratório: divisão em regiões superior e inferior



Fonte: https://www.bioerender.com

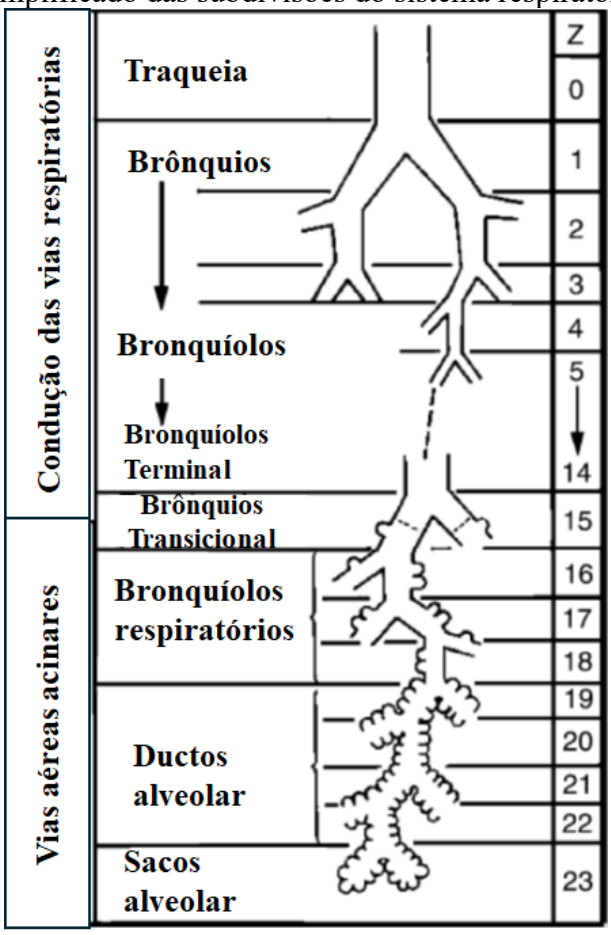
2.1.1 Principais funções do sistema respiratório

A função principal do sistema respiratório é fornecer oxigênio (O_2) ao organismo e eliminar o dióxido de carbono (CO_2), que é um subproduto do metabolismo celular. Nos seres humanos, a superfície pulmonar responsável pelas trocas gasosas varia entre 70 e 100m^2, representando a maior área de contato do corpo com o ambiente externo. Essa ampla superfície está localizada no interior do tórax, distribuída entre cerca de 480 milhões de alvéolos

pulmonares, com variação de 270 a 790 milhões, dependendo da altura e do volume pulmonar do indivíduo.

Para que as trocas gasosas entre o gás alveolar e o sangue ocorram de maneira eficaz, a circulação pulmonar é extensa, com apenas 0,5 micrômetro de espessura separando o gás alveolar do sangue. Além de suas funções respiratórias, os pulmões desempenham papéis importantes no equilíbrio térmico, já que o aumento da ventilação pulmonar promove maior perda de calor e água. Eles também contribuem para a manutenção do pH plasmático dentro da faixa fisiológica, regulando a eliminação do ácido carbônico na forma de CO_2.

Figura 2 - Esquema simplificado das subdivisões do sistema respiratório a partir da traqueia



Fonte: Adaptado de AHOOKHOSH *et al.* (2020).

A árvore traqueobrônquica, ou zona de transporte aéreo (Figura 2), estende-se da traqueia até os bronquíolos terminais. A traqueia se divide de maneira assimétrica, com o brônquio principal direito formando um ângulo menor em relação à traqueia do que o brônquio esquerdo. Isso faz com que corpos estranhos inalados tendam a seguir preferencialmente para o brônquio principal direito.

A partir da traqueia, a árvore traqueobrônquica se ramifica de forma progressiva, geralmente por dicotomia, embora trifurcações possam ocorrer a partir da sexta geração de vias respiratórias. Os brônquios principais representam a primeira geração da árvore traqueobrônquica (AIRES, 2012).

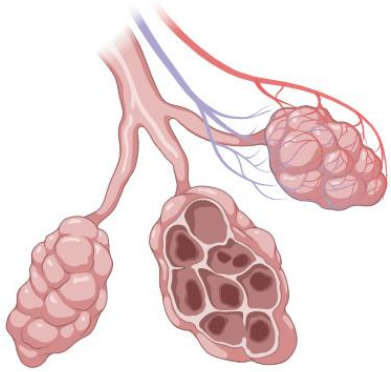
2.1.2 Alvéolos

A parede alveolar forma a barreira entre o ar e o sangue, sendo composta pelo epitélio alveolar, que inclui os pneumócitos dos tipos 1 e 2, além de macrófagos. Em particular, os pneumócitos tipo 2 possuem microvilosidades voltadas para a luz do alvéolo e são responsáveis pela produção de lipoproteínas tensoativas, que são secretadas e se organizam na superfície interna do alvéolo.

Já os macrófagos alveolares, que apresentam movimentos ameboides, estão localizados nos septos intra-alveolares, no epitélio ou livres na luz alveolar, desempenhando funções de defesa e limpeza, pois contêm grânulos fagocitados, geralmente de carvão. Os capilares (Figura 3) possuem paredes extremamente finas, com um diâmetro de 5 a 6 micrômetros, permitindo a passagem de apenas um glóbulo vermelho de cada vez. O endotélio que os reveste é contínuo, sem poros ou aberturas.

O estroma pericapilar é reduzido, composto por fibras elásticas e de colágeno, além de células conjuntivas. Em algumas áreas, as lâminas basais estão fundidas, enquanto em outras, estão separadas por fibras ou células conjuntivas. A espessura total da parede alveolar pode variar entre 0,2 e 0,7 micrômetros (RIGUTTI, 2007).

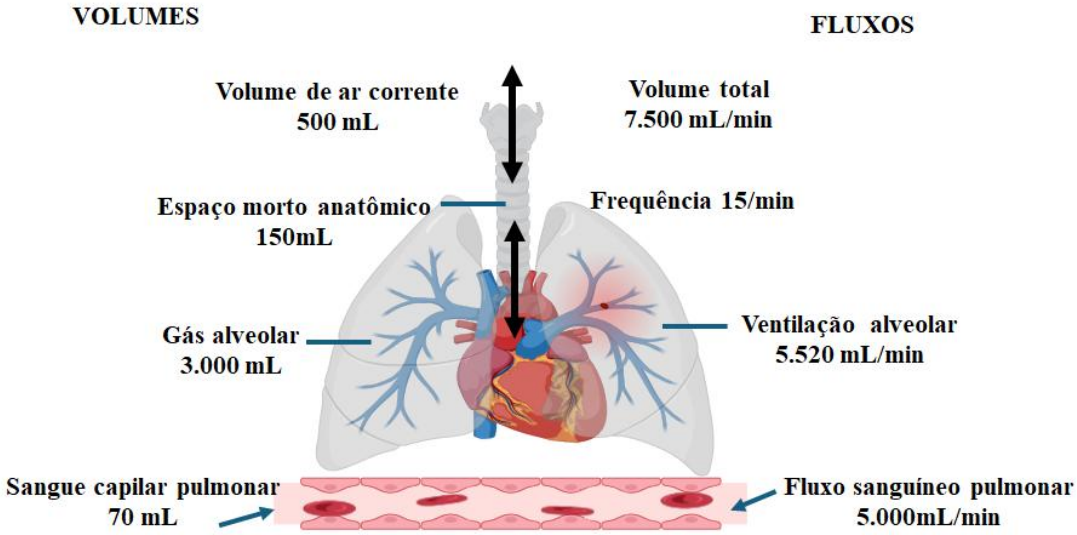
Figura 3 - Sistema respiratório – alvéolos



Fonte: https://www.bioerender.com

O diagrama apresentado na Figura 4 é uma versão altamente simplificada do pulmão. Os diversos brônquios que formam as vias aéreas condutoras são representados por um único tubo, denominado "espaço morto anatômico", que se estende até a região de troca gasosa pulmonar, composta pela membrana alvéolo-capilar e pelo sangue capilar. A cada inspiração, cerca de 500 mL de ar entram nos pulmões, constituindo o volume corrente. Observa-se que a porção do volume pulmonar total representada pelo espaço morto anatômico é relativamente pequena. O espaço morto corresponde à parte do sistema respiratório que não contém alvéolos, portanto não ocorre troca gasosa nessa região. Embora haja ventilação, não há perfusão nessa área (WEST, 2013).

Figura 4 - Diagrama de um pulmão mostrando volumes e fluxos característicos



Fonte: https://www.bioerender.com.

2.2 Ventilação

Supondo que o volume expirado em cada respiração seja de 500 mL e que ocorra uma frequência de 15 movimentos respiratórios por minuto, o volume total que sai dos pulmões a cada minuto é de 500 * 15 = 7.500 mL/min, conhecido como ventilação total. O volume de ar que entra nos pulmões é ligeiramente maior, devido à maior absorção de oxigênio em comparação com a eliminação de dióxido de carbono. De cada 500 mL inalados, aproximadamente 150 mL permanecem no espaço morto anatômico. Portanto, o volume de ar fresco que atinge a zona respiratória a cada minuto é de (500 – 150) *15, resultando em 5.250 mL/min. Esse valor é denominado ventilação alveolar e é de grande relevância, pois representa

a quantidade de ar puro disponível para a troca gasosa. Embora a ventilação alveolar também seja medida na expiração, o volume permanece quase o mesmo. A ventilação alveolar (VA) é diretamente influenciada pelo volume do espaço morto anatômico (VEM) e pela frequência respiratória, conforme a equação a seguir:

$$VA = (VC - VEM) * FR \quad (1)$$

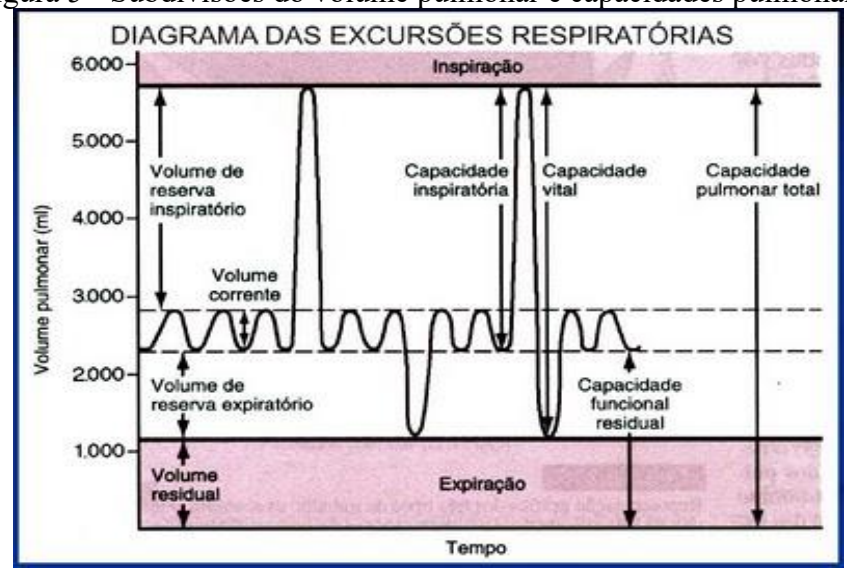
A ventilação total pode ser facilmente medida com o indivíduo respirando por meio de uma válvula que separa o gás inspirado do expirado e coleta todo o ar expirado em um recipiente (PRESTO, 2009).

O pulmão pode ser considerado um conjunto de 500 milhões de bolhas, cada uma com 0,3 mm de diâmetro. Essa estrutura é naturalmente instável devido à tensão superficial no líquido que recobre os alvéolos, gerando forças relativamente grandes que tendem a colapsá-los. Algumas dessas células que recobrem os alvéolos secretam um material chamado surfactante, que reduz drasticamente a tensão da camada superficial dos alvéolos. Como consequência, a estabilidade alveolar é extremamente aumentada, ainda que o colapso dos pequenos espaços aéreos seja sempre um problema potencial, ocorrendo com frequência em situações patológicas (PRESTO, 2009).

2.2.1 Volume e capacidade pulmonares

Os volumes pulmonares são convencionalmente divididos em quatro volumes primários e quatro capacidades. A Figura 5 ilustra tanto os volumes como as capacidades pulmonares. Note-se que os volumes primários não se sobrepõem, ao passo que as capacidades são formadas por dois ou mais volumes primários.

Figura 5 - Subdivisões do volume pulmonar e capacidades pulmonares



Nota*:* Subdivisões do volume pulmonar: CPT – Capacidade pulmonar total, CRF – Capacidade Residual Funcional, CV- Capacidade vital, VRE – Volume de Reserva Expiratório; CI – Capacidade Inspiratória, VR – Volume Residual e VC – Volume.
Fonte: FREEDMAN (1981).

Esses volumes e capacidades recebem denominações próprias:

- Volume corrente: quantidade de ar inspirada ou expirada espontaneamente em cada ciclo respiratório. No repouso, o volume corrente humano oscila entre 350 e 500 mL.
- Volume de reserva inspiratório: volume máximo que pode ser inspirado voluntariamente a partir do final de uma inspiração espontânea.
- Volume de reserva expiratório: volume máximo que pode ser expirado voluntariamente a partir do final de uma expiração espontânea.
- Volume residual: volume de gás que permanece no interior dos pulmões após a expiração máxima. Esse volume não pode ser medido pelo espirógrafo simples descrito anteriormente.
- Capacidade vital: quantidade de gás mobilizada entre uma inspiração e uma expiração máximas. A Figura 5 mostra que a capacidade vital é a soma de três volumes primários: corrente, de reserva inspiratório e de reserva expiratório.
- Capacidade inspiratória: volume máximo inspirado a partir do final de uma expiração espontânea. Corresponde à soma dos volumes corrente e de reserva inspiratório.

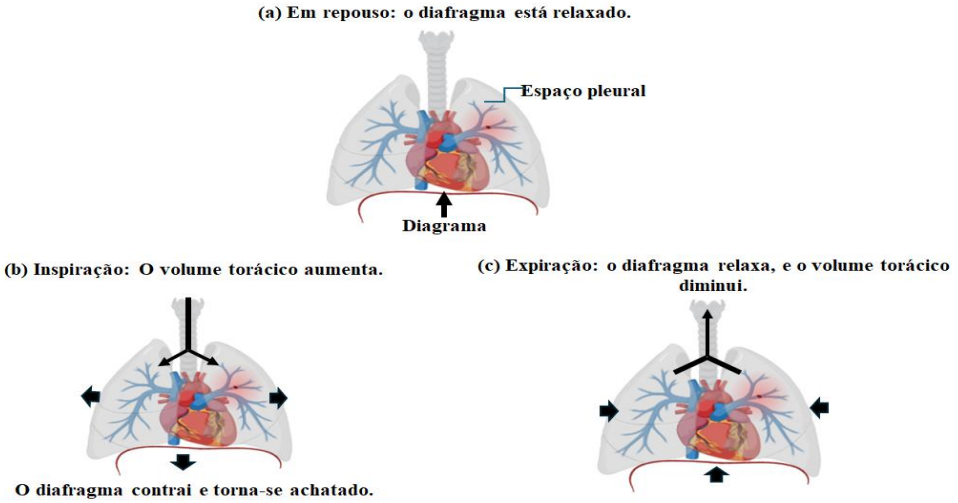
- Capacidade residual funcional: quantidade de gás contida nos pulmões no final de uma expiração espontânea. Corresponde à soma dos volumes de reserva expiratória e residual.
- Capacidade pulmonar total: quantidade de gás contida nos pulmões ao final de uma inspiração máxima. Equivale à adição dos quatro volumes primários (AIRES, 2012).

2.2.2 Músculos da respiração

O diafragma é o principal músculo responsável pela inspiração. Trata-se de uma fina camada muscular em formato de cúpula, fixada nas costelas inferiores. A troca de ar entre os pulmões e a atmosfera ocorre devido às diferenças de pressão: durante a inspiração, a pressão nos pulmões é menor que a pressão atmosférica, permitindo a entrada de ar; na expiração, a pressão nos pulmões é maior que a externa, facilitando a saída de ar.

Esse mecanismo é denominado ventilação ou respiração. Na respiração espontânea, o diafragma se desloca cerca de 1 cm. No entanto, durante inspirações e expirações forçadas, esse movimento pode alcançar até 10 cm. Em casos de paralisia do diafragma, ocorre um deslocamento para cima durante a inspiração, ao invés de para baixo, devido à redução da pressão intratorácica. Esse fenômeno é conhecido como movimento paradoxal. O fluxo de ar segue sempre da região de maior pressão para a de menor pressão (SILVERTHORN, 2017), como mostra a Figura 6.

Figura 6 - Mecanismo da ventilação



Nota: Em repouso, (a) o diafragma está relaxado; na inspiração (b), o diafragma em forma de cúpula se contrai; na expiração (c), o diafragma relaxa e o volume torácico diminui.
Fonte: https://www.bioerender.com

2.2.3 Mecânica ventilatória

A ventilação mecânica é uma técnica de suporte essencial para pacientes que evoluem para condições clínicas graves no sistema respiratório. Quando utilizada como ferramenta diagnóstica, fornece parâmetros respiratórios como a complacência estática e a resistência das vias aéreas. O diagnóstico e os dados fornecidos pelo ventilador permitem ao profissional ajustar as configurações do equipamento para garantir uma ventilação mecânica invasiva eficaz e segura (MELO; ALMEIDA; OLIVEIRA, 2014).

O suporte ventilatório, por meio da ventilação mecânica, aumenta a chance de sobrevida nos pacientes com insuficiência respiratória, em anestesia ou em tratamento intensivo e/ou grandes procedimentos cirúrgicos. Essa técnica pode ser classificada como não invasiva, a partir de uma interface externa, ou invasiva, por meio de um tubo endotraqueal ou cânula de traqueostomia (CARVALHO; TOUFEN JUNIOR; FRANCA, 2007).

A ventilação mecânica provoca alterações na mecânica respiratória, e sua manutenção por períodos prolongados está associada ao comprometimento dos músculos respiratórios, resultando em hipotrofia e aumento da resistência muscular. Essas mudanças afetam a atividade dos músculos respiratórios e o padrão de movimentação da caixa torácica, podendo atrasar o processo de desmame da ventilação mecânica. A terapia manual, aplicada na fisioterapia respiratória, tem como objetivo corrigir possíveis disfunções na musculatura respiratória, promovendo a otimização da mobilidade da caixa torácica. Essa abordagem contribui de forma positiva para a melhora da mecânica pulmonar (ALMEIDA *et al.*, 2021).

As propriedades mecânicas do tecido pulmonar são determinantes para o comportamento mecânico geral da ventilação, contribuindo significantemente para as propriedades elásticas e dissipativas (resistivas) do pulmão. As forças mecânicas agem no corpo provocando mudanças físicas no nível celular. O ato de respirar implica a aplicação cíclica de tensões físicas na superfície pleural, bem como na transmissão desses estresses por todo o tecido pulmonar e suas células aderentes (FAFFE; ZIN, 2009).

2.3 Propriedades elásticas do sistema respiratório

As doenças pulmonares alteram a fisiologia dos pulmões, manifestando-se como mudanças na mecânica respiratória. A avaliação da mecânica respiratória permite ao médico monitorar de forma detalhada a progressão dessas condições. Grinnan e Truwit (2005) revisam os fundamentos da mecânica respiratória e suas aplicações clínicas, abordando conceitos como

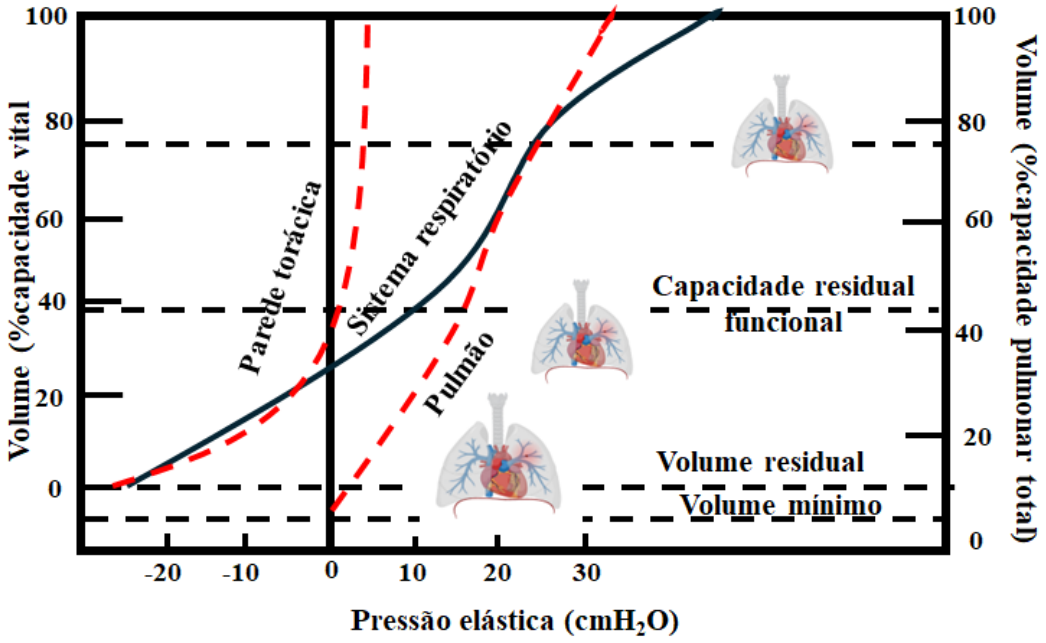
complacência, elastância, resistência, impedância, fluxo e trabalho respiratório. Esses princípios são analisados tanto em condições normais quanto em estados patológicos. À medida que a gravidade da doença pulmonar aumenta, a ventilação mecânica pode se tornar indispensável. Nesse texto, é o uso de curvas pressão-volume para auxiliar no manejo de pulmões com baixa complacência durante a ventilação mecânica, bem como os parâmetros fisiológicos que contribuem para o desmame do ventilador à medida que ocorre a regressão do quadro clínico (GRINNAN; TRUWIT, 2005).

Essa relação entre volume e pressão depende apenas de medições em condições estáticas, isto é, quando não há fluxo de ar na árvore traqueobrônquica, e não da velocidade com que o volume é alcançado. Na equação 2, é possível observar a relação entre o volume pulmonar e a pressão elástica do sistema respiratório. A inclinação da curva volume-pressão, ou a relação entre a variação do volume gasoso mobilizado ▲V e a pressão motriz necessária para mantê-lo insuflado, é conhecida como complacência do sistema respiratório (C_r_s). A pressão motriz é representada pela diferença entre as pressões na abertura das vias respiratórias e no ar ambiente, conforme a equação a seguir:

$$Crs = \frac{\Delta V}{Pel} \qquad (2)$$

Onde Pel (C_r_s) corresponde à pressão elástica do sistema respiratório. Quanto maior a complacência (C_r_s), mais distensível será o tecido; quanto menor, mais rígido ele se tornará. Observa-se que a complacência do sistema respiratório permanece constante na faixa de volumes pulmonares compreendidos entre 25 % e 75 % da capacidade vital. Abaixo e acima dessa faixa, a complacência tende a diminuir progressivamente, indicando que o sistema respiratório deixa de se comportar como um corpo quase perfeitamente elástico. Deve-se notar também na Figura 7 (linha C) que, no nível da capacidade residual funcional, o sistema alcança um equilíbrio elástico, e sua pressão elástica é igual a zero.

Figura 7 - Relação entre volume pulmonar e pressão elástica do sistema respiratório



Fonte: Adaptado de https://www.bioerender.com

Há várias formas de medir a complacência do sistema respiratório:

- Complacência Estática (Cest): as medidas da complacência estática devem ser realizadas na ausência de fluxo, com a musculatura dos pacientes relaxada (indivíduos sedados, paralisados ou cooperativos). Durante a medição, é necessário realizar uma ou mais pausas ao longo do ciclo respiratório, conforme a equação a seguir:

$$Cest = \frac{VC}{(Pplato - PEP)} \quad (3)$$

- Complacência Dinâmica (Cdin): na prática clínica, por motivos de maior facilidade, aferem-se as complacências dinâmicas. Nesse caso, o indivíduo respira espontaneamente, e registram-se o volume mobilizado e a pressão utilizada. Para o cálculo da complacência dinâmica, tomam-se pontos nos traçados de volume e pressão em que o fluxo aéreo é nulo (finais da inspiração e expiração) para calcular. A complacência dinâmica pode variar de um ciclo para outro, por vezes não representando a complacência real. Em indivíduos hígidos respirando espontaneamente, não há diferença apreciável entre as complacências estática e dinâmica, de acordo com a seguinte equação:

$$Cdin = \frac{VC}{(PPI - PEP)} \quad (4)$$

- Complacência Específica (Ceff): uma simples medida da complacência do sistema respiratório tem valor limitado, uma vez que depende do volume pulmonar total. Pessoas com grandes volumes pulmonares apresentarão maior complacência para um mesmo volume inspirado do que aquelas com pequenos volumes pulmonares, mesmo que ambos os pulmões sejam normais e possuam a mesma distensibilidade. Para contornar esse fenômeno, determina-se a complacência específica, que é a complacência dividida pelo volume pulmonar em que a medição é realizada, usualmente denominada capacidade residual funcional (CRF). A complacência específica é amplamente utilizada para comparar a distensibilidade de pulmões de diferentes tamanhos, como os de crianças e adultos (AIRES, 2012).

Finalmente, cabe ressaltar que, em vez de "complacência", é frequentemente utilizado o termo "elastância", que corresponde ao inverso da complacência. Esta corresponde ao inverso da complacência:

$$Ers = \frac{1}{crs} \tag{5}$$

Ou seja, a elastância é a relação entre a variação de pressão e o volume mobilizado resultante. O cálculo da elastância do sistema respiratório apresenta vantagens para uso clínico. As elastâncias do pulmão (EL) e da parede torácica (Ew) são somadas diretamente:

$$Ers = EL + Ew \tag{6}$$

ao passo que se somam os inversos das complacências:

$$\frac{1}{crs} = \frac{1}{CL} + \frac{1}{CW} \tag{7}$$

2.4 Propriedades elásticas do pulmão

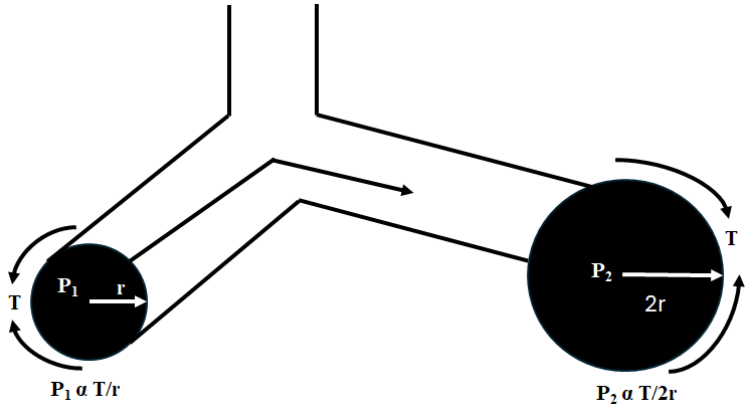
Além das propriedades elásticas dos tecidos pulmonares, os pulmões apresentam um fator importante que contribui para suas características elásticas: a tensão superficial do líquido que recobre a zona de trocas, denominada surfactante. Há tensão superficial em uma interface ar/líquido, uma vez que as moléculas do líquido são atraídas com maior força para o interior do líquido do que para a fase gasosa. O resultado final é equivalente a uma tensão na superfície que busca diminuir sua área. A unidade da tensão superficial é a força aplicada por unidade de comprimento. Para líquidos puros e soluções verdadeiras, a magnitude dessa tensão superficial é uma constante que depende da natureza química do líquido, do gás envolvido e da temperatura.

Considerando-se uma esfera oca, a pressão em seu interior (P) pode ser determinada pela lei de Laplace, em que a pressão se relaciona com o raio (R) e com a tensão superficial (T) da seguinte maneira:

$$P = \frac{4T}{R} \quad (8)$$

O número 4 representa duas interfaces ar/líquido (interna e externa). Entretanto, quando apenas uma superfície está envolvida, como em um alvéolo esférico revestido de líquido em sua face interna, o numerador é substituído pelo número 2. Considerando-se dois alvéolos de diferentes tamanhos, conectados por uma via respiratória comum e com tensões superficiais semelhantes em ambos, pode-se concluir, com base na lei de Laplace (Figura 8) que a pressão nos alvéolos menores será maior do que a nos maiores (AIRES, 2012; SILVERTHORN, 2017).

Figura 8 - Representação esquemática de dois alvéolos de diferentes tamanhos com uma via respiratória comum



Nota: Se a tensão superficial for a mesma em ambos, o alvéolo menor terá maior pressão interna e tenderá a se esvaziar no maior.
Fonte: Elaborada pela autora.

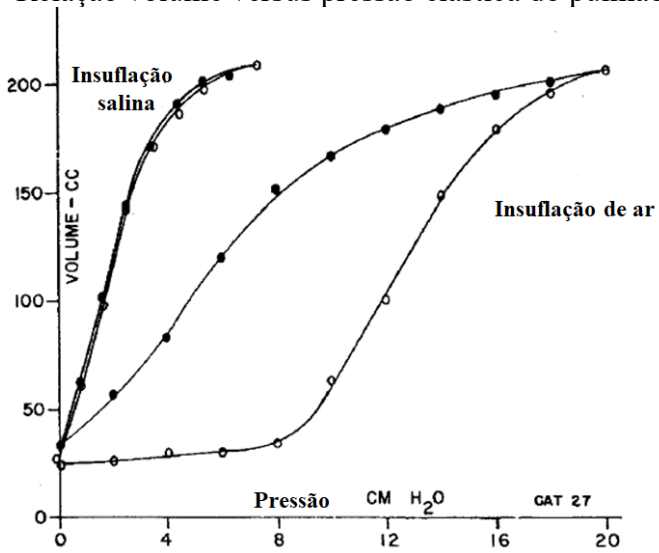
2.5 Curva pressão-volume

No ramo inspiratório da curva volume-pressão (Figura 9), observa-se que, após atingir a pressão de abertura, o pulmão se expande rapidamente, mas de forma desigual. Essa expansão heterogênea é marcada por regiões pulmonares que permanecem menos insufladas, especialmente nas bases (quando o indivíduo está em posição ereta), enquanto os ápices apresentam maior preenchimento. Com o tempo, ocorre a expansão máxima, em que todos os alvéolos se encontram insuflados. No caso do ramo expiratório da curva volume-pressão pulmonar, este está deslocado para a esquerda em relação ao ramo inspiratório. Isso indica que,

para uma mesma pressão, o volume pulmonar é superior durante a expiração em comparação à inspiração. Essa diferença, mencionada anteriormente, é denominada histerese pulmonar.

As diferentes pressões de abertura decorrem da presença de alvéolos de vários tamanhos e, possivelmente, de diferenças na tensão superficial das respectivas unidades alveolares. A elevação da pressão durante a insuflação é consequência do aumento progressivo dos pequenos espaços aéreos. É importante ressaltar o papel das forças elásticas teciduais em condições de altos volumes pulmonares, que previnem a hiperdistensão alveolar (AIRES, 2012).

Figura 9 - Relação volume versus pressão elástica do pulmão isolado



Nota: As curvas foram obtidas a partir do volume mínimo até a insuflação máxima. Quando os pulmões com tensão superficial (TS) normal são insuflados com ar e a seguir desinsuflados, resulta a curva 2. Já quando a TS está elevada para a mesma pressão de insuflação, o volume alcançado é muito menor (curva 3). Por outro lado, quando não há tensão superficial pelo enchimento do pulmão com líquido (curva 1), a pressão necessária para insuflar o pulmão torna-se menor e praticamente desaparece a histerese.
Fonte: Adaptado de HARRIS (2005).

2.6 Complacência

Embora o pulmão apresente um comportamento semelhante ao de uma mola e sua complacência seja constante em volumes pulmonares moderados, em volumes muito elevados (acima de 75 % da capacidade vital), algumas regiões do pulmão atingem seu ponto máximo de distensão elástica perfeita. Nesse ponto, uma maior variação de pressão é necessária para aumentar o volume, resultando em uma complacência reduzida, como demonstrado na porção mais horizontal da curva volume-pressão.

A complacência pulmonar média é de aproximadamente 200 mL cmH_2O. Todos os cuidados mencionados na medição da complacência estática (Crs) também se aplicam à determinação da complacência pulmonar (Cl).

A complacência pulmonar tende a aumentar com a idade e em condições de enfisema. Em ambas as situações, a alteração do tecido elástico pulmonar é responsável pela elevação da complacência. Para gerar um mesmo volume, um paciente com fibrose pulmonar requer uma pressão maior do que um indivíduo normal ou um paciente com enfisema. Assim, o paciente com fibrose apresenta uma complacência menor em comparação ao enfisematoso e ao normal. Além disso, condições como aumento da pressão venosa pulmonar, pneumotórax, edema alveolar e atelectasia também contribuem para a redução da complacência pulmonar (WEST, 2013).

2.7 Propriedades elásticas da parede torácica

Assim como o pulmão, a parede torácica apresenta propriedades elásticas próprias. Essa parede inclui não apenas o tórax, mas também o diafragma, a parede abdominal e o mediastino. Do ponto de vista elástico, observa-se que a parede torácica tende sempre à expansão, exceto em volumes pulmonares superiores a aproximadamente 75 % da capacidade vital, quando sua tendência é à retração, similarmente ao comportamento do pulmão (como ilustrado na Figura 9 (linha D) anteriormente apresentada. Para o cálculo da complacência da parede torácica, utiliza-se a pressão transtorácica, ou seja, a diferença entre a pressão intrapleural e a pressão ao redor do tórax, em geral a pressão barométrica. Em contraponto à complacência pulmonar, que se torna menor em altos volumes pulmonares, em volumes baixos a complacência da parede torácica é que diminui.

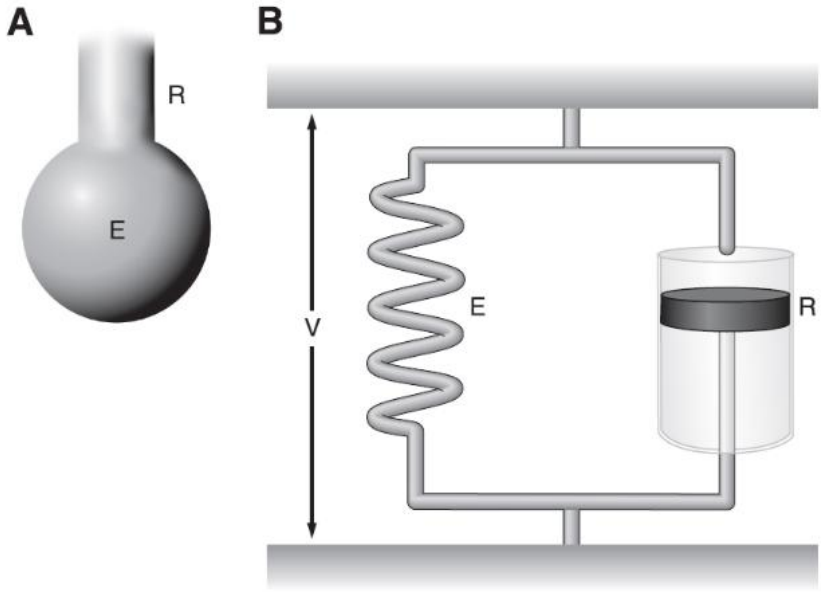
A determinação da complacência da parede torácica é importante, pois pode ser alterada por diversas afecções, por exemplo, cifoescoliose acentuada, ancilose vertebral, obesidade, mamas extremamente volumosas ou distúrbios abdominais acompanhados de elevação do diafragma. Depreende-se que a complacência do sistema respiratório pode ser alterada, quer por seu componente pulmonar, quer pela modificação da complacência da parede torácica. Daí resulta a importância de estudá-los individualmente (AIRES, 2012).

2.7.1 Elastância e resistência

Durante a respiração silenciosa, a energia é usada para superar forças elásticas e resistivas. A equação clássica do movimento descreve a relação entre pressão, volume e fluxo como P (t) EV (t) VR (t) P0, onde a qualquer instante t, P é a pressão aplicada, E é a elastância, V é o volume, R é resistência, V é fluxo e P0 é pressão correspondente à pressão transpulmonar

na expiração final (Figura 10). Portanto pressão resistiva refere-se à pressão dissipada para superar resistência (R); sempre que o fluxo estiver ausente, a pressão é igual a zero. O modelo representativo para essa equação é o resistivo-elástico, caracterizado por um único compartimento resistivo conectado a um único elástico compartimento e representado por um traço em paralelo com uma mola. Para aumentar o volume nesse elástico resistivo, parte da energia aplicada seria dissipada pelo traço (resistência), enquanto outra fração da energia total seria armazenada na primeira (elastância), fornecendo a pressão de acionamento para a expiração (FAFFE; ZIN, 2009).

Figura 10 - Modelo unicompartimental linear (modelo resistivo-elástico)



Legenda: Representação anatômica A: tubo com resistência (R) e balão com elastância (E). B: representação mecânica caracterizada por um traço com resistência newtoniana (R) em paralelo com uma mola com uma mola com elastância (E) submetido ao mesmo volume de deformação (V).
Fonte: FAFFE; ZIN (2009).

2.8 Aparelhos aplicados na fisioterapia respiratória

2.8.1 EPAP (pressão expiratória positiva final)

O primeiro equipamento comercial com utilização de PEP foi desenvolvido na Dinamarca no final da década de 1970, sendo posteriormente introduzido nos EUA como uma alternativa ao tratamento de fisioterapia convencional. Esse dispositivo tinha como objetivo principal a remoção de secreção das vias aéreas em pacientes hipersecretivos. Posteriormente, a aplicação da PEP se expandiu, sendo utilizada também para reversão de atectasias e redução do risco de complicações pulmonares após cirurgias. Desde então, foram desenvolvidos vários

dispositivos cuja pressão pode ser regulada por fluxo ou pressão. Esses sistemas são conhecidos pelo nome de PEP-mask (*positive-end-expirator*) ou EPAP (*end positive expiratory pressure*) (MACHADO, 2008).

O sistema EPAP (Figura 11) é constituído por máscara ou peça bucal que acoplada a uma válvula unidirecional e ao resistor expiratório. Existem dois tipos de resistores: resistor alinear pressórico ou a fluxo e o resistor linear pressórico. As três principais indicações mais comuns para a utilização do EPAP são: aumentar o volume pulmonar (capacidade residual funcional-(CRF) e o volume corrente (VC)); reduzir a hiperinsulflação pulmonar e melhorar a depuração da secreção das vias aéreas.

Figura 11 - Pressão expiratória positiva final - máscara, peça T, válvula de sentido unidirecional e resistor

Fonte: MACHADO; ORLANDI (2008).

2.8.1.1 O resistor alinear pressórico ou fluxo

Nesse tipo de resistor, o paciente respira através de orifícios com diâmetro cada vez menores, os quais oferecem resistência cada vez maior. O padrão de fluxo gerado pelo paciente também pode influenciar a resistência expiratória. Desse modo, o nível de PEP é variável e dependente do tamanho dos orifícios e da taxa de vazão do fluxo expiratório gerado pelo paciente. Quando o fluxo expiratório é muito baixo, pode não ser suficiente para gerar e manter

o nível ideal de PEP, ocorrendo apenas um retardo expiratório. Nesse tipo de equipamento, a pressão expiratória gerada pode ser monitorada pelo manômetro adaptado ao sistema (ALCÂNTARA *et al.*, 2024).

2.8.1.2 O resistor linear pressórico

Diferentemente, no resistor linear pressórico (Figura 12), a pressão estabelecida é independente do fluxo gerado, e a resistência se mantém constante em toda a fase expiratória. Os resistores lineares pressóricos podem ser dependentes ou não da gravidade (ALCÂNTARA *et al.*, 2024).

Figura 12 - Válvula de carga de mola

Nota: Válvula em plástico rígido e mola com carga ajustável de 5 a 20 cmH_2O, comprimento de 7,9 cm quando totalmente aberta (PEP de 5 cmH_2O e comprimento de 6,9 cm quando totalmente fechada) e PEP de 20,0 cmH_2O de 3,3 cm.
Fonte: www.ventcare.com.br

2.8.1.3 O resistor linear pressórico não dependente da gravidade

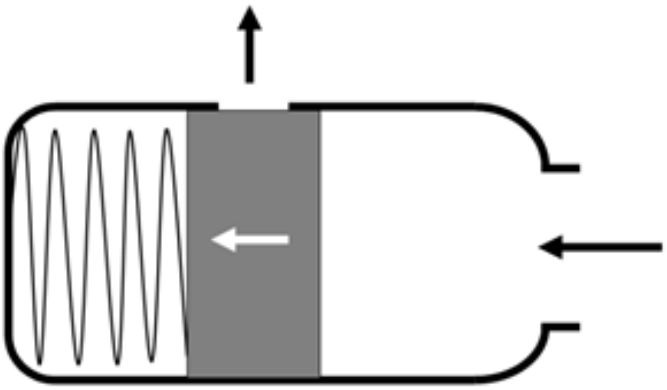
Para o sistema resistor linear pressórico, a exalação é realizada contra uma mola (*spring load*), ajustada para o nível de pressão desejado. Além disso, o padrão de fluxo gerado pelo paciente não interfere no nível de pressão pré-estabelecido. Geralmente, o tratamento com o sistema EPAP é bem tolerado pelos pacientes. O número de sessões depende da necessidade e da tolerância do indivíduo. A inspiração é feita sem resistência, e a expiração é realizada à capacidade residual funcional (CRF), contra uma resistência predeterminada. A expiração completa, ou seja, o volume residual, deve ser evitada. Em seguida, o paciente deve tossir ou realizar a técnica de expiração forçada (TEF) para eliminar as secreções que foram mobilizadas.

São necessários períodos de relaxamento e controle respiratório durante cerca de 1 a 2 minutos entre as séries. A duração e a frequência da terapia são ajustadas de acordo com as necessidades individuais. Em geral, o tratamento é realizado por cerca de 15 a 20 minutos, duas vezes ao dia, em pacientes com condição clínica estável (MACHADO, 2008).

2.8.1.4 Válvula de pressão constante

A válvula geradora de pressão positiva final permite a eliminação do gás expirado enquanto a pressão for maior que a determinada previamente (Figura 13) (PINO, 1996).

Figura 13 - Válvula de pressão constante



Nota: Montagem da válvula: a expulsão do gás expirado ocorre somente quando a sua pressão é maior que a necessária para mover a mola (seta branca) até o ponto em que o orifício de escape do ar é desobstruído (seta negra). PEP selo d´água.
Fonte: Elaborada pela autora.

Quando menor, um sistema de mola impede a saída de ar por um orifício, mantendo a pressão constante. Nesse caso, a pressão constante (em que o sistema entra em regime permanente) é igual à pressão ajustada (PEP). Apesar de ter uma montagem bastante diferente em relação à válvula de pressão constante, a PEP selo d'água (PEP-SD) funciona com um princípio semelhante: em vez de vencer a pressão de uma mola, nesse sistema o gás expirado deve vencer a pressão de uma coluna d'água diretamente proporcional à profundidade em que se encontra da saída do tubo (lei de Stevin), ou seja, a PEP será maior ou igual à pressão hidrostática da água determinada pela equação 9:

$$Phidro = \rho + d * g * h \quad (9)$$

Onde:

P_{hidro} é a pressão hidrostática;

ρ água é a densidade da água;

g é a aceleração da gravidade;
h é a altura da coluna de água.

2.8.2 Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP)

A CPAP (Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas) é uma técnica que promove a manutenção de uma pressão positiva nas vias aéreas tanto na inspiração quanto na expiração. A CPAP aumenta a capacidade residual funcional e reduz o trabalho respiratório, provavelmente devido ao aumento na complacência pulmonar, com o paciente respirando com volume pulmonar mais alto, conforme a Figura 14.

Figura 14 - CPAP (Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas)

Fonte: Adaptado de MACHADO; ORLANDI (2008).

3 ESTADO DA ARTE

A PEP é um parâmetro para tratamento de doenças relacionadas ao sistema respiratório. Esse parâmetro tem como objetivo manter os alvéolos abertos, por meio da expiração contra uma resistência criada nas válvulas que possuem variação que gera as pressões de 2,5cmH_2O a 20mH_2O, melhorando o sistema respiratório, com o aumento do volume pulmonar, CRF (capacidade residual funcional, FRC, volume corrente, reduzindo a hiperinsuflação e melhorando a folga das vias aéreas (GROTH *et al.*, 1985).

Alguns autores como Colgan; Mahoney e Fanning (1970) e Gonçalves-Ferri *et al.* (2019) relatam em suas pesquisas a importância da fisioterapia respiratória. Segundo esses autores, o parâmetro da PEP no tratamento de doenças do sistema respiratório é fundamental para o estabelecimento das vias aéreas, da musculatura respiratória e é o responsável pela reabilitação cardiopulmonar do paciente. Mas entendem que não há evidências claras de que a PEP foi uma intervenção mais ou menos eficaz em geral do que outras formas de fisioterapia. Houve evidência limitada de que a PEP foi preferida pelos participantes em comparação com outras técnicas.

A utilização da PEP é umas das estratégias frequentemente usada no recrutamento e na estabilização dos alvéolos de pacientes com Insuficiência Respiratória Hipoxêmica (IRH). Sua aplicação em situação de colapso dos alvéolos se destina a melhorar o processo de hematose, quando, por consequência, ocorre elevação da Pressão Parcial de Oxigênio PaO_2e diminuição da Pressão Parcial de Dióxido de Carbono PaO_2. O resultado do recrutamento alveolar causado pela utilização de diferentes níveis de PEP também diminui o *shunt* dos pulmões e o efeito no espaço morto (ANDRADE *et al.*, 2018).

A PEP inferior a 7 cmH_2O reduz a atelectrauma e, havendo valores acima, cresce a possibilidade de ocasionar danos letais ao sistema pulmonar, contribuindo em potencial para o comprometimento hemodinâmico do sistema respiratório (COLLINO *et al.*, 2019).

A PEP ideal em pacientes com síndrome do desconforto respiratório aguda continua sendo uma aérea que carece de investigação. No entanto a PEP ideal pode depender do volume corrente de cada paciente, ocorrendo diferentes resultados no tratamento (MCKOWN; SEMLER; RICE, 2018).

Níveis muito altos de PEP podem causar hiperdistensão alveolar, com piora no equilíbrio da perfusão e da ventilação e com repercussões hemodinâmicas. A PEP de 10 cmH_2O induz presença de doses excessivas de dióxido de carbônico no sangue (hipercapnia). Níveis de

saturação mais altos causam excesso de oxigênio no tecido (hiperóxia) para as PEP de 5 e 10 cm H_2O (GONÇALVES-FERRI *et al.*, 2019).

Definir um valor de PEP suficiente para manter o pulmão aberto ao longo do ciclo respiratório é um dos principais parâmetros de proteção ao sistema pulmonar. Ao se ofertar o melhor de nível de PEP, deve-se avaliar o comportamento da curva volume-pressão, e a curva de complacência caracteriza uma melhor oxigenação, sem causar hiperinsuflação nem afetar a hemodinâmica pulmonar (GATTINONI; CARLESSO; CRESSONI, 2015).

A ventilação mecânica em volume controlado em pacientes permite classificar o estado do sistema respiratório de acordo com suas modificações na elastância e resistência, resistência mínima e resistência diferencial que são ligadas ao relaxamento do estresse e do fenômeno de *pendelluft*, típico de heterogeneidade pulmonar. No comportamento desses parâmetros do sistema pulmonar (mecânica respiratória), quanto maior a diferença de pressão maior é o VC (volume corrente), diretamente afetado pela PEP.

Para tratamento de doenças do sistema pulmonar, no caso da Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA) de leve a moderado, os níveis de PEP são capazes de estabilizar as regiões pulmonares na expiração final, reduzindo a inflamação pulmonar durante a ventilação mecânica com ou sem respiração espontânea. Mesmo para pacientes graves há a possibilidade de aumentar a inflamação na região da zona dorsal quando o nível da PEP é baixo ou ela é usada inadequadamente (KISS *et al.*, 2019).

Não há nível padrão para ofertar a pressão expiratória positiva final (PEP). A tomografia de impedância elétrica auxilia para se encontrar o nível ideal de PEP. A PEP difere quanto à distribuição regional da ventilação em relação à atelectasia e hiperinsuflação. Os resultados da pesquisa mostraram clinicamente uma diferença relevante nos níveis ideais de pressão, sugerindo usar diferentes parâmetros para ofertar a PEP (KARSTEN *et al*., 2019).

A PEP é usada durante a ventilação mecânica desde o primeiro diagnóstico da síndrome da angústia respiratória aguda. Uma PEP mais alta pode melhorar a oxigenação arterial, reduzir o estresse no pulmão e promover ventilação mais homogênea por prevenir o colapso alveolar na expiração final. A PEP pode também causar depressão circulatória (diminuição da frequência cardíaca) e contribuir para lesão pulmonar (TAMBASCIO *et al.*, 2011).

Os resultados da PEP na dinâmica pulmonar dependem dos componentes e das propriedades mecânicas do sistema respiratório. A pressão que é exercida em conjunto com o padrão da respiração inclui a tensão expiratória e o volume obtido na expansão (ALBUQUERQUE *et al.*, 2016).

Sabe-se que um nível alto de PEP não pode ser aplicado para todos os tratamentos das doenças pulmonares. Cada paciente tem sua fisiologia e, dependendo da PEP aplicada, o quadro pode piorar. Portanto, para os pacientes de SDRA moderada ou grave, em recrutamento razoável, haverá incremento de PEP conforme evolução do paciente (RICKSTEN *et al.*, 1986).

Atualmente, no Brasil, as doenças cardiovasculares são a principal causa de óbitos e internações hospitalares. Como consequência de procedimentos cirúrgicos, alguns pacientes podem desenvolver disfunção pulmonar no pós-operatório. Nesses casos, a fisioterapia respiratória tem sido recomendada como método para recuperar precocemente a função pulmonar (OBERWALDNER; EVANS; ZACH, 1986).

Vários recursos podem ser empregados nessa fisioterapia respiratória, entre eles a pressão positiva expiratória ao final da expiração (PEP). A fisioterapia respiratória é o tratamento fundamental para restabelecimento das vias aéreas, da musculatura respiratória, sendo responsável pela reabilitação cardiopulmonar do paciente (ELKINS; JONES; VAN DER SCHANS, 2006; GROTH *et al.*, 1985; THOMAN; STOKER; ROSS, 1966).

A aplicação da PEP melhora o processo de oxigenação através da reabertura alveolar em colapso e do aumento da capacidade residual funcional (CRF), mesmo não sendo uma estratégia totalmente protetora nos casos de lesão pulmonar induzida pelo ventilador (LPIV) (ELDER *et al.*, 2019).

Coutinho e Silva Junior (2015) descrevem uma técnica eficaz, chamada *Expiratory Positive Airway Pressure* (EPAP), que tem como característica aumentar a capacidade residual funcional, redistribuir a água extravascular, promover recrutamento alveolar, aumentar o volume e a pressão alveolar, promover mobilização de secreções com o objetivo de melhorar a oxigenação arterial, colaborando ainda na reversão de quadros de atelectasia e atuando na prevenção do colapso alveolar. A *Expiratory Positive Airway Pressure* (EPAP) é considerada como técnica alternativa segura e eficaz dentro da Fisioterapia Respiratória, em que, no transcorrer de uma terapia utilizando-se EPAP, o paciente exala contra um resistor de limiar, gerando pressões positivas durante a expiração.

Os resultados da PEP na dinâmica pulmonar dependem de componentes e das propriedades mecânicas do sistema respiratório. A pressão que é exercida em conjunto com o padrão da respiração inclui a tensão expiratória e o volume obtido na expansão (OLSÉN *et al,* 2015).

De acordo com Freitas *et al.* (2009), os resultados são satisfatórios com o uso do EPAP, contudo não há um consenso quanto à melhor forma de aplicação dessa técnica, sendo, portanto, essencial a busca da padronização dos métodos de utilização desse recurso.

Thofehrn *et al.* (2013) propõem novas abordagens terapêuticas que visam melhorar a sensação de dispneia e fadiga em pacientes com insuficiência cardíaca. A aplicação de via aérea da pressão expiratória positiva deve ser testada na tentativa de melhorar a capacidade funcional e a qualidade de vida do paciente.

Conforme Gass *et al.* (2017), na DPOC hiperinsuflação dinâmica pode ser reduzida durante os exercícios por intervenções que também aumentam o fluxo expiratório (broncodilatadores ou uma mistura de hélio e oxigênio), aumentam o tempo disponível para a expiração (oxigênio suplementar ou reabilitação de exercícios) ou ambos (cirurgia de redução do volume pulmonar).

O aperfeiçoamento nos resultados esperados no tratamento com o EPAP é relevante, por motivo de elevar o número de pacientes quanto a uma recuperação da atelectasia, doença causada pós-cirurgias cardíacas e de postergar possíveis doenças na análise de pacientes saudáveis (BERTOL; FERREIRA; CORONEL, 2008; SANT'ANNA JUNIOR, 2006; DEAN; FROWNFELTER, 2006). A atelectasia nada mais é do que o colapso de porção variável do parênquima pulmonar, e é a complicação pulmonar recorrente no pós-operatório e a causa mais comum de febre nas primeiras 48 horas de pós-operatório.

De acordo com Coutinho (2017), a atelectasia ou colapso pulmonar é uma complicação respiratória decorrente da obstrução de um brônquio ou pulmão, seja por secreção, seja por objeto ou corpo sólido, impedindo, dessa forma, a passagem de ar e levando à diminuição dos números de alvéolos funcionantes.

A PEP promove uma melhora na oxigenação e permite a ventilação com uma baixa concentração inspirada de O_2 FiO_2 em pulmões com Síndrome de Angústia Respiratória do Adulto (SARA), pois previne o colapso alveolar, não deixando que os alvéolos colapsem no final da expiração (VIEIRA *et al.*, 1999).

Conforme Bertol, Ferreira e Coronel (2008), recursos com pressão positiva, como EPAP, quando utilizados como técnica fisioterapêutica são rotineiramente empregados, visando reverter complicações pulmonares decorrentes do ato cirúrgico, de acordo com os guidelines da American College of Clinical Pharmacy (ACCP). A administração de PEP de 5 a 20 cmH_2O entregue por máscara facial está creditada para melhorar a eliminação de muco por aumento da pressão do gás atrás das secreções por meio da ventilação colateral ou pela prevenção do colapso das vias aéreas durante a expiração.

Segundo Sant'Anna Junior (2006), a pressão positiva expiratória final (PEP) é hoje uma alternativa terapêutica consagrada e utilizada por fisioterapeutas em todo o mundo. Entre os efeitos fisiológicos da PEP, podem-se destacar: melhora da complacência do sistema

respiratório, aumento da capacidade residual funcional (CRF), melhora da troca gasosa, diminuição do débito cardíaco (DC), aumento da pressão intratorácica, diminuição do retorno venoso ao tórax ocasionando diminuição da pré-carga do ventrículo esquerdo.

Padovani e Cavenaghi (2011) analisaram que, no pós-operatório de cirurgias cardíacas, as complicações pulmonares são frequentes, destacando-se a atelectasia e a hipoxemia. Segundo esses autores, as manobras de recrutamento alveolar contribuem significativamente para a prevenção e o tratamento dessas complicações.

Sandoval Zárate, Martínez Sánchez e Shapiro (2017) verificaram o efeito da PEP em grupo de pacientes com insuficiência respiratória aguda (IRA). Da mesma forma, a análise da evolução e de outros aspectos do tratamento venticular desses casos mostrou que somente com a administração da PEF houve mudanças de forma significativa e favoráveis em vários parâmetros respiratórios avaliados: aumento da PaO_2, diminuição no gradiente alvéolo-arterial de oxigênio (AaDD2) e derivação pulmonar (Qs/Qt).

Fatores limitantes ao uso da EPAP incluem: dificuldade do paciente de se adaptar à máscara facial ou nasal, instabilidade hemodinâmica, pressão intracraniana acima de 20 cmH_2O, pneumotórax não drenado, lesões faciais, hemoptise, epistaxe, sinusite aguda, náuseas e vômitos (ALBUQUERQUE, 2012).

Sabe-se que a membrana extremamente fina dos capilares alveolares os expõe a uma pressão bastante elevada em suas paredes. Essa pressão, por sua vez, é determinada pela razão entre a tensão longitudinal nas paredes e sua espessura (MAINA; WEST, 2005).

Conforme Sena *et al*. (2010), quanto ao uso da PEP nas vias aéreas por máscara facial (EPAP), quando aplicada em pós-operatório de cirurgias cardíacas, é de suma importância avaliar os efeitos hemodinâmicos dos parâmetros como a frequência cardíaca e respiratória, pressões arteriais médias sistêmicas e pulmonar, pressão venosa central, entre outras, para que não ocorram outras doenças respiratórias, com os alvéolos colapsados (atelectasia).

De acordo com Azeredo (2002) e AARC (1993), as sessões de EPAP devem ser intermitentes por curtos períodos e várias vezes ao dia (de duas a quatro vezes), com avaliação do tratamento. A melhor posição do paciente para essas sessões é ele estar sentado de forma confortável e o mais relaxado possível.

Cavalli e Nohama (2013) desenvolveram um novo dispositivo EPAP (pressão positiva expiratória final) subaquático, para reverter atelectasias e complicações pós-operatórias em pacientes submetidos à cirurgia de revascularização do miocárdio (RM). O protótipo EPAP subaquático não se mostrou eficaz para melhorar a função pulmonar nos pacientes de RM.

De acordo com Nogueira *et al.* (2016), os impactos do uso da mascara de EPAP a partir de aplicações entre 5 e 20 cmH_2O são favoráveis aos parâmetros hemodinâmicos dos pacientes saudáveis. A aplicação da máscara de EPAP em pacientes não saudáveis, após ressecção pulmonar, com PEP de 10 cmH_2O, trouxe incrementos significativos de volume corrente (VC) e volume minuto (VM), com queda da frequência respiratória (FR), bem como um aumento na expansibilidade torácica nos níveis axilar, mamilar e basal, sem causar repercussão hemodinâmica no pós-operatório imediato.

Conforme Liu *et al.* (2019), quanto à aplicação da máscara do EPAP à síndrome da apneia obstrutiva do sono e hipopneia (SAHOS), não houve diferenças significativas de PEP CO_2 (pressão parcial de CO_2 ao final da expiração) sob diferentes PEPs entre pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) e EPAP, portanto foi seguro e confiável o tratamento fisioterapêutico.

Müller *et al.* (2018) compararam a pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) com a pressão positiva expiratória nas vias aéreas (EPAP), com o principal prognóstico de que poderia haver efeitos semelhantes na deflação pulmonar (lesão que perfure a parede do tórax). Tanto o CPAP quanto o EPAP apresentaram efeitos semelhantes na deflação pulmonar, portanto a modalidade seria preditiva entre eles.

As pressões de abertura dos alvéolos são diferentes ao longo do tratamento da SARA, variando de 5 a 10 cmH_2O 30-40 cmH_2O. Verificou-se que, em 2 s, a maior região recrutável do pulmão pode ser aberta, quando uma pressão adequada é aplicada. Definir essa pressão através da pressão transpulmonar apresenta uma melhor resposta fisiológica, apesar de exigir mais estudos científicos (GATTINONI *et al*., 2010).

An *et al.* (2019) mostram o efeito de diferentes níveis de PEP na aérea da seção transversal da veia jugular interna direita e o índice da sobreposição entre veia e artéria carótida direita em pacientes ventilados mecanicamente. A aplicação da PEP em 10 cmH_2O e 15 cmH_2O em pacientes recebendo ventilação mecânica com inserção da máscara laríngea via aérea aumenta significativamente o tamanho da veia jugular interna direita. Ainda são necessárias pesquisas sobre o efeito dessa metodologia.

Conforme Choi *et al.* (2015), o recrutamento alveolar é uma manobra ventilatória eficaz que reverte o colapso alveolar, aumentando a pressão transpulmonar; com o auxílio da PEP durante essa ventilação restaura a capacidade residual funcional.

Segundo Rezoagli e Bellani (2019), sabe-se que um nível alto de PEP não pode ser aplicado para todos os tratamentos das doenças pulmonares. Cada paciente tem sua fisiologia e, dependendo da PEP aplicada, o quadro pode piorar. Portanto, para os pacientes de SDRA

moderada ou grave em recrutamento razoável, haverá incremento de PEP conforme evolução do paciente.

Cruces *et al.* (2018), em análise da mecânica ventilatória em criança saudáveis anestesiadas, mostraram que a PEP em 5cm H_2O coloca o sistema respiratório em uma posição melhor na curva pressão/volume (P/V). Melhora a pressão elástica do trabalho respiratório, diminuindo a pressão motriz, que é a quantidade de energia mecânica que o ventilador descarrega sobre o parênquima e a PEP intrínseca.

Gorrasi *et al.* (2020) mostraram em seu estudo que, em pacientes ventilados mecanicamente com pressão expiratória positiva final alta, PEPs de 10 cmH_2O, 15 cmH_2O e 20 cmH_2O, foi possível medir o débito cardíaco através do ecocardiograma transtorácico comparado com as medidas no cateter da artéria pulmonar, validando que são compatíveis as medidas invasivas.

Wang *et al.* (2020) consideram que a complacência do sistema respiratório aumenta significativamente com a PEP alta em relação a PEP baixa, aplicando a tomografia de impedância elétrica para monitorar alteração do volume pulmonar e medir o recrutamento pulmonar na aplicação da PEP ao paciente.

Considerando os estudos acima citados, o presente trabalho tem como objetivo e principal fator motivacional avaliar um equipamento existente, por meio de um sistema de medição que verifique a exatidão e precisão das medidas do PEP e propor um novo equipamento com inserção de sensor e um programa de acompanhamento que possibilitem a aferição da pressão positiva expiratória de forma confiável e traga uma contribuição científica, para melhoria nos resultados clínicos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os dados para o desenvolvimento deste estudo foram coletados no Laboratório de Bioengenharia (LABBIO) da Universidade Federal de Minas Gerais. Foram analisadas 15 (quinze) válvulas de três fabricantes – Ventcare Indústria e Comércio Ltda., Besmed Health Business Corp, Headstar Medical Products Co. Ltda. –, e 5 (cinco) válvulas de cada, com escala de 2,5 a 20 cmH_2O, foram selecionadas para uso no experimento.

Para as medições, foram utilizados um manômetro de tubo em U, uma seringa de 60 mL (Descarpack), água destilada (Global Organização Farmacêutica Ltda., Taubaté, SP), uma mangueira (Implantec, Health Care Technology) e duas válvulas de três vias (Zhejiang, China).

No primeiro e segundo estudos foram realizados ensaios mecânicos in vitro, com um manômetro de coluna em U para aferição dos valores oferecidos pelas válvulas *spring load* dos fabricantes Ventcare, Besmed e Headstar. No segundo estudo, foram avaliados os valores das pressões geradas pela válvula *spring load*, por meio da unidade de aquisição de dados que é composta por um sensor de pressão diferencial e de um sensor para medição da vazão de ar. O sensor utilizado é o HSCDRRN005PD2A3 (Honeywell Internacional, EUA), faixa de 5 psi (351,5 cmH_2O, resolução de 12 bits, precisão de 0,25 % e erro total faixa de 2 %). O medidor de fluxo de ar digital utilizado foi o SFM3000 (Sensirion AG, Suíça), faixa de 200 L/min, resolução de 14 bits e precisão de 1,5 %). Ambos os sensores são pré-calibrados de acordo com as fichas técnicas do fabricante e possuem um recurso de autocorreção relacionado à temperatura ambiente. Os sensores usam I2 Protocolo serial C (*Inter-Integrated Circuit*) para comunicação com o microcontrolador, a uma taxa de amostragem de 200 Hz.

O terceiro estudo, que é intervencionista de abordagem quantitativa, foi desenvolvido entre abril e dezembro de 2022, no Laboratório de Fisiopatologia Experimental, Departamento de Ciências Biológicas e Centro de Pesquisa em Ciências Biológicas, da Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), em Ouro Preto, MG, Brasil. Esse estudo avaliou 15 válvulas testadas em uma bancada constituída pelos sensores de medição de pressão e vazão, acoplados a um equipamento de ventilação mecânica, de marca Intermed, modelo Inter 7 Plus e um pulmão teste, para simular a respiração espontânea.

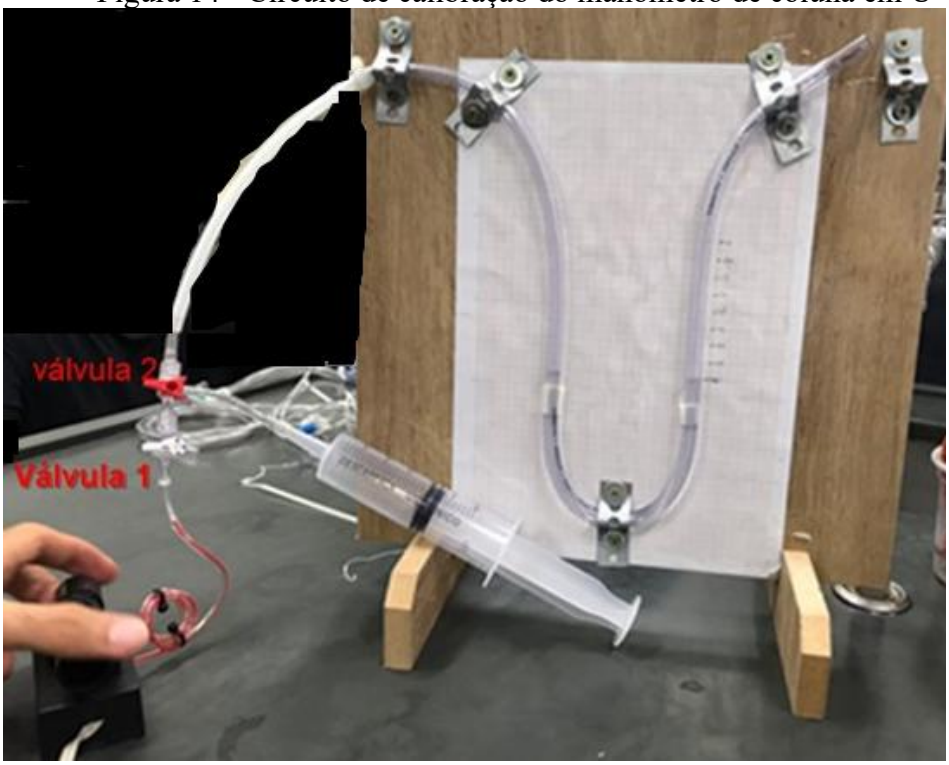
A presente pesquisa foi baseada nesses três estudos, detalhados a seguir.

4.1 Primeiro estudo

Para o primeiro estudo, foram realizadas atividades que tiveram como objetivo caracterizar o grau de incerteza das medidas da pressão expiratória positiva, ofertado pela válvula de *sprind load* para os dois métodos do sistema de medição. Esse sistema é composto por uma bancada de testes que inclui o mensurando (EPAP), por meio de um manômetro de coluna em U, com uma escala de 0 a 28 cmH_2O, duas válvulas *tree way* para controle do sistema e uma seringa de 60 mL para simular a expiração do paciente. As molas de *sprind load* foram aferidas 20 vezes, cada valor de PEP (2,5 cmH_2O) a 20 cmH_2O, para cada cinco válvulas de um fabricante (Ventcare, Besmed e Headstar). No final, cada PEP obteve 100 aferições.

Para essa fase, foi realizada a calibração do sistema fechado através do sistema de aquisição do Laboratório de Biomédicas da UFMG, conforme a Figura 15.

Figura 14 - Circuito de calibração do manômetro de coluna em U



Nota: Uma seringa foi conectada a duas válvulas de alavanca de três vias. A primeira (marcada com o número 1, na figura) conectava a seringa ao ar atmosférico e a segunda válvula (2), que estabelece a comunicação entre uma coluna da mangueira graduada de 2 a 30 cm, preenchida com água destilada.
Fonte: Elaborada pela autora.

4.1.1 Válvulas e procedimento

Foram utilizadas cinco válvulas (sistema de molas *spring load*), como mostra a Figura 16, de cada fabricante, com escala de 2,5 cmH_2O a 20 cmH_2O. Conforme a mola reduz seu tamanho, a válvula aumenta a resistência ao fluxo aéreo, ou seja, obtém-se uma PEP maior. Esse sistema é o mais simples e amplamente utilizado, além de, por meio dele, ser fácil quantificar a PEP, pois as PEPs já são pré-definidas de acordo com a retração da mola. Os testes foram realizados em horários diferentes, durante o período da tarde e da manhã, com pressão atmosférica de 1017 hPa, para 100 medições por válvula, desconsiderando o espaço morto do equipamento EPAP e medindo apenas as válvulas *spring load*, que são o objeto desta pesquisa, por meio do manômetro em U.

Figura 15 - Sistema de medição do manômetro de coluna em U

Nota: A medição é feita com água destilada, conectada a uma seringa de 60 mL, duas válvulas de alavanca de três vias, conectadas à válvula *spring load.*
Fonte: Elaborada pela autora.

Foi aplicado veda-rosca em todas as conexões do circuito para garantir melhor estabilidade do sistema, evitando vazamentos. Cada válvula foi testada em um circuito fechado em relação ao vazamento de ar, utilizando um recipiente com água, onde todo o sistema (mangueira, conexões das válvulas *tree way*) foi submerso, sem registrar fluido de ar em nenhuma das conexões.

Após o teste do sistema fechado, foi verificada a calibração por meio do sistema de aquisição do Laboratório de Biomédicas da UFMG, conforme o protocolo de calibração (Figura 15). Participaram três fabricantes nomeados como VentCare, Besmed e Headstar, sendo testadas cinco válvulas de cada um (Figura 16), retirando a conexão em T (Figura 17), com válvula unidirecional, considerada espaço morto pelo projeto. Os testes foram realizados em horários e dias diferentes, com 100 medições por válvula de cada fabricante.

Figura 16 - Conector Tubo (t) com válvula unidirecional para circuito de EPAP (pressão expiratória positiva final)

Fonte: www.newmed.com.br/lojas/00026590/prod/52VUCEG: jpg

Essas medidas foram analisadas pelo software de estatística GraphPad Prism 8, por meio dos testes de normalidade Shapiro-Wilk, que avaliou a distribuição normal de todos os fabricantes, e analisou a variância aplicando o *Friedman test*, e posteriormente o *Dunn's post-test* para validar as diferenças ou se elas existem.

4.1.2 Protocolo de calibração do manômetro de coluna em U

Este protocolo teve como objetivo apresentar os procedimentos de calibração do manômetro de coluna em U por meio de um sensor de pressão e vazão. Com isso, foi possível avaliar os elementos potenciais de fonte de incerteza, que são: o mensurando, o processo de medição, as condições ambientais, o operador e o próprio sistema de medição. É fundamental que as condições nas quais o processo de medição é realizado sejam descritas de forma clara e detalhada, de modo a garantir sua repetitividade nas mesmas condições sempre que necessário.

4.1.2.1 Instrumentos e equipamentos

Para o sistema de medição em manômetro de coluna em U, no laboratório do LABBIO da UFMG, foram utilizados os seguintes materiais: sensores de pressão e vazão, conforme (Figura 18), seringa de 60 mL, água destilada, mangueira, papel milimetrado e um painel de madeira (Figura 19).

Figura 17 - Sensor de pressão e vazão

Nota: Sensor HSCDRRN005PD2A3 (Honeywell Internacional, EUA), faixa de 5 psi (351,5cmH_2O), resolução de 12 bits, precisão de 0,25 % e erro total faixa de 2% (Honeywell 2020). O medidor de fluxo de ar digital utilizado é o SFM3000 (Sensirion 2020).
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 18 - Materiais usados para o sistema de medição em manômetro de coluna em U

Nota: Seringa de 60 mL; b) água destilada; c) válvula *tri way*; d) mangueira; e) papel milimetrado; f) painel de madeira.
Fonte: Elaborada pela autora.

4.1.2.2 Métodos

As calibrações e verificações da linha de base dos sinais foram realizadas antes do início de cada coleta de sinais. Para a calibração do manômetro de coluna em U, o circuito foi composto por uma seringa e uma coluna de mangueira preenchida com água destilada, interligadas por duas válvulas de alavanca de três vias. A saída da primeira válvula foi conectada ao transdutor e à atmosfera, garantindo a validação do sistema de pressão, conforme descrito na projeção do papel milimetrado.

A segunda válvula de três vias foi conectada à seringa de 60 mL, utilizada para gerar o ar, criando pressão dentro da mangueira e permitindo a obtenção das pressões a serem medidas. A outra extremidade da válvula foi conectada à mangueira, enquanto a terceira conexão da válvula foi obstruída para impedir o escape de ar. A calibração foi realizada para as pressões 2,5 cmH_2O; 5 cmH_2O; 10 cmH_2O; 15 cmH_2O; 20 cmH_2O.

O sistema foi estabilizado na bancada do laboratório a uma temperatura de 20º C pm 0,5º C, umidade relativa do ar em 72% pm 5%, a uma altitude de 808 m pm 15 m do nível do

mar. Nesse ambiente, foram realizadas dez verificações da pressão positiva. Antes de verificar o valor indicado para cada pressão, foram necessários 30 segundos de espera para garantir que não havia vazamento no circuito, porque o sistema não é estanque. A seringa foi acionada deslocando a água ao valor de 2 cmH_2O, saindo do zero de cmH_2O, em seguida para a pressão de 4cmH_2O suavemente e, após a estabilização dos valores monitorados pelos 30 segundos, foram registrados os valores e deu-se sequência aos outros valores de pressão.

4.1.2.3 Procedimentos

O procedimento de calibração do sistema de aquisição utilizando um manômetro de coluna em U é composto de 14 etapas:

- Na primeira etapa, zera-se o sistema com o mensurando configurado, mantendo a primeira válvula aberta para a atmosfera e fechada para a seringa, validando o valor de 0 cmH_2O.
- Na segunda etapa, abre-se a primeira válvula para o sistema de aquisição do sinal do transdutor e a segunda válvula para a seringa.
- Na terceira etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 2 cm H_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na quarta etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 4cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na quinta etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 6 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.

- Na sexta etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 8 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na sétima etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 10 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na oitava etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 12 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na nona etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 14 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na décima etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 16 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na décima primeira etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 18 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização

do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.

- Na décima segunda etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 20 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na décima terceira etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 25 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico.
- Na décima quarta etapa, o mensurando deve pressionar o êmbolo da seringa, simulando a expiração do ciclo respiratório, deslocando a água na mangueira para o valor de 2 cmH_2O. Em seguida, aguardam-se 30 segundos para a estabilização do sistema, garantindo a ausência de vazamento de ar. Após esse tempo, registra-se o valor indicado pelo sistema de aquisição e salva-se no sistema para posterior tratamento estatístico. Nesse processo decrescente, valida-se p valor do mensurando. O procedimento foi repetido até alcançar o valor de 0 cmH_2O, sem a necessidade de aguardar 30 segundos, uma vez que já havia sido realizado para todo o ciclo de expiração.

4.1.2.4 Aquisição de sinais

Os valores gerados nas medições foram processados em planilhas, arquivadas e salvas pelo sistema de aquisição. Posteriormente, as informações foram validadas, incluindo a data e o horário de calibração.

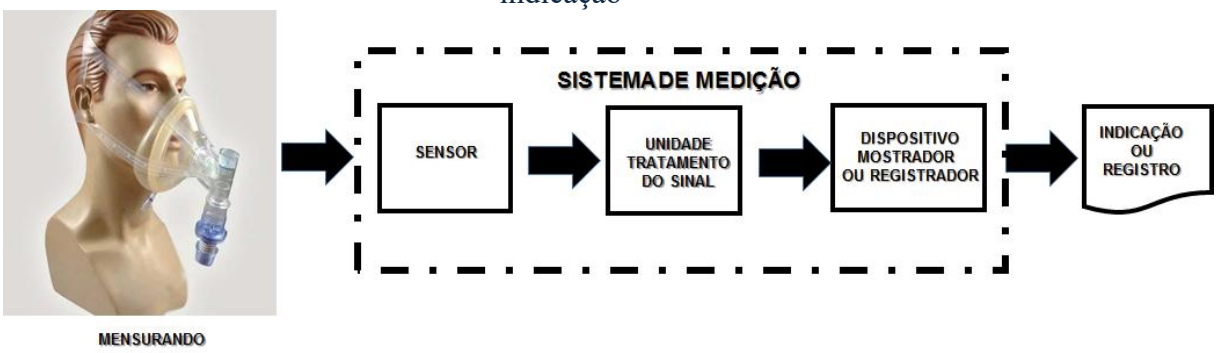
Para garantir a confiabilidade do sistema de calibração, essas medidas foram avaliadas segundo o método de medições da Metrologia (sistema de medição), considerando o erro de medição, o tratamento de dados e a calibração do equipamento.

Os valores foram processados utilizando o software *Excel*, obtendo-se os seguintes dados estatísticos: média, desvio padrão, teste da hipótese nula e valor de significância da calibração, para o intervalo de 0 cmH_2O a 20 cmH_2O.

4.1.3 Sistema de medição

A maioria dos sistemas de medição que operam pelo princípio da indicação possui três módulos funcionais bem definidos: o transdutor ou sensor, a unidade de tratamento do sinal e o dispositivo mostrador ou registrador. Cada um desses módulos pode constituir uma unidade independente ou estar fisicamente integrado ao sistema de medição. A Figura 20 apresenta, de forma esquemática, os três módulos que compõem um sistema de medição baseado no princípio da indicação (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

Figura 19 - Módulos funcionais de um sistema de medição que opera pelo método da indicação



Fonte: Elaborada pela autora.

Sobre o sistema de medição, tem-se que:

- O transdutor é o módulo do sistema de medição que inicia o processo junto ao mensurando, gerando um sinal bem definido e linear.
- O módulo de tratamento do sinal processa o sinal de medição, amplificando-o para aumentar sua intensidade, uma vez que ele possui baixa energia.
- O dispositivo mostrador é o módulo que recebe o sinal tratado e produz uma indicação direta e perceptível.
- O dispositivo registrador compila os dados e os representa graficamente, mostrando as variações do sinal de medição.
- O indicador ou registro é um programa que gera os resultados em uma planilha de Excel, que foram tratados posteriormente no programa PRISMA versão 8.

O equipamento EPAP é responsável pela medição da grandeza específica submetida ao processo de medição, nas condições do PEP, variando de 2,5 cmH_2O a 20 cmH_2O. Os testes foram realizados em horários diferentes, com 100 medições por válvula, desconsiderando o espaço morto do equipamento EPAP e medindo apenas as válvulas *spring load*.

4.1.3.1 Erro de medição

A indicação fornecida por um sistema de medição deve corresponder ao valor verdadeiro do mensurando. No entanto, devido às imperfeições do sistema, limitações do operador e influências das condições ambientais, o erro de medição estará presente, em maior ou menor grau. Embora indesejável, o erro de medição é inevitável e não pode ser desconsiderado. Rejeitar a sua existência seria outro erro. Quando compreendidas as causas e a natureza do erro, é possível conviver com ele e ainda obter informações confiáveis a partir do processo de medição.

Erro de medição é a diferença entre o valor indicado pelo sistema de medição e o valor verdadeiro do mensurando, conforme equação 10, (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008):

$$E = I - VV \tag{10}$$

4.1.3.2 Caracterização do erro de medição

O erro aleatório é aquele que afeta as medições de maneira imprevisível, causando variações de forma aleatória, tanto para mais quanto para menos, nos valores registrados. Esses erros têm origens variadas e, em muitos casos, identificar sua causa pode ser complicado ou inviável. Contudo alguns podem ser minimizados ou praticamente eliminados. O uso do valor médio obtido por meio de várias medições de um mesmo mensurando também auxilia na redução do erro aleatório. Assim, realizar múltiplas medições de um mesmo mensurando tende a aumentar a precisão da medição e a diminuir a incerteza associada ao resultado. Na prática, não foi realizado um número infinito de medições com o instrumento. Por isso, o que se determina com um número limitado de medições é a tendência apresentada pelo instrumento de medição. Essa tendência é denominada erro sistemático de indicação do instrumento, conforme equação 11 (THEISEN, 1997):

$$E = I - VVC \tag{11}$$

A incerteza-padrão é definida como o desvio-padrão associado aos erros de medição. O número de graus de liberdade, que indica a intensidade da componente aleatória do erro de

medição, é calculado como o número de medições repetitivas realizadas menos um. Assim, a estimativa da incerteza-padrão está diretamente relacionada ao número de medições disponíveis e à variabilidade presente nos dados coletados.

A tolerância é o intervalo de variação permitido para uma característica específica de um produto, estabelecido para assegurar que ele desempenhe adequadamente a função para a qual foi projetado, garantindo, assim, a qualidade desejada (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

A repetitividade refere-se a um conjunto específico de condições de medição que envolvem o uso do mesmo procedimento de medição, dos mesmos operadores, do mesmo sistema de medição, das mesmas condições de operação, do mesmo local e de medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos semelhantes em um curto intervalo de tempo. Uma condição de medição é considerada de repetitividade apenas em relação a um conjunto especificado de condições que definem a repetitividade (THEISEN, 1997).

4.1.3.3 Ensaio de repetitividade

A repetitividade refere-se à variabilidade natural inerente ao processo de medição, sendo sempre avaliada sob condições de medição idênticas. Isso inclui medições repetidas de uma mesma amostra, realizadas pelo mesmo operador, utilizando o mesmo sistema de medição e em um curto intervalo de tempo. Frequentemente, a amostra é retirada e reposicionada no sistema de medição entre as medições sucessivas.

A repetitividade é comumente estimada pelo desvio-padrão das medições repetidas. No entanto, em alguns ensaios realizados em ambientes industriais, para simplificar os cálculos, a repetitividade também pode ser avaliada com base nas amplitudes dos resultados das medições repetidas para cada amostra (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

A amplitude média é calculada com o valor médio, sendo possível estimar o desvio-padrão para as condições de repetitividade pela equação 12:

$$\mathrm{SRe} = \frac{Rmédia}{\mathrm{d2}} \qquad (12)$$

Sendo:

S_{Re}- estimativa do desvio-padrão para condições de repetitividade.

$R_{média}$ - amplitude média entre todas as amplitudes.

(d_2) - constante obtida em razão do número de ciclos (m) e do produto do número de amostras pelo número de operadores (g).

Para obter uma faixa de distribuição normal que contenha 99 % da área, os limites devem ser fixados em pm 2,576 sigma em torno do valor médio. Com isso, a largura total da faixa é 2 x 2,576 sigmas = 5,152. Para esse tipo de ensaio, a repetitividade é calculada pela equação 13:

$$\text{Repe} = 5{,}152 * S_{Re} \quad (13)$$

Sendo:

S_{Re} - estimativa do desvio-padrão para condições de repetitividade.

Repe - faixa de repetitividade para 99 % de probabilidade de enquadramento.

4.1.3.4 Ensaio de reprodutibilidade

A reprodutibilidade do processo de medição reflete a variabilidade natural inerente ao processo quando as medições são realizadas em condições diversas, representando as variações típicas encontradas na prática. Essas condições podem incluir diferentes operadores, períodos mais longos e mudanças ambientais características do processo de medição.

Quando há uma influência significativa do operador, as médias globais das medições realizadas por cada operador tendem a diferir de maneira notável entre si. Essa variação pode ser detectada por meio de ferramentas como a carta de controle das médias, que monitora o comportamento das medições, e pela análise das diferenças entre as médias obtidas pelos operadores para cada peça medida (THEISEN, 1997).

A reprodutibilidade também pode ser estimada de forma numérica (equação 14). O processo começa com a determinação da média global de medições realizadas por cada operador. A diferença entre a maior e a menor média obtida entre os operadores representa a amplitude entre operadores (ROP). Essa amplitude indica a variação na precisão do processo de medição quando diferentes operadores estão envolvidos, ajudando a quantificar a reprodutibilidade do sistema de medição (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).Veja-se:

$$\text{ROP} = \text{Maior média} - \text{Menor média} \quad (14)$$

Sendo:

R_{OP} - amplitude entre operadores.

A amplitude entre operadores é utilizada para determinar o desvio-padrão associado à reprodutibilidade (S_{OP}), dado pela equação 15:

$$\text{SOP} = \frac{\text{ROP}}{\text{d2}} \quad (15)$$

Sendo:

S_{OP} - estimativa do desvio-padrão associado à reprodutibilidade.

R_{OP} - amplitude entre operadores.

d_2- constante obtida em razão do número de ciclos (m) e do produto do número de amostras pelo número de operadores (g).

De forma análoga à faixa de repetitividade, a faixa de reprodutibilidade é calculada para a probabilidade de enquadramento de 99 % por:

$$\text{Repro} = 5{,}152 * \text{Sop} \tag{16}$$

Sendo:

S_{OP} - estimativa do desvio-padrão associado à reprodutibilidade.

$Repro_c$ - faixa de reprodutibilidade para 99 % de probabilidade de enquadramento.

A reprodutibilidade se refere à capacidade de um instrumento de medição fornecer indicações consistentes em medições repetidas do mesmo mensurando, realizadas sob condições diferentes. Essas condições incluem variações como diferentes locais, operadores, sistemas de medição e medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos semelhantes. Por definição, reprodutibilidade é a precisão das medições dentro de um conjunto específico de condições que envolvem essas variações.

Entretanto, como a estimativa da reprodutibilidade é influenciada pela repetitividade do processo de medição, essa estimativa pode ser contaminada pela variabilidade associada à repetitividade. Para corrigir esse efeito e obter uma estimativa mais precisa da reprodutibilidade, a variância da reprodutibilidade contaminada pode ser calculada com a seguinte equação:

$$Repro = \sqrt{\left[5{,}152 * \frac{\text{ROP}}{\text{d2}}\right]^2 - [(5{,}152 * \text{ ser})\text{^}2/\text{n} * \text{r}]} \tag{17}$$

Sendo:

Repro - faixa de reprodutibilidade para 99 % de probabilidade de enquadramento.

S_{Re} - estimativa do desvio-padrão para condições de repetitividade.

S_{OP} - estimativa do desvio-padrão associado à reprodutibilidade.

n - número de amostras medidas.

r - número de operadores envolvidos.

d_2- constante obtida em razão do número de ciclos (m) e do produto do número de amostras pelo número de operadores (g).

4.1.3.5 Faixa de indicação (FI)

A faixa de indicação é o intervalo compreendido entre o menor e o maior valor que pode ser indicado pelo dispositivo mostrador do sistema de medição. A faixa de indicação deve ser expressa na unidade da indicação, independentemente de ser ou não a mesma unidade do mensurando. Em medidores com indicação analógica (como ponteiro e escala), a faixa de indicação corresponde ao intervalo (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

4.1.3.6 Faixa de medição (FM)

Segundo Theisen (1997), a faixa de medição é o conjunto de valores do mensurando para o qual o sistema de medição foi projetado para operar, sendo estabelecida pelo fabricante. Nessa faixa, os erros do sistema de medição permanecem dentro dos limites especificados pelo fabricante. A faixa de medição pode ser igual à faixa de indicação ou menor que ela.

4.1.3.6.1 Possíveis erros de medição

Entre os possíveis erros de medição, encontram-se:

- erro de paralaxe na leitura da escala (Operador);
- erro de verticalidade;
- variação de temperatura entre os diferentes momentos de medidas;
- erro de leitura por má visualização da escala;
- efeito de variação de elevação (P atm. local e P atm. no momento da calibração);
- erro por efeito de capilaridade.

4.1.3.7 Avaliação experimental de processos de medição

O melhor local para avaliar o desempenho de um processo de medição destinado a controlar um dado processo produtivo está no próprio processo produtivo. As condições em que o sistema estará sendo usado, os operadores típicos, os procedimentos e demais particularidades do processo de medição estarão presentes e de forma natural. Por meio de métodos estatísticos, é possível inferir várias características que espelham o desempenho do processo de medição. A

capacidade, a estabilidade, a repetitividade e a reprodutibilidade do processo de medição são os mais importantes (ALBERTAZZI; SOUSA, 2008).

4.1.3.8 Análise da variação peça a peça

A variação peça a peça (VP) pode ser visualizada na carta de controle das médias, fornecendo informações valiosas sobre a variabilidade atribuída ao processo de fabricação. O cálculo da variação peça a peça segue as seguintes etapas:

- Cálculo das médias de cada peça: para cada peça medida, calcula-se a média das medições.
- Determinação da amplitude de variação das peças (Rp): a amplitude é a diferença entre o maior e o menor valor obtido nas medições de cada peça.
- Cálculo do desvio-padrão de peça a peça (Sp): o desvio-padrão é calculado para quantificar a dispersão das medições de cada peça em relação à sua média.

$$\mathrm{Sp} = \frac{Rp}{d2} \qquad (18)$$

Sendo:

S_p - estimativa do desvio-padrão associado à variação peça a peça.

R_p - amplitude entre as peças.

d_2 - constante obtida em função do número de ciclos (m) e do produto do número de amostras pelo número de operadores (g).

Finalmente, a faixa de variação peça a peça para 99 % de enquadramento por:

$$VP = 5{,}152 * Sp \qquad (19)$$

Sendo:

VP - faixa de variação peça a peça para 99 % de probabilidade de enquadramento.

S_p - estimativa do desvio-padrão associado à variação peça a peça.

4.1.3.9 Análise da variação total do processo

O índice que envolve as variações totais (VT) do processo de produção-medição leva em consideração a variabilidade tanto do processo de medição (que inclui o sistema de medição e o operador) quanto do processo de fabricação (variação peça a peça). É estimado a partir das estimativas dos desvios-padrão associados à repetitividade S_{Re}, à reprodutibilidade S_{OP} e ao processo de fabricação S_p, através da equação a seguir:

$$ST = \sqrt{\mathrm{SRe}^2 + \mathrm{SOP}^2 + \mathrm{Sp}^2} \quad (20)$$

Sendo:

S_T - estimativa do desvio-padrão associado à variação total do processo produção-medição.

S_{Re} - estimativa do desvio-padrão para condições de repetitividade.

S_{OP} - estimativa do desvio-padrão associado à reprodutibilidade.

S_p - estimativa do desvio-padrão associado à variação peça a peça.

A partir desse desvio-padrão, calcula-se a faixa de variação total do processo produção-medição:

$$VT = 5{,}152 * ST \quad (21)$$

Sendo:

VT - faixa de variação total do processo para 99 % de probabilidade de enquadramento.

S_T - estimativa do desvio-padrão associado à variação total do processo produção-medição.

4.1.3.10 Análise do parâmetro R&R

O parâmetro R&R (Repetibilidade e Reprodutibilidade) é amplamente utilizado na indústria para avaliar a adequação de um processo de medição. O R&R resulta da combinação da repetitividade e da reprodutibilidade, representando frequentemente a variabilidade total da medição, excluindo a variação devida à própria peça e à tendência do processo. O R&R pode ser expresso de forma absoluta ou relativa. De forma absoluta, ele é calculado diretamente com base nos desvios-padrão associados e à reprodutibilidade $S_{OP.}$

Esses cálculos ajudam a determinar se a variabilidade do processo de medição é aceitável em comparação com a tolerância ou com a variabilidade total do processo de fabricação, como mostra a equação seguinte:

$$R\&R = \sqrt{Repe^2 + Repro^2} \quad (22)$$

Sendo:

R&R - parâmetro R&R (repetitividade & reprodutibilidade).

Repe - faixa de repetitividade para 99 % de probabilidade de enquadramento.

Repro- faixa de reprodutibilidade para 99 % de probabilidade de enquadramento.

Entretanto é mais comum exprimir o índice R&R de forma relativa, como um porcentual do intervalo de tolerância do produto ou da faixa de variação total do processo. Isso é feito, respectivamente, por meio das seguintes equações:

$$\%\ \text{R\&R TOL} = \frac{\text{R\&R}}{\text{IT}} \quad (23)$$

Sendo:

% R&R $_{TOL}$ - parâmetro R&R expresso em termos relativos em relação ao intervalo de tolerância.

IT - intervalo de tolerância do processo.

$$\%\ \text{R\&R VT} = \frac{\text{R\&R}}{\text{VT}} \quad (24)$$

Sendo:

% R&R $_{VT}$ - parâmetro R&R expresso em termos relativos em relação à faixa de variação total do processo produção-medição.

VT - faixa de variação total do processo produção-medição.

Os critérios para a aprovação dos processos de medição por meio desses índices estão resumidos na Figura 21.

Figura 20 - Critérios para aprovação dos processos de medição por meio do parâmetro R&R - (Repetitividade e Reprodutibilidade)

%R&R	Conclusão
%R&R < 10%	Processo de medição aceitável
10% ≤ %R&R ≤ 30%	Processo de medição pode ser aceitável, dependendo da importância da aplicação, custo do sistema de medição e dos custos para obter melhorias.
%R&R > 30%	Processo de medição não é aceitável e precisa ser melhorado. Devem ser feitos esforços para identificar os problemas e minimizá-los.

Fonte: ALBERTAZZI; SOUZA (2008).

4.1.4 Medidas das pressões com o manômetro de coluna em U

As medidas das pressões foram aferidas 20 vezes, para cada PEP 2,5 a 20 cmH_2O, em todas as cinco válvulas dos fabricantes Ventcare, Besmed e Headstar. O teste consistiu em acoplar um manômetro de coluna em U (Figura 22), que funciona pela aplicação de pressão em um de seus ramos. Um dos extremos desse ramo está conectado ao sistema de pressão a ser medido, enquanto o outro está exposto à atmosfera. Na condição de reposição, ambos os ramos são abertos para a atmosfera, o que define o zero da escala. A diferença de altura entre os dois

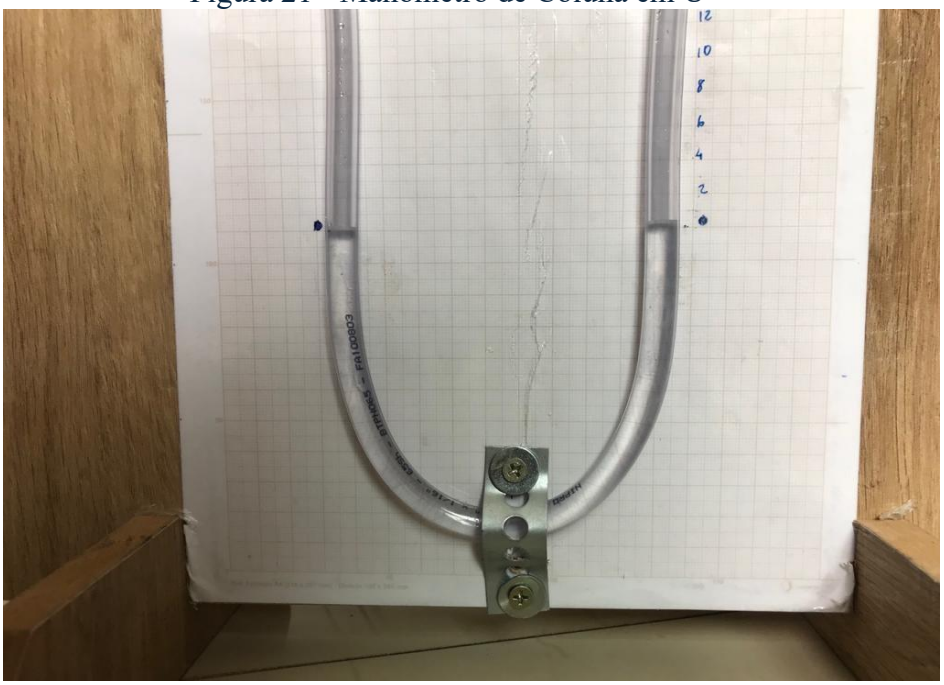
ramos representa a pressão, independentemente das variações no diâmetro interno dos tubos, sendo esse sistema denominado, pelo pesquisador, de manômetro de coluna em U. O sistema é composto por uma seringa de 60 mL, utilizada para simular o fluxo de ar, e por duas válvulas *tri-way*, que mantêm o sistema nas condições de fechado para a atmosfera, durante as aferições, e aberto para zerar o sistema e reiniciar os testes. As válvulas *spring-loaded*, responsáveis pela geração de pressão positiva ao final da expiração, são ajustadas para pressões variando de 2,5 cmH_2O a 20 cmH_2O, e são ventiladas pela seringa através de cada válvula geradora. A seringa é manipulada com as duas mãos durante 1 hora e 15 minutos para cada fluxo de entrada de ar, ajustado conforme a pressão desejada. Todas as válvulas foram operadas por dois operadores, sem a visualização da escala, a fim de se evitar qualquer influência do pesquisador sobre os resultados. Os fluxos de ar simulados pela seringa foram monitorados pelo sistema de manômetro, que desloca a água dentro da mangueira, gerando uma diferença de pressão que valida a escala ajustada pelo operador.

A partir do momento em que a membrana da válvula atinge a pressão máxima, a válvula é aberta, e o líquido retorna ao zero em aproximadamente 30 segundos, devido à não estanqueidade do sistema. Todas as vedações das conexões do circuito receberam veda-rosca para garantir maior estabilidade do sistema e evitar vazamentos.

Cada válvula foi testada em um circuito fechado em relação ao vazamento de ar, utilizando um recipiente com água. Todo o sistema (mangueira, conexões das válvulas *tri-way*) foi submerso na água, sem que fosse registrado vazamento de ar em nenhuma das conexões. Para todo o sistema, foram realizadas calibrações e verificações da linha de base dos sinais (de 2,0 cmH_2O a 28 cmH_2O e da escala graduada do manômetro de coluna em U, antes do início de cada coleta de sinais. O sistema de calibração é composto por um transdutor de pressão, uma seringa de 60 mL, uma coluna de mangueira preenchida com água destilada, todas interligadas por duas válvulas de alavanca de três vias. As saídas da primeira válvula foram conectadas ao transdutor e à atmosfera, para validar o sistema com 0 cm H_2O de pressão, conforme descrito na projeção do papel milimetrado. Na segunda válvula, uma das entradas foi conectada à seringa de 60 mL, que simula a ventilação, gerando pressão dentro da mangueira e produzindo as pressões a serem medidas. A outra extremidade foi conectada à mangueira, enquanto a terceira conexão da válvula foi obstruída para impedir o escape de ar (Figura 22). O sistema de calibração foi estabilizado na bancada do Laboratório de Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais, a uma temperatura de 20º C pm 0,5º C, com umidade relativa do ar de 72 % pm 5%, e a uma altitude de 808 ± 15 metros acima do nível do mar. Nesse ambiente, foram realizadas dez verificações da pressão positiva. Antes de verificar a pressão indicada para cada

etapa, foi necessário aguardar 30 segundos para garantir a inexistência de vazamentos no sistema, uma vez que este é estanque. A seringa foi acionada para deslocar a água até o valor de 2 cmH_2O, partindo de zero cmH_2O. Em seguida, a pressão foi aumentada suavemente até 4 cmH_2O, e, após a estabilização dos valores monitorados por 30 segundos, os dados foram registrados. Esse procedimento foi repetido para os demais valores de pressão. As médias e os desvios-padrão foram calculados utilizando o software *GraphPad Prism* 8.0 (San Diego, CA, EUA). Foi aplicada a análise estatística de variância *Friedman test*, seguida do pós-teste de Dunn. Os testes foram realizados com o objetivo de comparar os valores medidos entre diferentes fabricantes em relação à linha base, avaliando a distribuição normal. Para efeito de significância estatística, foi adotado um valor de $p < 0,05$.

Figura 21 - Manômetro de Coluna em U



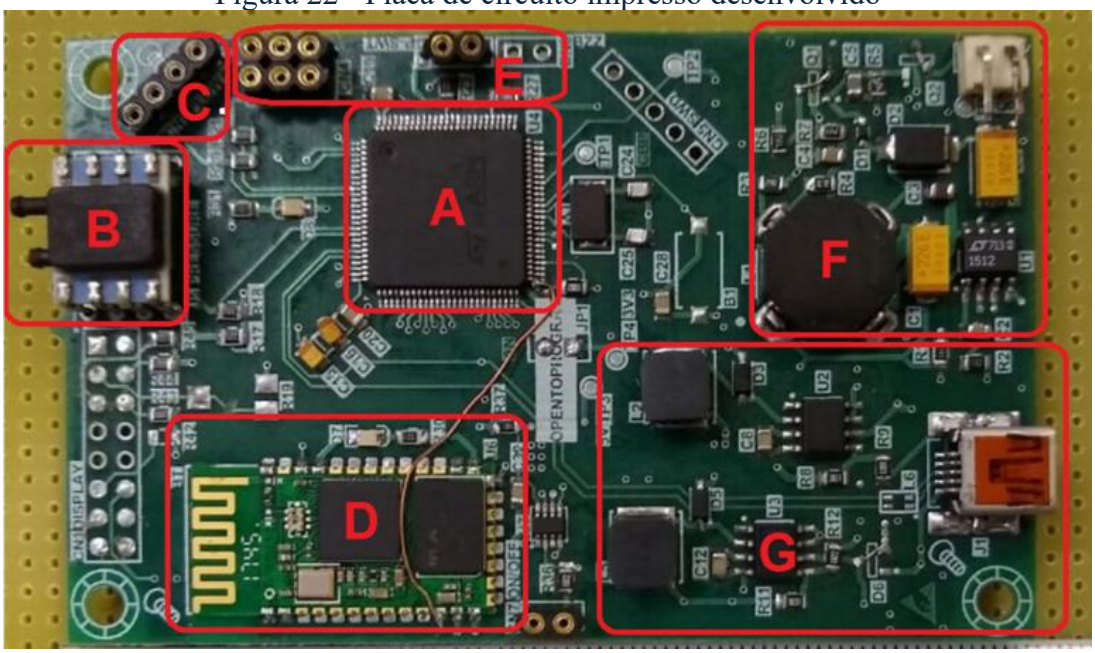
Fonte: Elaborada pela autora.

Para o segundo estudo, foram adquiridos componentes para a construção de um protótipo do equipamento existente, com a adaptação do sensor de pressão digital (HSCDRRN005PD2A3), que permitiu ajustar a PEP para os valores corretos de 2,5 cmH_2O; 5,0 cmH_2O; 10,0 cmH_2O;15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O.

4.1.5 Aquisição de sinais através do sensor

A unidade de aquisição de dados é composta pelo sensor de diferencial de pressão e pelos sensores de fluxo de ar. O sensor de pressão digital utilizado é o HSCDRRN005PD2A3 (Honeywell Internacional, EUA), com faixa de ± 5 psi (± 351,5 cmH_2O), resolução de 12 bits, precisão de 0,25 % e erro total de faixa de 2% (Honeywell, 2020). O medidor de fluxo de ar digital utilizado é o SFM3000 (Sensirion AG, Suíça), com faixa de ±200 L/min, resolução de 14 bits e precisão de 1,5 % (Sensirion, 2020). Ambos os sensores são pré-calibrados de acordo com as especificações fornecidas nas fichas técnicas dos fabricantes e possuem um recurso de autocorreção referente à temperatura ambiente. Ambos os sensores utilizam o protocolo serial I2C (*Inter-Integrated Circuit*) para comunicação com o microcontrolador, com uma taxa de amostragem de 200 Hz, conforme descrito na Figura 23.

Figura 22 - Placa de circuito impresso desenvolvido

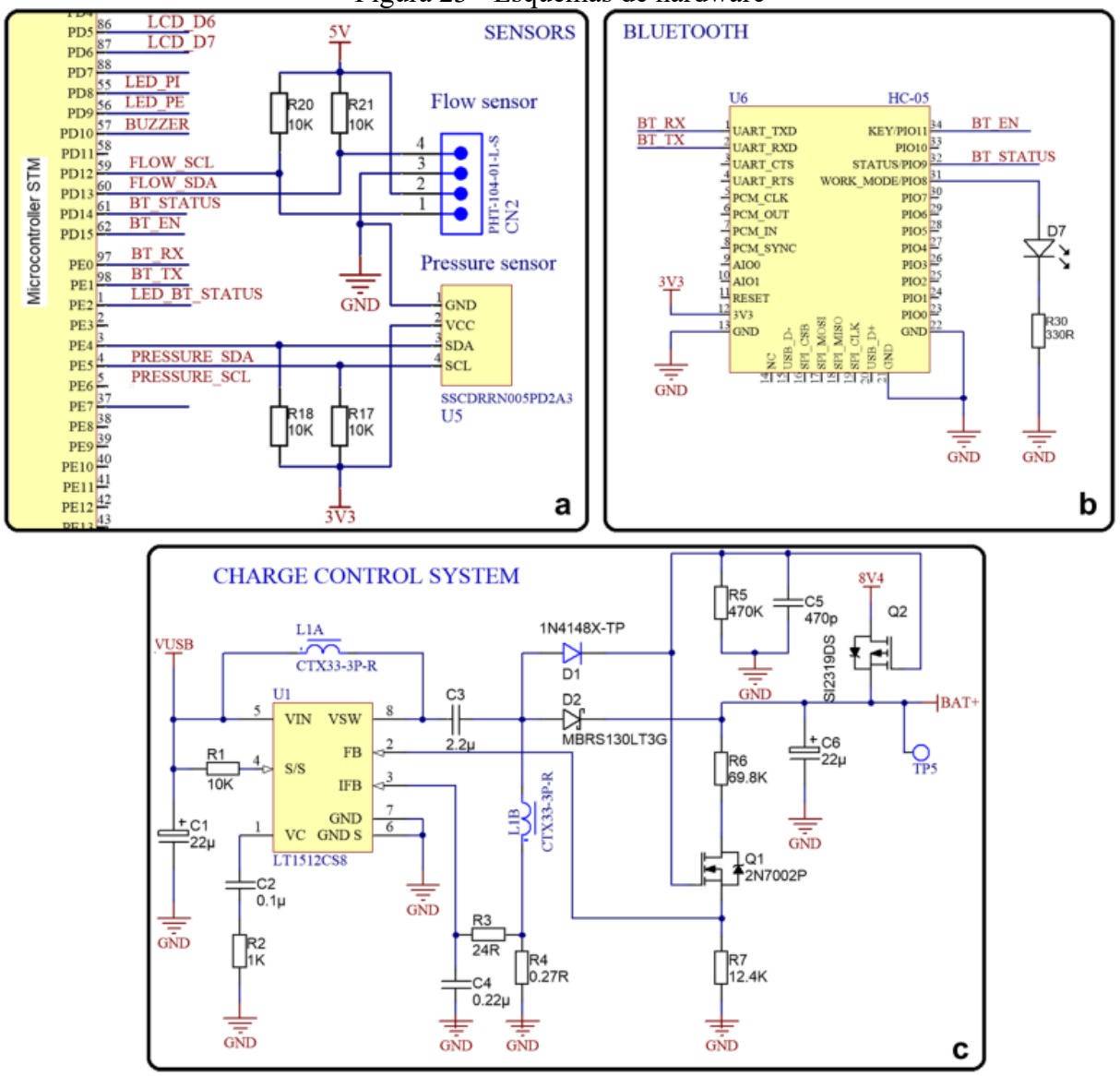


Legenda: (A) Um microcontrolador STM. (B) Placa de circuito impressodesenvolvido. (A) Um microcontrolador STM. (B) Sensor de pressão. (C) Fluxo conector do sensor. (D) Bluetooth módulo. (E) IOs digitais. (F) Bateria circuito carregador. (G) Conector USB e circuito regulador de tensão.
Fonte: PEREIRA *et al*. (2021).

A largura de banda dos sinais de pressão e fluxo foi de até 15 Hz para a pressão (ATS/ERS, 2002) e até 4 Hz para o fluxo. Como ambos os sensores são calibrados automaticamente, o componente de corrente contínua (DC) já está filtrado. Devido às características do sistema respiratório e da manobra, é necessário apenas um filtro passa-baixo.

Com base em testes de calibração e no uso prático do dispositivo, o filtro de média móvel foi considerado aceitável tanto para remover o ruído de alta frequência quanto para fornecer uma resposta de baixo atraso, conforme ilustrado na Figura 24.

Figura 23 - Esquemas de hardware



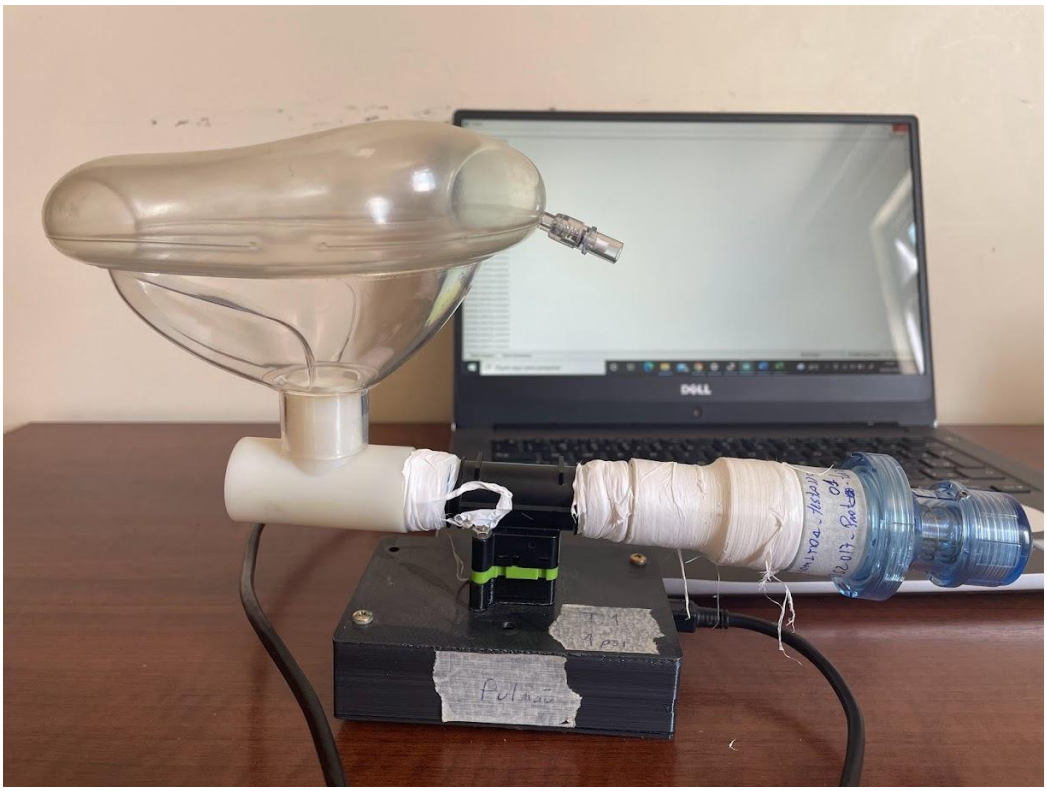
Legenda: (a) conexões do sensor; (b) módulo Bluetooth; (c) sistema de controle de carga.
Fonte: PEREIRA *et al*. (2021).

4.2 Segundo estudo – protótipo

Este é um estudo intervencionista de abordagem quantitativa, realizado entre abril e junho de 2022, no Laboratório de Bioengenharia, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), em Belo Horizonte, Minas Gerais. O estudo incluiu 15 válvulas, submetidas ao sensor de pressão acoplado ao sistema do equipamento EPAP, conforme ilustrado na Figura 25.

Para simular a respiração espontânea, foi utilizada uma seringa de 60 mL, a mesma aplicada no primeiro estudo. As medições ocorreram em bancada, ajustando as pressões a serem geradas pelo protótipo, com o objetivo de calibrar as pressões de 2,5 cmH_2O; 5,0 cmH_2O; 10,0 cmH_2O; 15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O, pressões que não correspondem à escala inicialmente proposta pelo equipamento, conforme mostrado no primeiro estudo. O resultado deste estudo proporcionará aos profissionais de fisioterapia respiratória maior assertividade na aplicação da PEP em pacientes.

Figura 24 - Sensor acoplado ao equipamento EPAP e ao sistema de aquisição do programa *PuTTY*



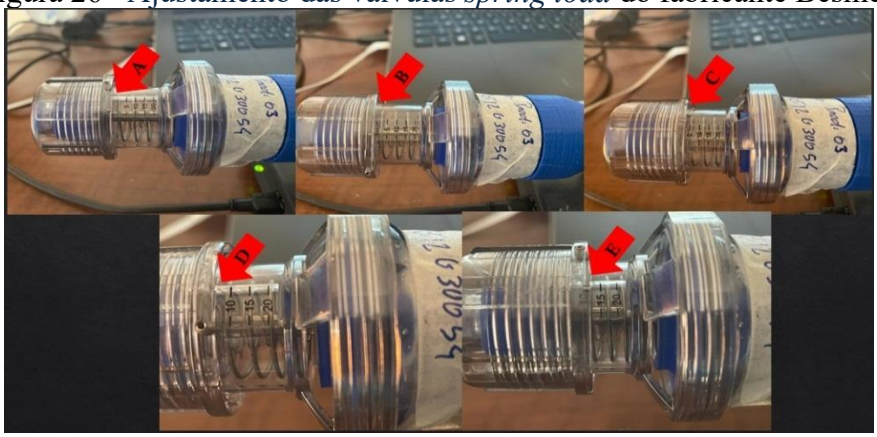
Fonte: Elaborada pela autora.

As válvulas *spring load* de cada fabricante foram ajustadas para a pressão positiva expiratória correta, atendendo aos valores da escala inicialmente proposta, utilizando o programa *PuTTY*. Para cada válvula, foram realizadas 100 medições (totalizando 15 válvulas ajustadas), conforme ilustrado nas figuras dos respectivos fabricantes: Ventcare (Figura 26), Besmed (Figura 27) e Headstar (Figura 28).

Figura 25 - Ajustamento das *válvulas spring load* do fabricante Ventcare

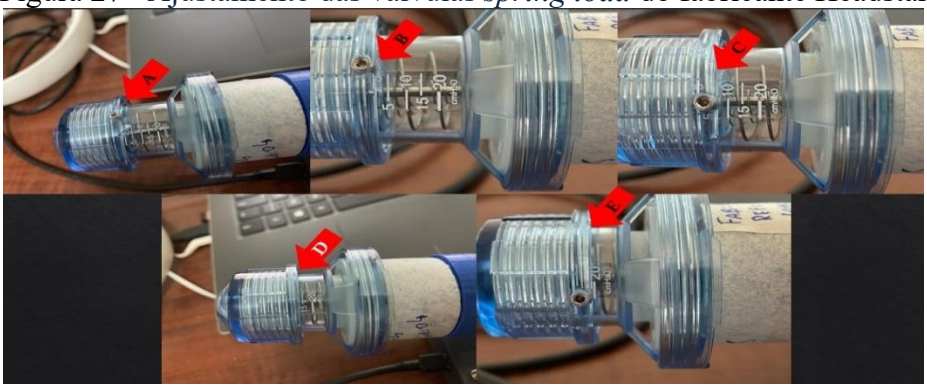
Nota: As válvulas *spring load* do fabricante Ventcare foram ajustadas para os seguintes intervalos: 2,5 (A), 5 (B), 10 (C), 15 (D) e 20 (E) cmH_2O, por meio do sistema de aquisição. No entanto, as marcações, indicadas pelas setas no equipamento, validaram valores inferior aos propostos na escala.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 26 - Ajustamento das válvulas *spring load* do fabricante Besmed



Nota: As válvulas *spring load* do fabricante Besmed foram ajustadas para os seguintes intervalos: 2,5 (A), 5 (B), 10 (C), 15 (D) e 20 (E) cmH_2O, por meio do sistema de aquisição. No entanto, as marcações, indicadas pelas setas no equipamento, validaram valores inferiores aos propostos na escala.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 27 - Ajustamento das válvulas *spring load* do fabricante Headstar



Nota: As válvulas *spring load* do fabricante Headstar foram ajustadas para os seguintes intervalos: 2,5 (A), 5 (B), 10 (C), 15 (D) e 20 (E) cmH_2O, por meio do sistema de aquisição. No entanto, as marcações, indicadas pelas setas no equipamento, validaram valores inferiores aos propostos na escala.
Fonte: Elaborada pela autora.

4.3 Terceiro estudo

Nos testes realizados para o terceiro estudo, foi incorporado um ventilador mecânico, cuja função é insuflar os pulmões com um volume de ar, gerando pressões positivas (pressão inspiratória e pressão na via aérea expiratória). Além disso, foram utilizados um sensor de pressão e um pulmão de teste para validação das ofertas de PEP propostas pelo equipamento EPAP.

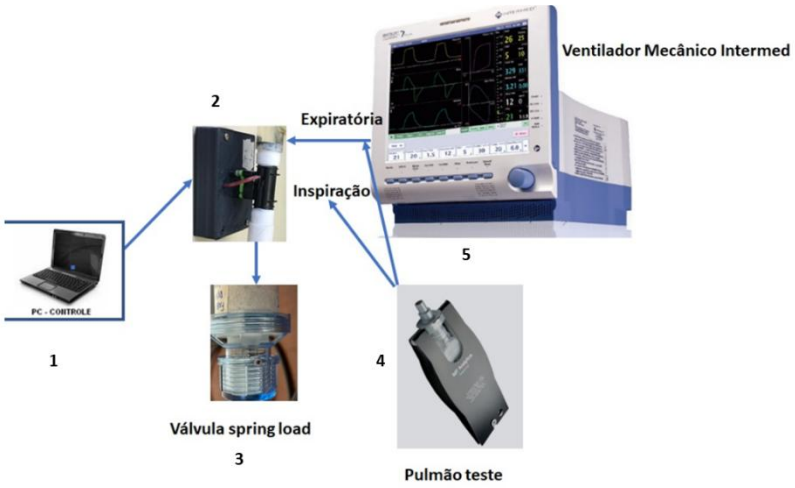
O sensor foi instalado na saída de pressão expiratória positiva do ventilador mecânico da marca *Intermed*, modelo *Inter* 7 *Plus*, configurado no modo ventilatório A/C (controle a volume), com fluxo respiratório de 30 L/min, volume corrente de 500 mL, frequência respiratória de 10 irpm e PEPs de 0, 5 e 10 cmH_2O.

Os testes foram realizados no Laboratório de Fisiopatologia Experimental, no Departamento de Ciências Biológicas e no Centro de Pesquisa em Ciências Biológicas da Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), em Ouro Preto, MG, Brasil. Foram avaliadas 15 válvulas de diferentes fabricantes: *Ventcare*, *Besmed* e *Headstar*, sendo 5 válvulas de cada fabricante.

Cada válvula foi testada durante 2 minutos nas pressões de 0 cmH_2O, 5 cmH_2O e 10 cmH_2O. Para pressões superiores a 10 cmH_2O de PEP, o ventilador não conseguiu realizar a ventilação. Dessa forma, foi possível observar que, caso essas válvulas sejam ajustadas para pressões superiores a 10 cmH_2O em pacientes, há risco de causar lesões pulmonares, conforme demonstrado nos estudos anteriores (primeiro e segundo).

Os ajustes de pressão foram realizados em todas as 15 válvulas e validados por meio dos registros gerados pelo sistema, conforme demonstrado na Figura 29.

Figura 28 - Sistema de medição PEP



Legenda: Esquema do sistema de medição PEP: 1) Sistema de aquisição PC; 2) sensor de pressão; 3) válvulas *spring load*; 4) pulmão teste; 5) ventilador mecânico Intermed.
Fonte: Elaborada pela autora.

A Figura 30 apresenta a calibração realizada em todas as etapas de medição, com alterações na PEP para 0, 5 e 10 cmH_2O. Durante o processo, foram realizadas calibrações no equipamento. As setas indicam os valores de PEP de 0 cmH_2O gerados pela válvula e medidos pelo modo ventilatório.

Figura 29 - Calibração do sistema com ventilador mecânico, sensor de pressão, pulmão teste e aquisição de sinais

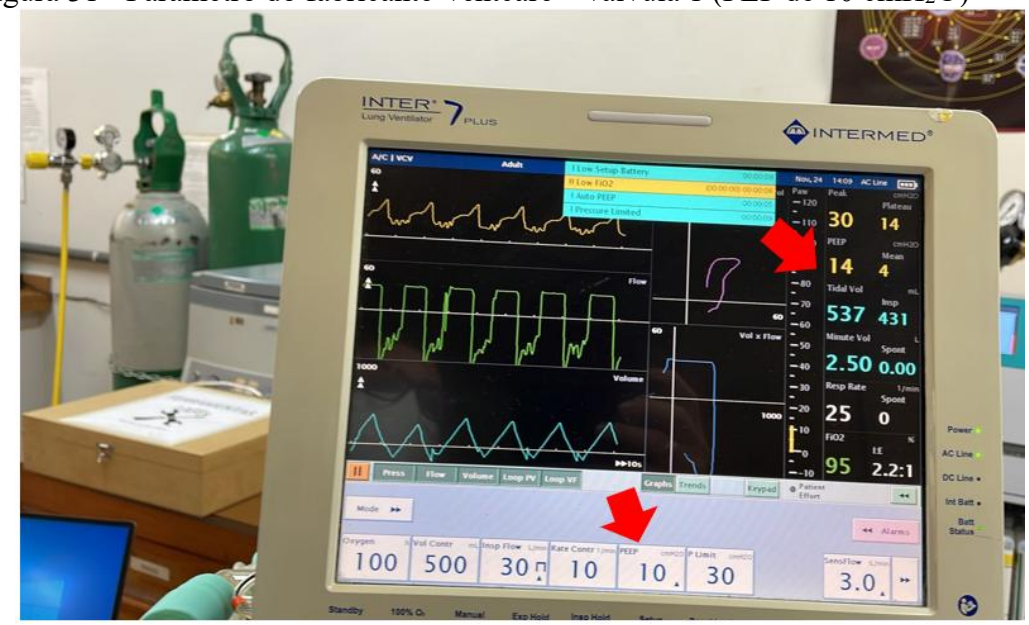
Fonte: Elaborada pela autora.

A seguir, são exibidas imagens (Figuras de 31 a 43) que validam os testes realizados com o ventilador mecânico e o pulmão de teste, correspondentes a cada pressão configurada nas válvulas.

Figura 30 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 1 (PEP de 5 cmH_20)

Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 1 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 6 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 31 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 1 (PEP de 10 cmH_2O)

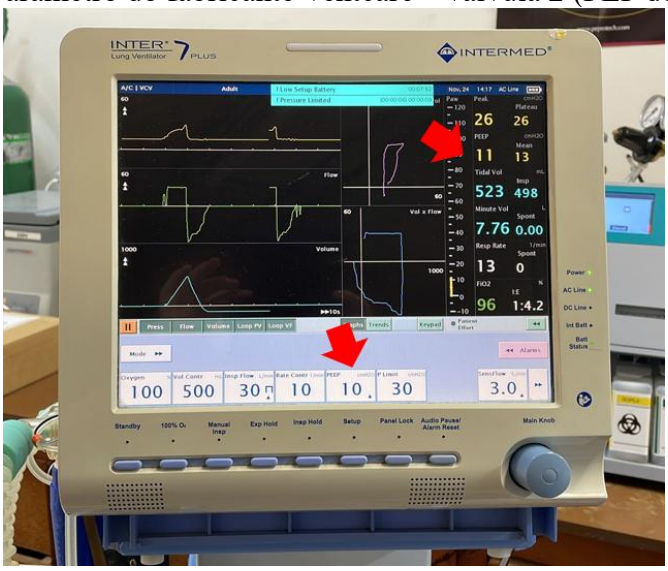


Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 1 foi ajustada para 10 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 14 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 32 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 2 (PEP de 5 cmH_2O)

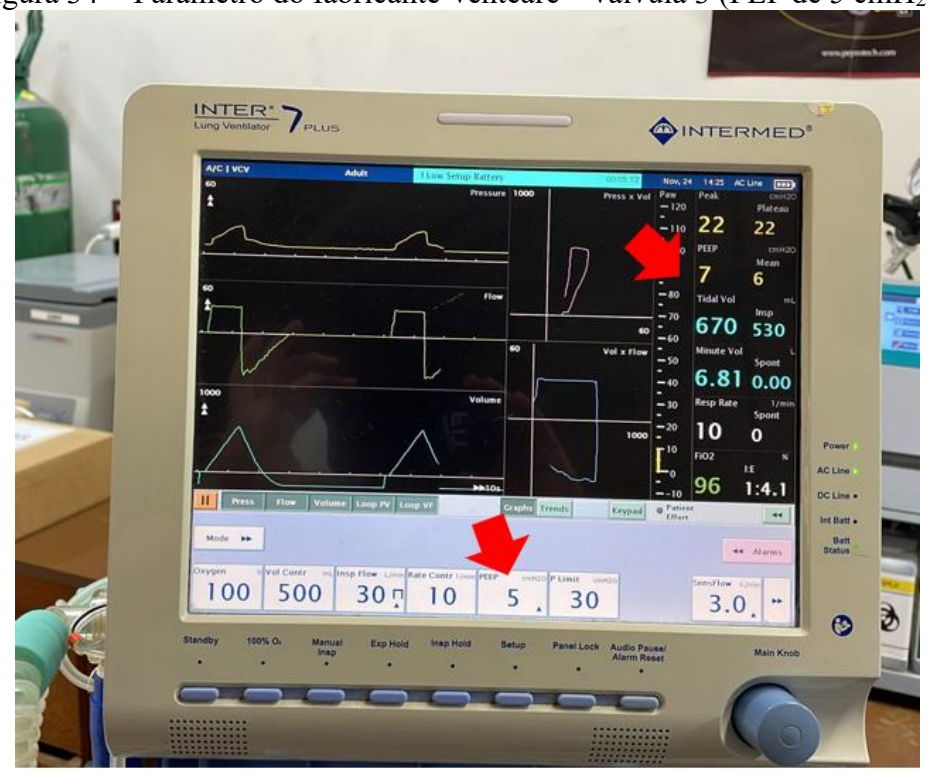
Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 2 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 6 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 33 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 2 (PEP de 10 cmH_2O)



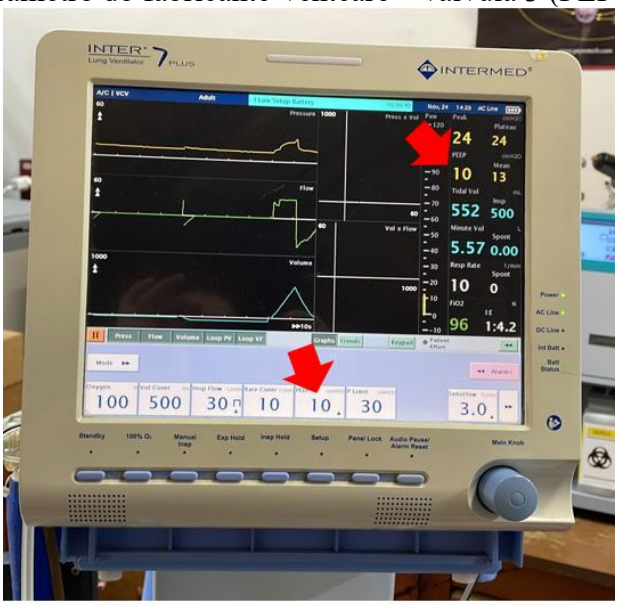
Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 2 foi ajustada para 10 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 11 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 34 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 3 (PEP de 5 cmH_2O)



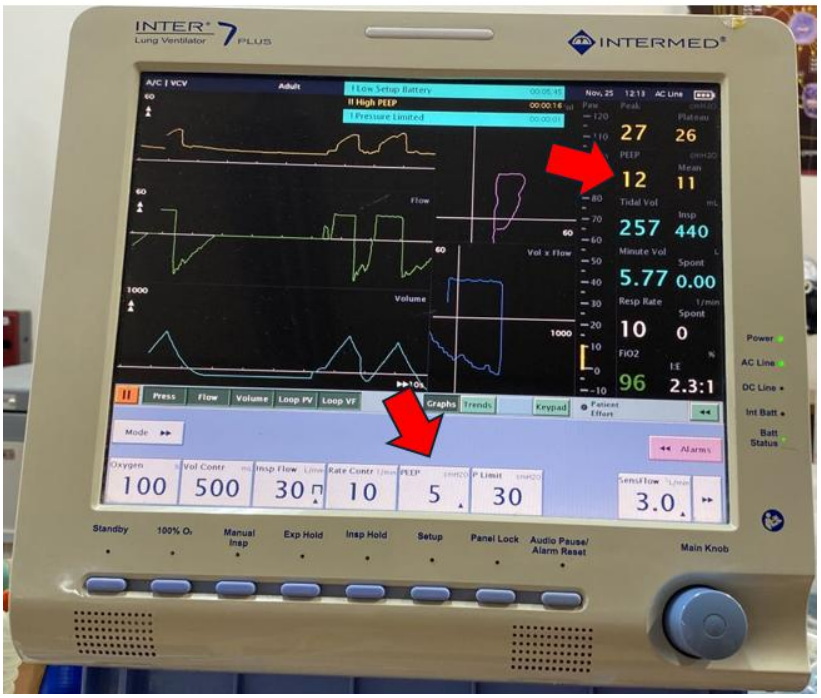
Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 3 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 7 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 35 - Parâmetro do fabricante Ventcare – válvula 3 (PEP de 10 cmH_2O)



Nota: Para o fabricante Ventcare, a válvula 3 foi ajustada para 10 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 10 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 36 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 1 (PEP de 5 cmH_2O)

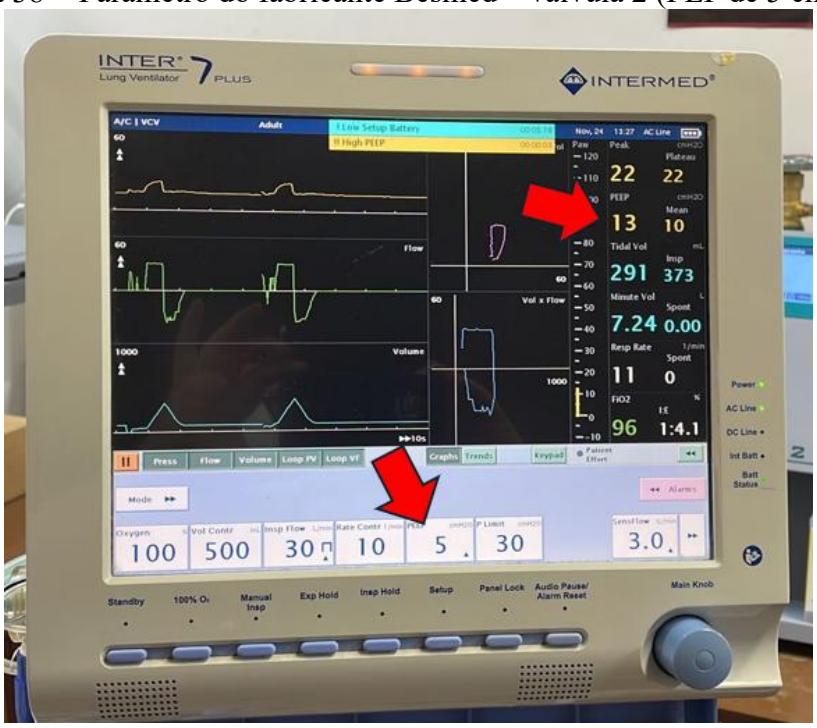


Nota: Para o fabricante Besmed, a válvula 1 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 12 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 37 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 1 (PEP de 10 cmH_2O)

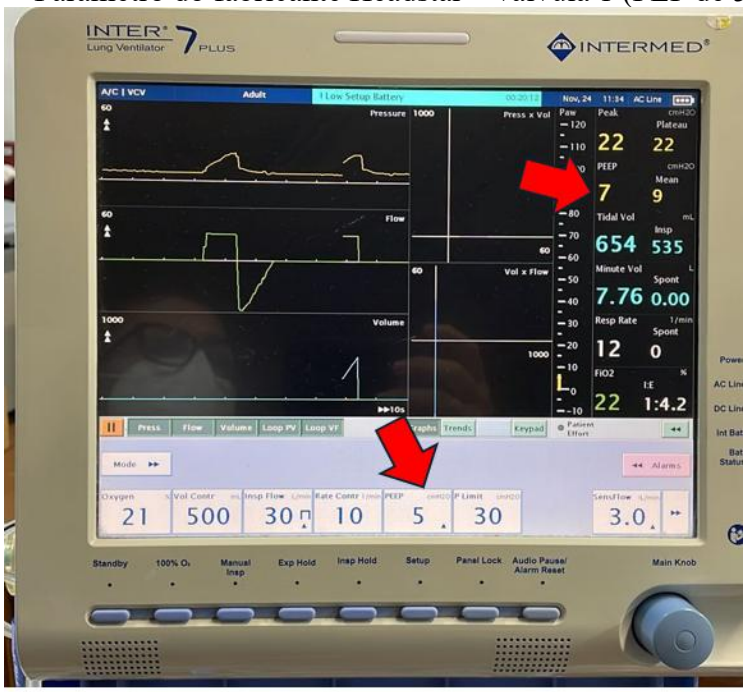
Nota: Para o fabricante Besmed, a válvula 1 foi ajustada para 10 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 14 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 38 - Parâmetro do fabricante Besmed – válvula 2 (PEP de 5 cmH_2O)



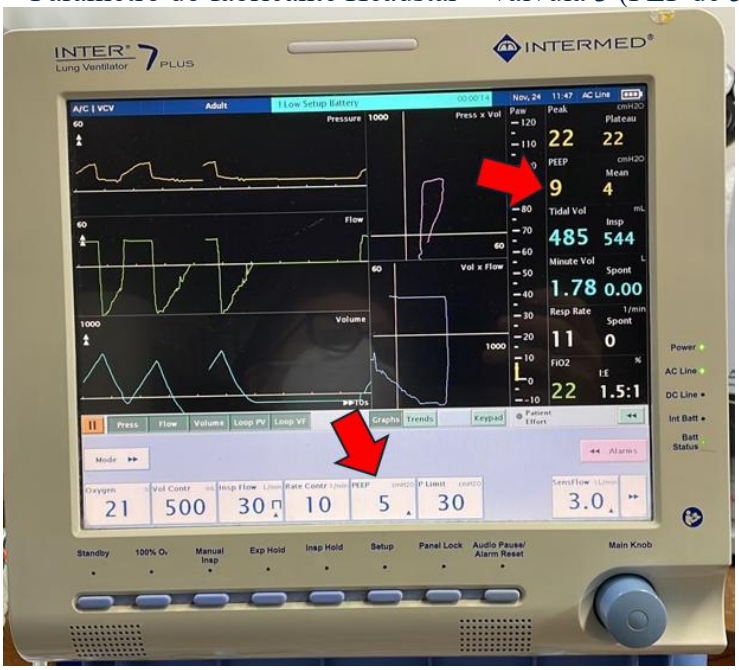
Nota: Para o fabricante Besmed, a válvula 2 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 13 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte; Elaborada pela autora.

Figura 39 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 1 (PEP de 5 cmH_2O)



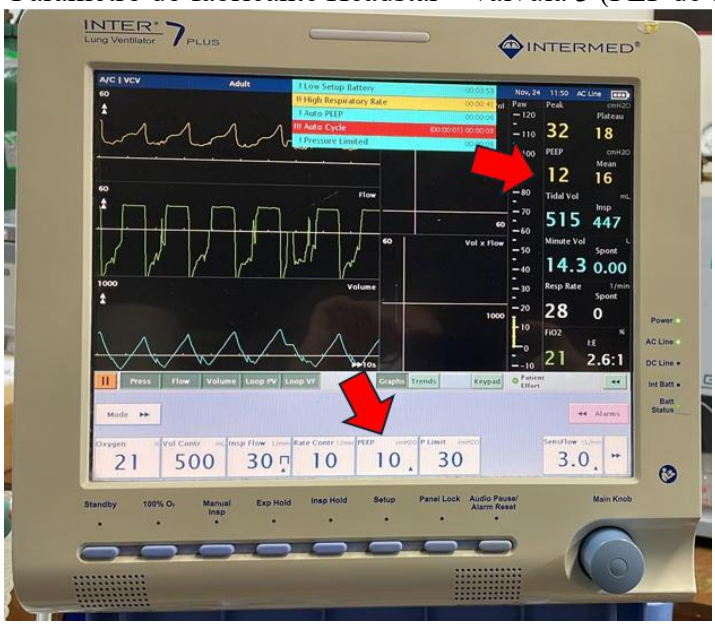
Nota: Para o fabricante Headstar, a válvula 1 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 7 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 40 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 3 (PEP de 5 cmH_2O)



Nota: Para o fabricante Headstar, a válvula 3 foi ajustada para 5 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 9 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 41 - Parâmetro do fabricante Headstar – válvula 3 (PEP de 10 cmH_2O)



Nota: Para o fabricante Headstar, a válvula 3 foi ajustada para 10 cmH_2O, enquanto o ventilador mecânico validou 12 cmH_2O, com um ajuste de volume corrente de 500 mL. As setas indicam a diferença na PEP gerada entre o valor configurado na válvula e o valor medido pelo ventilador mecânico.
Fonte: Elaborada pela autora.

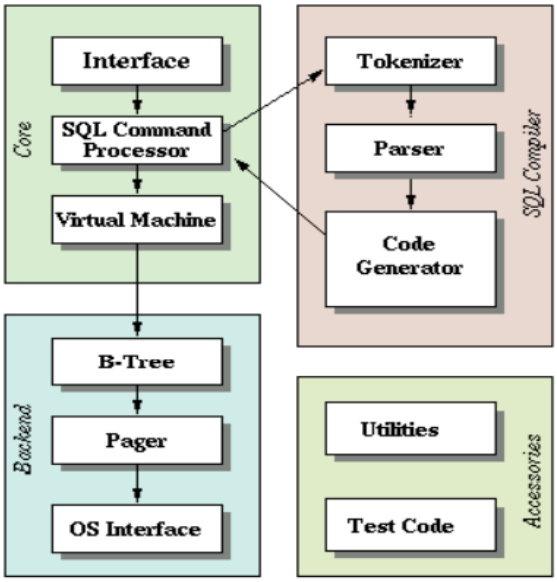
4.3.1 Programação

Esta etapa envolve um programa (sistema de aquisição) destinado a apoiar os profissionais da área de fisioterapia respiratória no acompanhamento da evolução dos pacientes, monitorando os valores da PEP gerada e o respectivo valor do volume corrente da PEP aplicada. O ajuste da válvula *spring load*, por meio do equipamento protótipo, garantirá a calibração correta, que será disponibilizada ao paciente para o tratamento. Para esta etapa, foi utilizado o laboratório de Bioengenharia da UFMG, com o sistema de aquisição proposto no trabalho na segunda fase.

O programa utiliza a linguagem *SQLite* (*Light Database System*), um sistema de gerenciamento de banco de dados relacional leve e de fácil utilização. O *SQLite* é amplamente adotado como padrão internacional para manipulação e consulta de dados em bancos de dados relacionais, devido à sua simplicidade de operação e suporte a múltiplas plataformas. A principal vantagem do *SQLite* é sua arquitetura simplificada, que permite a execução de consultas dinâmicas e o uso de tipos de dados básicos, tornando-o altamente eficiente para aplicações que exigem um gerenciamento ágil de banco de dados. Além disso, o SQLite não requer a configuração de um servidor dedicado, o que o torna ideal para sistemas embarcados ou aplicativos que demandam leveza e portabilidade.

A arquitetura do *SQLite* (Figura 43) é relativamente simples, e uma breve descrição é suficiente para compreender seu funcionamento. Ele opera de forma autônoma, armazenando os dados em arquivos locais, o que o diferencia de sistemas de banco de dados mais complexos, que requerem uma infraestrutura de servidor.

Figura 42 - Arquitetura do SQLITE



Fonte: https://www.sqlite.org/about.html

O Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD) oferece serviços de armazenamento, consulta e atualização de bancos de dados. As figuras 44 e 45 resumem os requisitos mais importantes para SGBDs e as principais tecnologias desenvolvidas para atendê-los.

Figura 43 - Esquemas de hardware – conexões do sensor (a), módulo Bluetooth (b) e sistema de controle de carga (c)

Principais requisitos para SGBDs	
Requisito	**Definição**
Facilidade de uso	a modelagem do banco de dados deve refletir a realidade das aplicações, e o acesso aos dados deve ser feito de forma simples
Correção	os dados armazenados no banco de dados devem refletir um estado correto da realidade modelada
Facilidade de manutenção	alterações na forma de armazenamento dos dados devem afetar as aplicações o mínimo possível
Confiabilidade	atualizações não devem ser perdidas e não devem interferir umas com as outras
Segurança	o acesso aos dados deve ser controlado de acordo com os direitos definidos para cada aplicação ou usuário
Desempenho	o tempo de acesso aos dados deve ser compatível com a complexidade da consulta

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 44 - Esquemas de hardware – conexões do sensor (a), módulo Bluetooth (b) e sistema de controle de carga

Principais tecnologias para SGBDs	
Requisito	**Definição**
Facilidade de uso	linguagem de definição de dados e linguagem de consulta baseadas em modelo de dados de alto nível
Correção	restrições de integridade, triggers e assertivas
Facilidade de manutenção	especificação do banco de dados em níveis, isolando os detalhes de armazenamento das aplicações
Confiabilidade	transações atômicas implementadas através de mecanismos para controle de concorrência e mecanismos de recuperação em caso de falhas
Segurança	níveis de autorização e controle de acesso
Desempenho	otimização de consultas, baseada em métodos de acesso e de armazenamento eficientes, gerência eficaz do buffer pool e modelos de custo, entre outras tecnologias

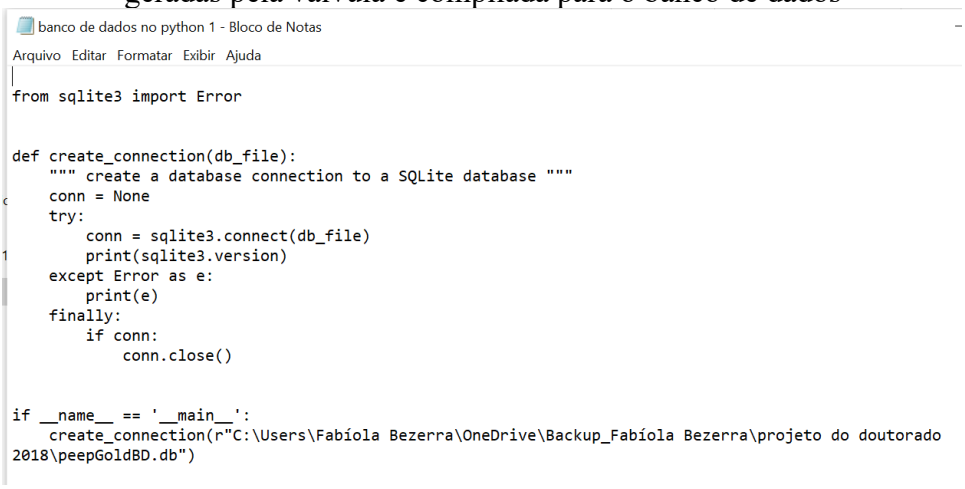
Fonte: Elaborada pela autora.

Os SGBD-R seguem o modelo relacional de dados, no qual um banco de dados é organizado como uma coleção de relações, cada uma com atributos de um tipo específico. Nos sistemas comerciais atuais, os tipos incluem números inteiros, de ponto flutuante, cadeias de caracteres, datas e campos binários longos (BLOBs). Para esses tipos, estão disponíveis uma variedade de operações (exceto para o tipo BLOB), como operações aritméticas, de conversão, de manipulação textual e operações com datas. Os SGBD-R foram concebidos para atender às necessidades de aplicações que manipulam grandes volumes de dados convencionais. De fato, tais sistemas não oferecem recursos para atender às necessidades de aplicações não convencionais. A mera simulação de tipos de dados não convencionais em um SGBD-R pode ter efeitos colaterais, como queda de desempenho, dificuldade de codificação e manutenção posterior da aplicação.

A linguagem de programação adotada foi o Python, uma linguagem de programação de alto nível amplamente utilizada. Sua filosofia de design enfatiza a legibilidade do código, e sua sintaxe permite que os programadores expressem conceitos em menos linhas de código do que seria possível em linguagens como C. As construções da linguagem possibilitam a criação de programas claros, tanto em pequena quanto em grande escala. O recurso mais importante do Python é o suporte a múltiplos paradigmas de programação, incluindo orientação a objetos, programação imperativa, funcional e estilos procedimentais. O Python suporta um sistema de tipos dinâmico, gerenciamento automático de memória e possui uma extensa biblioteca padrão. Além disso, interpretadores estão disponíveis para muitos sistemas operacionais.

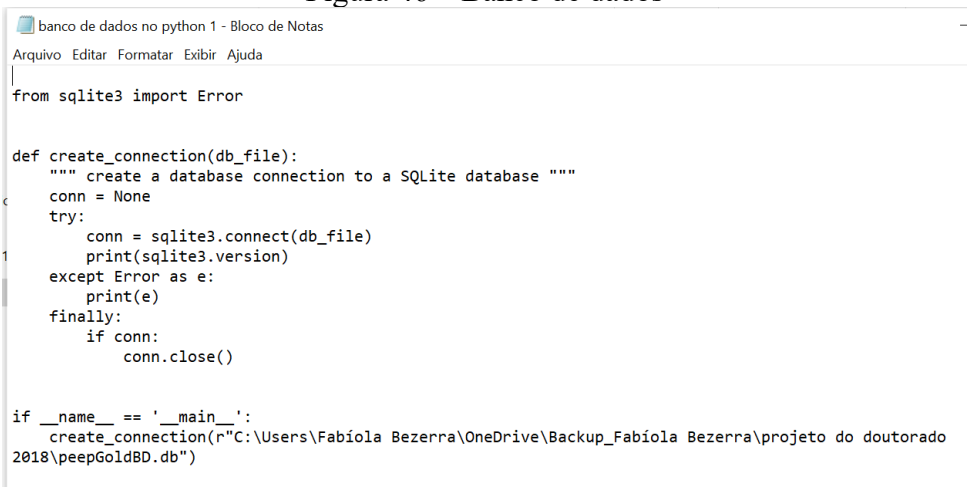
As etapas para criar o programa em Python incluem a criação de um novo projeto, com subpastas para criar o banco de dados (Figura 46), ler o serial do sensor (Figura 47) e gerar gráficos de pressão do novo equipamento (Figura 48). Seguem as figuras da programação de cada etapa.

Figura 45 - Leitura da porta serial do sensor de pressão - processo de aquisição das pressões geradas pela válvula e compilada para o banco de dados



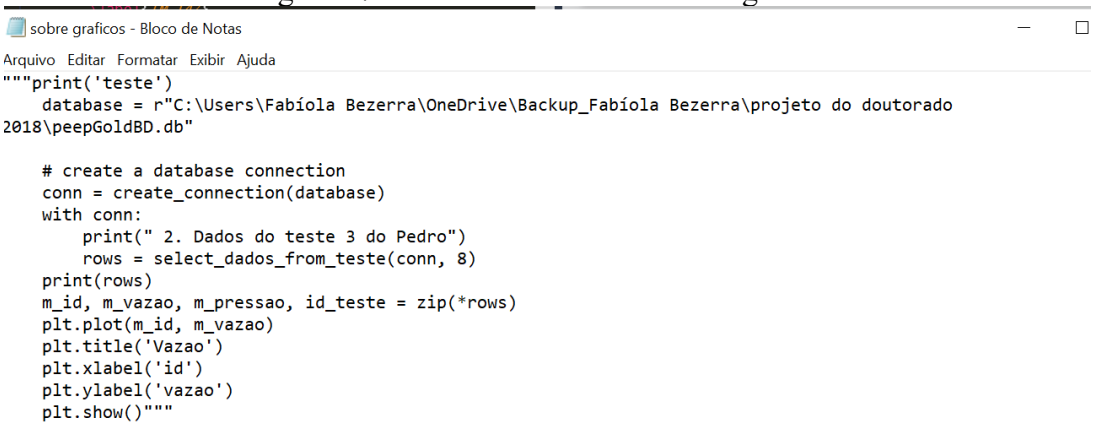
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 46 – Banco de dados



Nota: Banco de dados estruturado para armazenar informações detalhadas de cada paciente, permitindo um acompanhamento contínuo e preciso dos parâmetros respiratórios VC (Volume Corrente), PEP (Pressão expiratória Positiva), Complacência Pulmonar e Vazão.
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 47 - Banco de dados – módulo gráficos



Nota: As variáveis VC, PEP, Complacência Pulmonar são registradas de maneira contínua, permitindo que os profissionais de saúde acompanhem a evolução dos pacientes ao longo do tempo por meio de geração gráficos para facilitar a análise clínica, auxiliando na tomada de decisões e no ajuste dos tratamentos.
Fonte: Elaborada pela autora.

Nesta etapa, o programa permite o acompanhamento do paciente por meio da análise de valores médios de pressão e vazão, apresentados graficamente, evidenciando a evolução do quadro clínico. Essa visualização será um recurso importante para que os profissionais de fisioterapia respiratória possam realizar diagnósticos mais precisos com base na avaliação clínica.

É importante destacar que ajustes nos componentes poderão ocorrer durante a execução do protótipo, com o objetivo de otimizar o funcionamento do sistema. A conexão estabelecida proporcionará aos profissionais acesso a relatórios detalhados sobre a Pressão Expiratória Positiva Final (PEP) com maior precisão, garantindo maior eficiência e eficácia no tratamento de doenças relacionadas ao sistema respiratório.

Nesta etapa, foi aplicado o seguinte protocolo: os fabricantes de pesquisa foram divididos nos seguintes grupos: Ventcare, Besmed e Headstar. A pesquisa experimental contou com cinco válvulas de cada fabricante:

- Fabricante Ventcare: foram realizados testes com 100 medições para cada valor da válvula: 2,5 cmH_2O, 5,0 cmH_2O, 10,0 cmH_2O, 15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O.
- Fabricante Besmed: foram realizados testes com 100 medições para cada valor da válvula: 2,5 cmH_2O, 5,0 cmH_2O, 10,0 cmH_2O, 15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O.
- Fabricante Headstar: foram realizados testes com 100 medições para cada valor da válvula: 2,5 cmH_2O, 5,0 cmH_2O, 10,0 cmH_2O, 15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O.

Após a coleta dos dados, estes foram tratados pelo software *GraphPad Prism* 8.0 (San Diego, CA, EUA). Os dados foram expressos em mediana, valor mínimo e valor máximo. Para testar a normalidade dos dados, foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Para a avaliação dos dados não paramétricos, foi utilizado o teste de *Friedman* com pós-teste *Dunn*. Foi considerada diferença significativa quando $p < 0,05$.

4.4 Análises estatísticas

Os dados foram expressos como mediana, e nos percentis 25% e 75 %. A distribuição de cada medida de resultado foi analisada usando o teste de *Shapiro-Wilk*. Para a análise estatística foi utilizado o teste de *Friedman*, seguido do pós-teste de *Dunn*. O nível de significância foi fixado em $p < 0,05$. Todos os testes estatísticos foram realizados com o software *GraphPad Prism* versão 8.0 (*GraphPad, San Diego, CA, EUA*).

5 JUSTIFICATIVA

Vários estudos demonstram a importância da fisioterapia respiratória no tratamento de doenças pulmonares, especialmente com o uso do EPAP. No entanto, não existem estudos que avaliem a acurácia das pressões geradas pela válvula *spring load*. Diante dessa lacuna e do caráter pioneiro do tema, identificou-se a viabilidade de desenvolver uma pesquisa com grande potencial para contribuir significativamente com os estudos clínicos e científicos na área da fisioterapia respiratória.

6 RESULTADOS

6.1 Primeiro estudo

No primeiro estudo, foram efetuadas 100 medições em cada nível de PEP definido nas válvulas, de 2,5 a 20 cmH_2O, para cada fabricante (Figura 49).

Neste estudo, cada fabricante (Ventcare, Besmed e Headstar) foi testado, abrangendo um total de cinco válvulas por fabricante. Houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) em todos os fabricantes: Ventcare ((6,0 (5,5-6,2)), Besmed ((6,0 (4,13-7,50)) e Headstar ((8,0 (4,23-8. 50), em comparação com a linha de base para o valor a 2,5 cmH_2O, bem como um aumento ($p<0,0001$) do fabricante Headstar ((8,0 (4,23-8,50)) em comparação com Ventcare (6,0/5,5-6,2). Observou-se também um aumento entre os fabricantes ($p< 0,0001$) Headstar ((8,0 (4,23-8,50)) em relação a Besmed ((6,0 (4,13-7,50)) (Figura 49, 1A).

Para o parâmetro de 5,0 cmH_2O, houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) em todos os fabricantes – Ventcare ((12,2 (11,8-14,2)), Besmed (14,1 (11,0-14,5)) e Headstar ((14 (11,1-16)) – quando comparados à linha de base. Além disso, houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) do fabricante Besmed ((14,1 (11-14,5)) comparado a Ventcare (12,2 (11,8-14,2)), e também em Headstar ((14 (11,1-16)) comparado a Ventacare ((12,2 (11,8-14,2)), (Figura 49,1B).

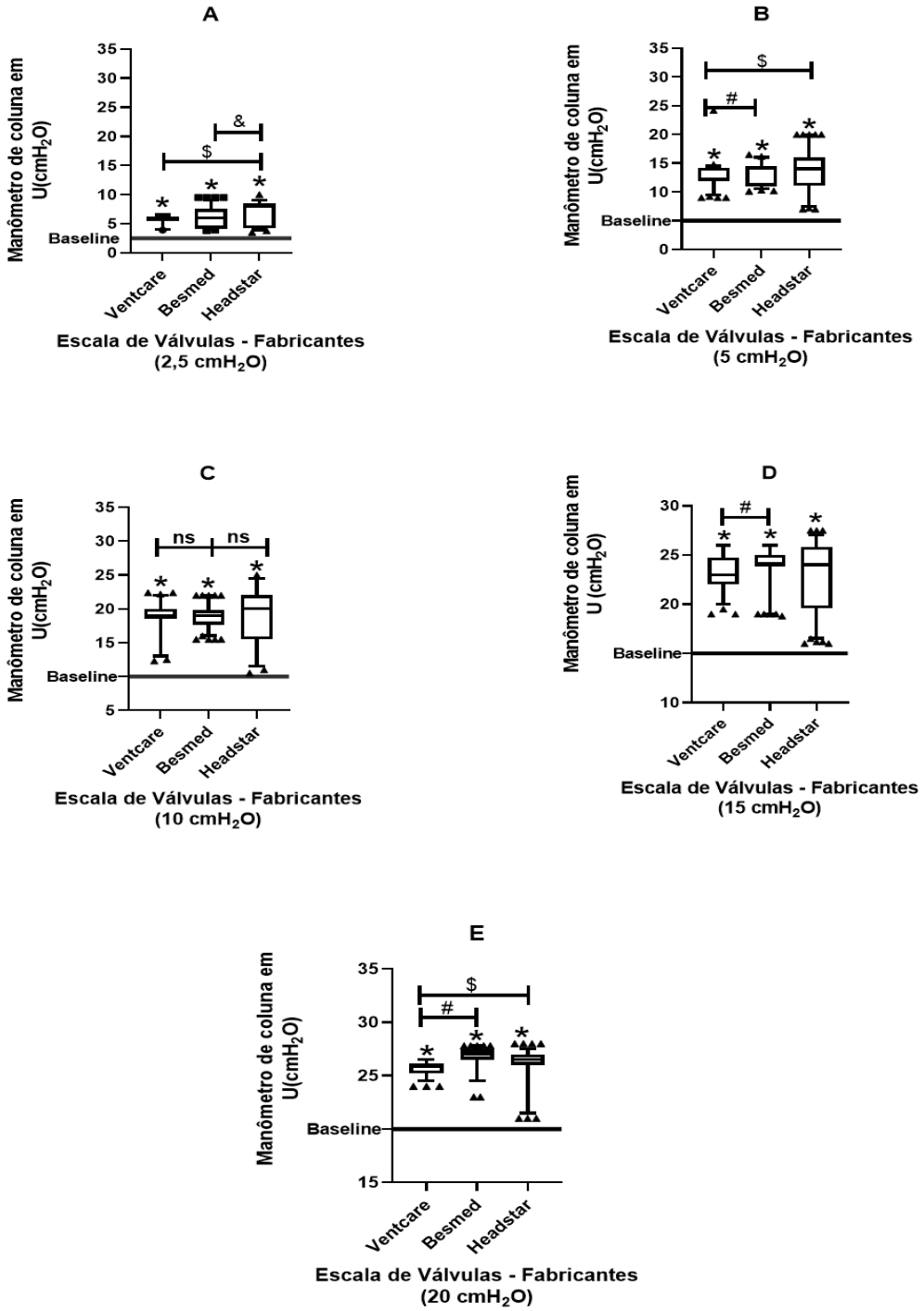
Em relação ao parâmetro de 10,0 cmH_2O, houve um aumento significativo ($p<0,05$) em todos os fabricantes: Ventcare ((19 (18,5-20,0)), Besmed ((19 (17,65-19,80)), Headstar ((20 (15,50-22,0)) em relação ao basal. Não se registou um aumento significativo entre os fabricantes (Figura 49, 1C).

A análise do parâmetro de 15,0 cmH_2O mostrou um aumento significativo ($p<0,0001$) em todos os fabricantes: Ventcare ((23 (22,0-24,8)), Besmed ((24,1 (23,8-25,0)), e Headstar ((24 (19,6-25,8)), em comparação com a linha de base, bem como entre os fabricantes ($p< 0,0001$) Besmed ((24,1 (23,8-25,0)) em comparação com Ventcare ((23,0(22,0 -24,8)), (Figura 49, 1D).

Para o parâmetro de 20,0 cmH_2O, houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) em todos os fabricantes: Ventcare ((26,0 (25,2-26,0)), Besmed ((27,0 (26,5-27,5)) e Headstar ((26,5 (26,0-27,0)) em relação à linha de base. Da mesma forma, houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) do fabricante Besmed ((27,0 (26,5-27,5)) em comparação com Ventcare ((26,0 (25,2-26,0)) e do Headstar ((26,5 (26,0-27,0)) em comparação com Ventcare ((26,0 (25,2-26,0))

(Figura 49, 1E). Para todos os valores foi aplicada a análise estatística de variância *Friedman test* seguida do pós-teste de Dunn.

Figura 48 - Resultados do primeiro estudo



Nota: Os gráficos de caixa mostram as medidas dos quartis, percentis 5% e 95% (bigodes) e valores extremos mínimos e máximos (▲) para as pressões expiratórias finais positivas geradas pelas válvulas ajustadas de 2,5 cmH_2O a 20 cmH_2O pelos fabricantes Ventcare, Besmed e Headstar; (*) uma diferença significativa em comparação com a linha de base; (#) uma diferença significativa entre Besmed e Ventcare; ($) uma diferença significativa entre Headstar e Ventcare; (&) uma diferença significativa entre Headstar e Besmed.
Fonte: Elaborada pela autora.

6.1.1 Medições e análises do sistema - (reprodutibilidade e repetitividade R&R)

Para a análise desses parâmetros, foram avaliadas válvulas dos fabricantes Ventcare, Besmed e Headstar. De acordo com os critérios de aprovação dos procedimentos de medição utilizando o parâmetro GRR, as pressões medidas de 2,5; 5; 10 e 20 cmH_2O de todos os fabricantes ficaram na faixa (0 - 27,4%), concluindo, assim, a faixa de medição aceitável para o processo (% R&R < 10%), bem como (10% ≤ R&R ≤ 30%). No entanto, para o parâmetro 15 cmH_2O, o fabricante Besmed é considerado inaceitável (% R&R >30 %), como mostra a Figura 50.

Figura 49 - Parâmetros de reprodutibilidade e repetitividade

Fabricantes	Parametros	2.5 cmH_2O	5.0 cmH_2O	10.0 cmH_2O	15.0 cmH_2O	20.0 cmH_2O
A	R&R	9.04%	27.44 %	9.38 0%	12.76 %	0%
	Repe	0.16	0.22	0.39	0.53	0.23
	Repro	0.32	5.40	2.53	4.86	0
	VP	1.85	3.87	6.63	8.39	9.89
B	R&R	22.57%	0 %	11.02 %	34.86%	17.24%
	Repe	0.31	0.48	0.51	0.89	0.86
	Repro	0.37	0	3.98	1.56	11.3
	VP	1.36	1.42	8.34	11.45	13.47
C	R&R	22.17%	17.49 %	19%	0 %	14.76 %
	Repe	0.19	0.38	0.45	0.65	0.86
	Repro	0.94	1.60	7.18	0	7.94
	VP	1.16	2.78	7.52	9.07	11.83

Nota: Dados analisados da avaliação metrológica do sistema de medição para a gama de R&R (avaliação do calibre combinado, a repetibilidade e a reprodutibilidade), Repe (repetibilidade da medição), Repro (reprodutibilidade da medição) e VP (variabilidade da peça).
Fonte: Elaborada pela autora.

6.1.2 Avaliação metrológica do sistema de medição

Certamente, o sistema de medição é um fator que tem grande influência sobre a confiabilidade do resultado de medição, mas não é o único. Também contam as habilidades do operador, as condições ambientais, etc. Cada fator que faz parte do processo de medição influencia o resultado, pois podem trazer componentes sistemáticos e aleatórios nas medições. Para este trabalho, foram avaliadas todas as possíveis fontes de incertezas do seu processo de medição, quantificando-se as influências sobre o resultado de medição e combinando-as, para o primeiro estudo, em que foram realizados os testes de bancada nos quais se obtiveram os resultados mostrados nas Tabelas de 1 a 5, quanto à na incerteza da medição para cada PEP.

Foram realizadas 100 medições em cada válvula *spring load* a fim de verificar o resultado da medição na presença de várias fontes de incertezas desse experimento. Os parâmetros de tendência (erro sistemático), correção (compensa o erro sistemático), t-student (coeficiente de student n-1 (graus de liberdade)), u (incerteza padrão) e IM (incerteza de medição).

Tabela 1 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 2,5 cmH_2O

Indicador	**Ventcare**	**Besmed**	**Headstar**
Média cmH_2O	6	6	8
Tendência	3,5	3,5	5,5
Correção	-3,5	-3,5	-5,5
u=s	0,77	0,79	2,4
t student	2,03	2,03	2,03
IM (Incerteza de Medição)	0,05	0,05	0,05

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 2 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 5 cmH_2O

Indicador	**Ventcare**	**Besmed**	**Headstar**
Média cmH_2O	12,2	14,1	14
Tendência	9	9	9
Correção	-9	-9	-9
u=s	2,06	2,14	3,74
t student	2,03	2,03	2,03
IM (Incerteza de Medição)	0,1	0,1	0,1

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 3 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 10 cmH_2O

Indicador	**Ventcare**	**Besmed**	**Headstar**
Média cmH_2O	19	19	20
Tendência	9	9	10
Correção	-9	-9	-10
u=s	2,66	1,71	4,30
t student	2,03	2,03	2,03
IM (Incerteza de Medição)	0,2	0,2	0,2

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 4 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 15 cmH_2O

Indicador	Ventcare	Besmed	Headstar
Média cmH_2O	23	24,1	25
Tendência	8	9,1	10
Correção	-8	-9,1	-10
u=s	1,84	1,91	2,97
t student	2,03	2,03	2,03
IM (Incerteza de Medição)	0,3	0,3	0,3

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 5 - Valores dos parâmetros de tendência, correção, u-s, t-student e IM para a PEP de 20 cmH_2O

Indicador	Ventcare	Besmed	Headstar
Média cmH_2O	26	27	26,5
Tendência	6	7	6,5
Correção	-6	-7	-6,5
u=s	2,03	2,03	0,95
t student	1,41	2,06	1,70
IM (Incerteza de Medição)	0,4	0,4	0,4

Fonte: Elaborada pela autora.

6.2 Segundo estudo em bancada com sensor de pressão

Na segunda amostra, foram efetuadas 20 medições em cada nível de PEP definido nas válvulas, de 2,5 a 20 cmH_2O, para cada fabricante (Figura 51). Neste estudo, cada fabricante (Ventcare, Besmed e Headstar) foi testado, abrangendo um total de cinco válvulas por fabricante.

Para a pressão 2,5 cmH_2O, não houve diferenças significativas entre os fabricantes Venticare e Headstar, mas houve diferença significativa ($p< 0,0001$) do fabricante Besmed ((4,70 (3,97-5,28)) em relação à linha base. Além disso, houve diferença significativa ($p< 0,0001$) do fabricante Besmed ((4,70 (3,97-5,27)) em comparação com Ventcare ((2,39(2,25 - 2,59)) e do Headstar ((2,8(2,43-3,60)) em relação a Besmed ((4,70 (3,97-5,27)), (Figura 51, 1A).

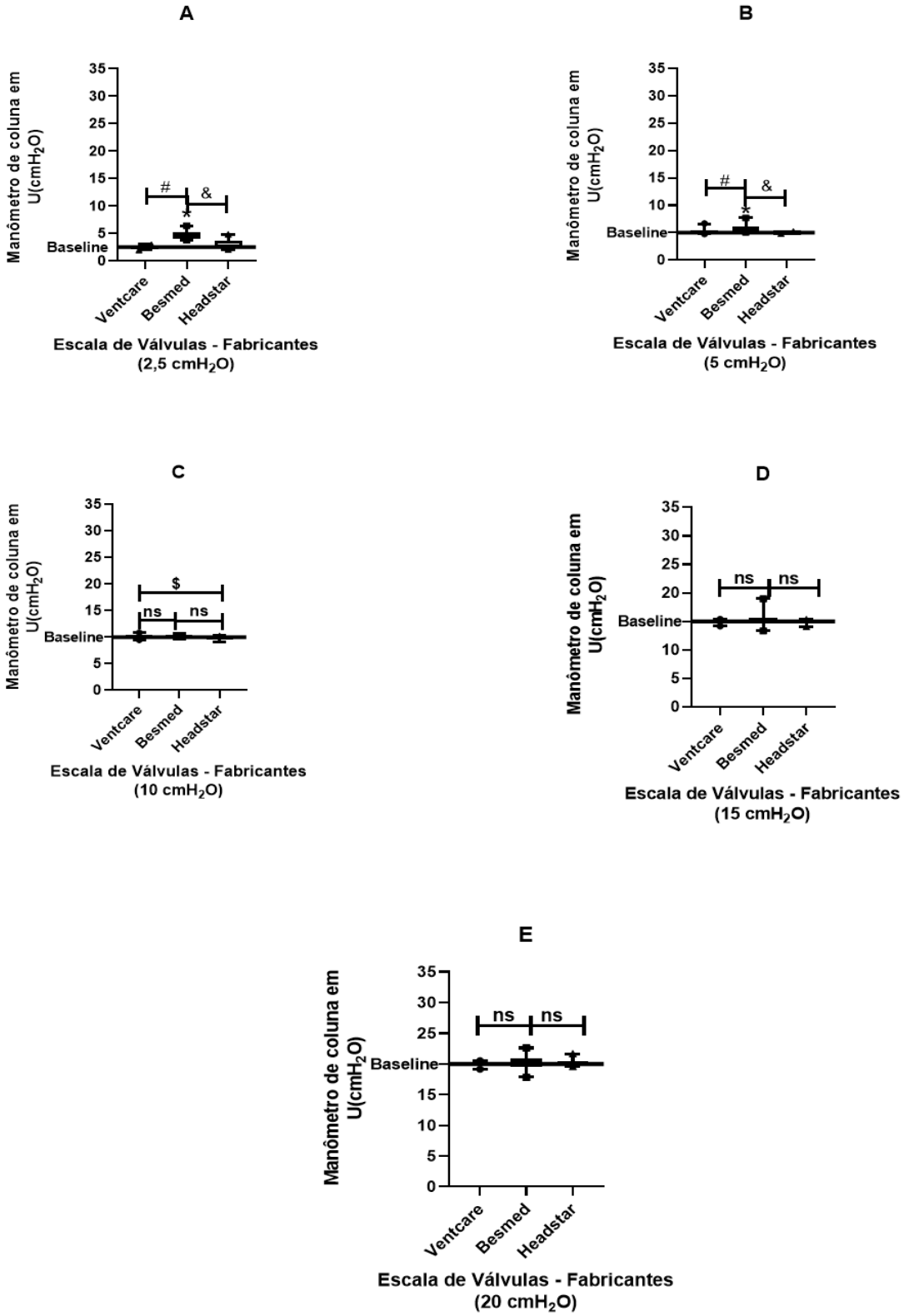
Para a pressão 5 cmH_2O, não houve diferenças significativas entre os fabricantes Ventcare e Headstar, mas houve diferenças significativas ($p< 0,0001$) do fabricante Besmed ((5,36 (5,13-6,08)) em relação à linha base, bem como houve diferença significativa do

fabricante Besmed ((5,36 (5,13-6,08)) em comparação com Ventcare ((5,12(4,93 -5,24)) e do Headstar ((5,01(4,94-5,12)) em relação a Besmed ((5,36 (5,13-6,08)) (Figura 51,1B).

Em relação ao parâmetro de 10,0 cmH_2O, não houve um aumento significativo ($p<0,05$) entre os fabricantes em relação ao basal. Mas houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) do fabricante Headstar ((9,81 (9,55-10,07)) em relação a Ventcare ((10,05,0 (9,87-10,3)) (Figura 51, 1C).

Na análise dos parâmetros de 15,0 cmH_2O e 20,0 cmH_2O, não houve diferença significativa ($p<0,0001$) em todos os fabricantes em relação à linha base nem entre os fabricantes (Figura 51, 1D e 1E). Para todos os valores, foi aplicada a análise estatística de variância *Friedman test*, seguido do pós-teste de Dunn.

Figura 50 - Resultados do segundo estudo



Nota: Os gráficos de caixa mostram as medidas dos quartis, percentis 5 e 95 (bigodes) e valores extremos mínimos e máximos (▲) para as pressões expiratórias finais positivas geradas pelas válvulas ajustadas de 2,5 cmH_2O a 20 cmH_2O pelos fabricantes Ventcare, Besmed e Headstar; (*) uma diferença significativa em comparação com a linha de base; (#) uma diferença significativa entre Besmed e Ventcare; ($) uma diferença significativa entre Headstar e Ventcare; (&) uma diferença significativa entre Headstar e Besmed.
Fonte: Elaborada pela autora.

6.3 Terceiro estudo em bancada com ventilador mecânico e o pulmão teste

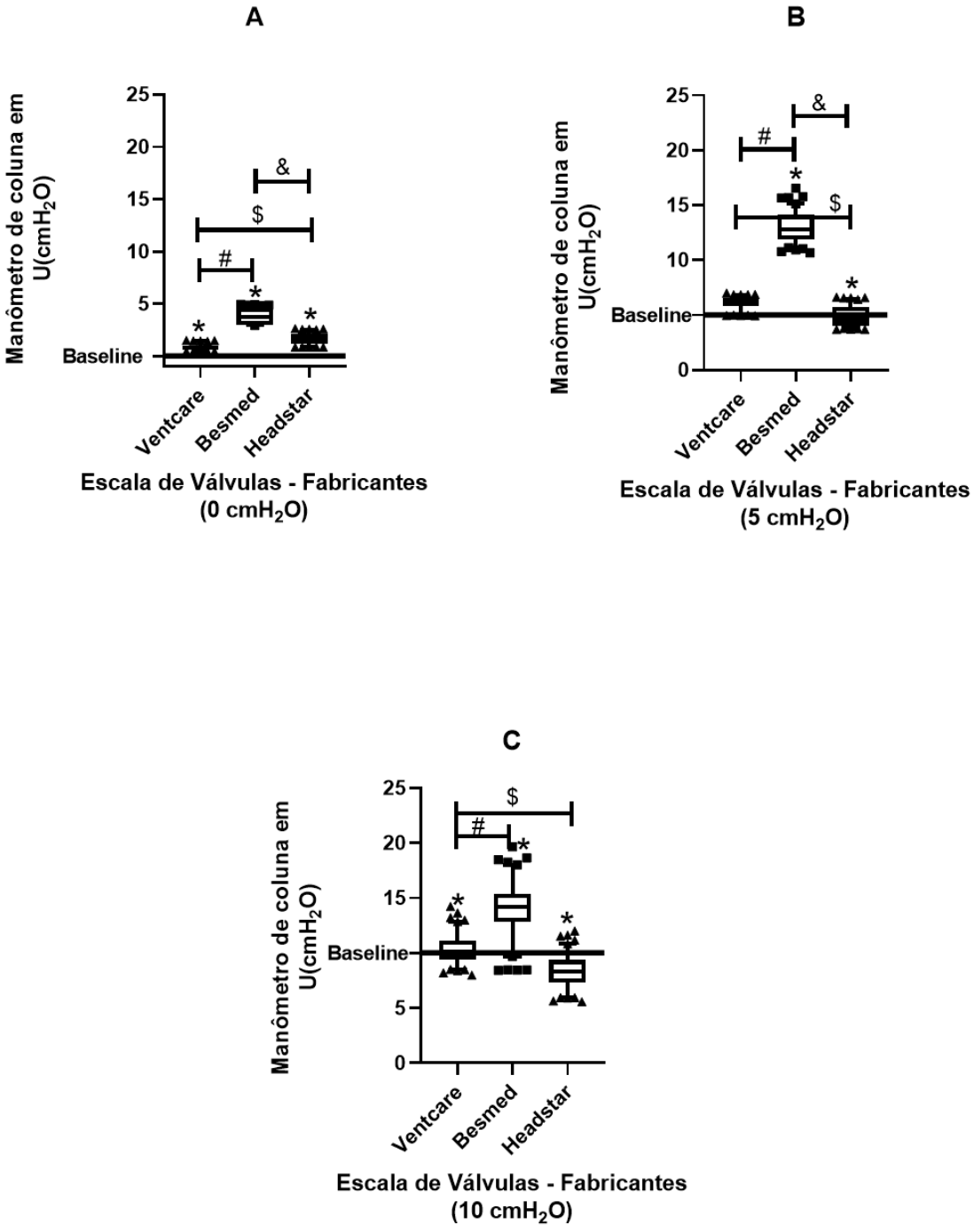
Na terceira amostra, foram efetuadas 100 medições em cada nível de PEP definido nas válvulas, de 0 a 10 cmH_2O para cada fabricante (Figura 52). Neste estudo, cada fabricante (Ventcare, Besmed e Headstar) foi testado, abrangendo um total de cinco válvulas por fabricante.

Para as pressões 0 cmH_2O, houve um aumento significativo em todos os fabricantes ($p< 0,0001$) – Ventcare ((0,80 (0,57-0,97)), Besmed ((2,42(2,28-2,94)) e Headstar ((1,13 (1,02-1,25)) –, em comparação com a linha de base, bem como um aumento ($p<0,0001$) do fabricantes Besmed ((2,42(2,28-2,94)) em comparação com Ventcare ((0,80 (0,57-0,97)) e também do Headstar ((1,13 (1,02-1,25)) em comparação com Ventcare ((0,80 (0,57-0,97)) e Headstar ((1,13 (1,02-1,25)) em comparação com Besmed ((2,42(2,28-2,94)) (Figura 52,1A).

Para as pressões 5 cmH_2O, não houve diferença significativa do fabricantes Ventcare em relação a linha base, mas houve diferença significativa do fabricante Besmed ((8,48(7,7,88-9,03)) e do Headstar ((4,46,(4,28-4,61)) em relação à linha base, bem como um aumento do fabricante ($p<0,0001$) Besmed ((8,48(7,88-9,03)) em comparação com Ventcare ((5,25(4,99-5,60)) e também do Headstar ((4,46,(4,28-4,61)) em comparação com Ventcare ((5,25(4,99-5,60)), e do Headstar ((4,46,(4,28-4,61)) em comparação com Besmed ((8,48(7,88-9,03)) (Figura 52,1B).

Em relação ao parâmetro de 10,0 cmH_2O, houve um aumento significativo ($p< 0,0001$) em todos os fabricantes – Ventcare ((6,20(5,38-7,44)), Besmed ((7,09(6,44-7,67)) e Headstar ((7,45 (6,81-8,27) –, em comparação com a linha de base para o valor a 10 cmH_2O, bem como um aumento ($p<0,0001$) do fabricante Headstar ((7,45 (6,81-8,27) em comparação com Besmed ((7,09(6,44-7,67)) (Figura 52, 1C). Para todos valores, foi aplicada a análise estatística de variância *Friedman test* seguida do pós-teste de Dunn.

Figura 51 - Resultados do terceiro estudo



Fonte: Elaborada pela autora.

7 DISCUSSÃO

Neste estudo, avaliaram-se e compararam-se diferentes níveis de PEP fornecidos por válvulas com mola de três fabricantes, sendo validados com três estudos. As pressões expiratórias geradas pelas válvulas dos três fabricantes foram significativamente mais elevadas do que os valores de referência, para todos os níveis de pressão testados.

É importante salientar que os efeitos benéficos da utilização da máscara PEP estão bem definidos e que a imprecisão das válvulas de mola não deve ser um fator limitante para sua utilização. Trata-se uma pesquisa experimental de bancada, portanto são necessários mais estudos científicos, tanto experimentais quanto clínicos, para validar os resultados obtidos neste estudo.

A pressão expiratória tem sido uma opção de tratamento para pacientes com apneia obstrutiva do sono (AOS). Foram testados os equipamentos *Ultepap* -3,5/7,5/13,8 cmH_2O; *Provent* - 4,5/8,5/14,5 cmH_2O; *Bongo* Rx -0,8/1,8/3,5 cmH_2O e *Theravent* -0,9/2,2/5,3 cmH_2O. É fundamental que os médicos saibam que nem todos os dispositivos EPAP aprovados pela FDA estabelecem características mecânicos semelhantes. Existem diferenças fundamentais em relação às pressões expiratórias e resistências geradas devido a diferentes designs de válvulas (SLEEPER *et al.*, 2022). São necessários mais ensaios clínicos comparando os níveis de PEP oferecidos por cada fabricante, validando sua eficácia, exatidão e precisão da escala especificada.

Contudo, quando são utilizados níveis de pressão elevados, a oxigenação pode se deteriorar devido à diminuição do retorno venoso (pré-carga) e, consequentemente, há uma redução do débito cardíaco, comprometendo a condução de oxigênio aos tecidos (OLSÉN; LANNEFORS; WESTERDAHL, 2015). Por outro lado, o estudo in vitro realizado em laboratório não confirmou o impacto nos parâmetros fisiológicos, o que indica a necessidade de estudos clínicos adicionais.

A PEPi ou PEP Intrínseca, é, portanto, responsável pelo aumento do trabalho e da sobrecarga dos músculos inspiratórios em pacientes com DPOC e naqueles com síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) (SCHAPER-MAGALHAES *et al*., 2017). No entanto o estudo in vitro não valida implicações diretas para pacientes; entretanto, com base nos resultados obtidos, sugere que as calibrações das molas devem ser feitas para os valores especificados na escala. O uso da PEP externa durante a ventilação mecânica, ou da máscara de PEP durante a respiração espontânea, torna o esforço expiratório mais eficiente e reduz o trabalho respiratório ao diminuir a PEPi. Além disso, reduz o volume expiratório final,

melhorando o equilíbrio elástico do sistema respiratório. É importante ressaltar que o valor da PEP ou da PEP da máscara deve ser inferior à PEPi para evitar o aumento da hiperinsuflação pulmonar.

A carga inspiratória adicional imposta pela PEPi aumenta o trabalho respiratório e pode induzir a fadiga dos músculos inspiratórios, resultando em ventilação reduzida e troca gasosa inadequada. A utilização de uma pressão expiratória positiva externa, inferior à PEPi, reduz o colapso das vias aéreas, reduz a hiperinsuflação pulmonar, redistribui a ventilação e melhora as trocas gasosas. O efeito fisiológico gerado pela pressão expiratória positiva externa é atribuído à desaceleração do fluxo expiratório, o que reduz a queda de pressão nas vias aéreas e seu colapso. Outra hipótese sugere que, no ponto de igualdade de pressão, este é deslocado das vias aéreas periféricas para as vias aéreas mais centrais, diminuindo, assim, o risco de fechamento das vias aéreas e, por consequência, o aprisionamento aéreo (COPPOLA *et al.*, 2019). Esses autores afirmam em seu estudo que os resultados não influenciam as propriedades mecânicas respiratórias, validando o estudo in vitro e ressaltando a importância da calibração das válvulas com mola.

Níveis elevados de PEP podem ter diversos efeitos colaterais nos sistemas respiratório e cardiovascular. Contudo, é importante destacar que os efeitos adversos da pressão expiratória positiva estão restritos ao período de intervenção (SALIBA *et al.*, 2022). Como se trata de um estudo in vitro, não há ocorrência de efeitos colaterais, mas o estudo ressalta a importância da calibração das válvulas com mola.

A cânula nasal de alto fluxo (CNAF) tornou-se o suporte respiratório principal para pacientes com insuficiência respiratória aguda. Os efeitos fisiológicos da CNAF incluem a redução da ventilação do espaço morto por meio da eliminação de cmH_2O e a geração de pressão expiratória final positiva (PEP). Portanto, um sistema inovador para gerar PEP ajustável com uma cânula nasal de alto fluxo, que incorpora válvulas PEP no circuito, deve ser calibrado conforme discutido neste estudo (ONODERA *et al.*, 2024).

Outra limitação importante é a dimensão da amostra, que foi restringida a um conjunto para cada fabricante. Portanto, os resultados só podem ser considerados para o conjunto fabricado em questão. É importante ressaltar que, com este estudo in vitro de bancada, não é possível afirmar que as pressões geradas pelo *spring-loaded* ofereçam riscos aos usuários, sendo necessários mais estudos clínicos. Apenas caracteriza a necessidade de calibração por mola para melhor qualidade e uso correto das especificações de sua escala (COPPOLA *et al.*, 2019)

8 CONCLUSÃO

Os resultados encontrados em diferentes estudos de bancada demonstraram que as válvulas com mola não apresentaram precisão na pressão de medição, portanto será necessária uma reavaliação para maior qualidade, eficácia e precisão na sua aplicação clínica. Entretanto os resultados obtidos por meio de um novo protótipo apresentam as pressões calibradas, conforme inicialmente indicadas pelos fabricantes, os respectivos valores da escala do equipamento, proporcionando maior estabilidade na geração de PEP. O protótipo proverá aos fabricantes e usuários a continuidade da utilização dessas válvulas comercializadas no mercado. Todavia novos estudos experimentais in vivo e clínicos são necessários para validar os achados encontrados na presente pesquisa.

REFERÊNCIAS

AARC. Clinical Practice Guideline: use of positive airway pressure adjuncts to bronchial hygiene therapy. *American Association for Respiratory Care. Respir Care*, v. 38, n. 5, p. 516-521, May 1993.

AHOOKHOSH, K.; POURMEHRAN, O.; AMINFAR, H.; MOHAMMADPOURFARD, M.; SARAFRAZ, M. M.; HAMISHEHKAR, H. Development of human respiratory airway models: A review. *Eur J Pharm Sci.*, v. 145, p. 105233, Mar. 2020.

AIRES, M. *Fisiologia*. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012.

ALBERTAZZI, A.; SOUSA, A. J. S. M. *Fundamentos de metrologia científica e industrial*. Barueri: Manole, 2008.

ALBUQUERQUE, I. M. de. *Efeitos da pressão positiva expiratória sobre a permeabilidade pulmonar*. Santa Cruz do Sul, RS: Edunisc, 2012.

ALBUQUERQUE, I. M. de; CARDOSO, D. M.; MASIERO, P. R.; PAIVA, D. N.; RESQUETI, V. R.; *Fregonezi,* G. A. de F.; MENNA-BARRETO, S. S. Efeitos da pressão expiratória positiva na depuração pulmonar do ácido dietilenotriaminopentacético marcado com tecnécio-99m em aerossol em indivíduos saudáveis. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 42, n. 6, p. 404-408, 2016.

ALCÂNTARA, E. C.; MORAIS, E. R. de; BARBOSA, A. B. G.; CARMO, C. F. do; FANTINATI, A. M. M.; FANTINATI, M. S. Treinamento muscular respiratório com espirômetro de incentivo à fluxo comparado com o resistor linear: ensaio clínico controlado. *Revista de Atenção à Saúde*, v.. 22, n. 1, e20248976, p. 1-11, jan./dez. 2024.

ALMEIDA, J. K. L. de.; ALVES, K. C.; SANTOS, J. B. dos.; KMITA, L. C.; RODRIGUES, A. P.; AQUIM, E. E. Impacto de um protocolo de terapia manual osteopática sobre a mecânica respiratória de pacientes sob ventilação mecânica. *Revista Inspirar - Movimento e Saúde*, v. 21, n. 2, p. 1-24, abr./maio/jun. 2021.

AN, X.; YE, H.; CHEN, J.; LU, B. Effect of positive end-expiratory pressure on overlap between internal jugular vein and carotid artery in mechanically ventilated patients with Laryngeal Mask Airway (LMA) insertion – a prospective randomized trial. *Medical Science Monitor*, v. 25, p. 2305-2310, Mar. 2019.

ANDRADE, M. C.; SOUZA, A. B. F. de; HORTA, J. G.; COSTA, G. de P.; SILVA, A. P. da; CANGUSSÚ, S. D. Applying positive end-expiratory pressure during mechanical ventilation causes pulmonary redox imbalance and inflammation in rats. *Shock*, v. 50, n. 5, p. 572-578, 2018.

ATS/ERS - American Thoracic Society/European Respiratory Society. Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med*, v. 166, n. 4, p. 518-624, Aug. 2002.

AZEREDO, C. A. C. *Fisioterapia respiratória moderna*. 4. ed. São Paulo: Manole, 2002.

BERTOL, D.; FERREIRA, C. C. T.; CORONEL, C. C. J. R. A. Fisioterapia convencional versus terapia EPAP no pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio. *Revista AMRIGS*, v. 52, n. 4, p. 250-256, 2008.

CARVALHO, C. R. R. de; TOUFEN JUNIOR, C.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v. 33, p. 54-70, jul. 2007.

CAVALLI, F.; NOHAMA, P. Novo dispositivo EPAP subaquático no pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio. *Fisioter. Mov.*, v. 26, n. 1, p. 37-45, mar. 2013.

CHOI, Y. S.; BAE, M. K.; KIM, S. H.; PARK, J. E.; KIM, S. Y.; OH, Y. J. Effects of alveolar recruitment and positive end-expiratory pressure on oxygenation during one-lung ventilation in the supine position. *Yonsei Med J.*, v. 56, n. 5, p. 1421-1427, 2015.

COLGAN, F. J.; MAHONEY, P. D.; FANNING, G. L. Resistance breathing (blow bottles) and sustained hyperinflations in the treatment of atelectasis. *Anesthesiology*, v. 32, n. 6, p. 543-550, 1970.

COLLINO, F. ; RAPETTI, F.; VASQUES, F.; MAIOLO, G.; TONETTI, T.; … GATTINONI, L. Positive end-expiratory pressure and mechanical power. *Anesthesiology*, v. 130, n. 1, p. 119-130, 2019.

COPPOLA, S.; CACCIOPPOLA, A.; FROIO, S.; FERRARI, E.; GOTTI, M.; FORMENTI, P.; CHIUMELLO, D. Dynamic hyperinflation and intrinsic positive end-expiratory pressure in ARDS patients. *Crit Care*, v. 23, n. 1, p. 1-10, Nov. 2019.

COUTINHO, F. F. *A importância da mobilização precoce no leito em pacientes na UTI*. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia) - Anhanguera Educacional, Niterói, RJ, 2017.

COUTINHO, J. C. R.; SILVA JUNIOR, W. F. A eficácia da utilização de reexpansão por EPAP, para prevenção e reversão de atelectasia: revisão de literatura. *Revista Amazônia Science & Health*, v. 3, n. 4, p. 26 a 31-26 a 31, 2015.

CRUCES, P.; GONZÁLEZ-DAMBRAUSKAS, S.; CRISTIANI, F.; MARTÍNEZ, J.; HENDERSON, R.; ERRANZ, B.; DIAZ, F..Positive end-expiratory pressure improves elastic working pressure in anesthetized children. *BMC Anesthesiology*, v. 18, p. 1-7, Oct. 2018.,

DARBEE, J. C.; OHTAKE, P. J.; GRANT, B. J.; CERNY, F. J. Physiologic evidence for the efficacy of positive expiratory pressure as an airway clearance technique in patients with cystic fibrosis. *Phys Ther.*, v. 84, n. 6, p. 524-537, June 2004.

DEAN, E.; FROWNFELTER, D. L. *Cardiovascular and pulmonary physical therapy*: evidence and practice. St. Louis, MO, USA: Elsevier/Mosby, 2006.

ELDER, A. S.; BERSTEN, A. D.; SACCONE, G. T.; BONDER, C. S.; DIXON, D.-L. Prevention and amelioration of rodent ventilation-induced lung injury with either prophylactic or therapeutic feG administration. *Lung*, v. 197, n. 5, p. 671-680, Oct. 2019.

ELKINS, M.; JONES, A.; VAN DER SCHANS, C. Positive expiratory pressure physiotherapy for airway clearance in people with cystic fibrosis. *Cochrane Database Syst* Ver., v. 19, n. 2, Apr. 2006.

FAFFE, D. S.; ZIN, W. A. Lung parenchymal mechanics in health and disease. *Psyol. Rev*., v. 89, n. 3, p. 759-775, July 2009.

FALK, M.; KELSTRUP, M.; ANDERSEN, J. B.; KINOSHITA, T.; FALK, P.; STØVRING, S.; GØTHGEN, I. Improving the ketchup bottle method with positive expiratory pressure, PEP, in cystic fibrosis. *Eur. J. Respir. Dis.*, v. 65, n. 6, p. 423-432, Aug. 1984.

FREITAS, F. S. de; SILVA, L. C. R.; TAVARES, L. D.; BARROSO, E. F.; SILVA, M. C.; GODÓI, R. L. Aplicação da pressão positiva expiratória nas vias aéreas (EPAP): existe um consenso? *Fisioterapia em Movimento*, v. 22, n. 2, 2009.

FROWNFELTER, D.; DEAN, E. J. S. L. *Cardiovascular and pulmonary physical therapy*: evidence to practice. 5th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier/ Mosby, 2014.

GASS, R.; MEROLA, P.; MONTEIRO, M. B.; CARDOSO, D. M.; PAIVA, D. N.; TEIXEIRA, P. J.; KNORST, M. M.; BERTON, D. C. Effects of expiratory positive airway pressure on exercise tolerance, dynamic hyperinflation, and dyspnea in COPD. *Respire Care*, v. 62, n. 10, p. 1298-1306, 2017.

GATTINONI, L.; CARLESSO, E.; BRAZZI, L.; CAIRONI, P. Positive end-expiratory pressure. *Curr Opin Crit Care*, v. 16, n. 1, p. 39-44, Feb. 2010.

GATTINONI, L.; CARLESSO, E.; CRESSONI, M. Selecting the 'right'positive end-expiratory pressure level. *Curr Opin Crit Care,* v. 21, n. 1, p. 50-57, Feb. 2015.

GONÇALVES-FERRI, W.; JAUREGUI, A.; MARTINS-CELINI, F.; SANSANO, I.; FABRO, A. T.; SACRAMENTO, E. M. F.; ARAGON, D. C.; OCHOA, J. M. Analysis of different levels of positive end-expiratory pressure during lung retrieval for transplantation: an experimental study. *Braz. J. Med. Biol. Res*., v. 52, n. 7, p. e8585, 2019.

GORRASI, J.; PAZOS, A.; FLORIO, L.; AMÉRICO, C.; LLUBERAS, N.; PARMA, G.; LLUBERAS, R. Cardiac output measured by transthoracic echocardiography and Swan-Ganz catheter. A comparative study in mechanically ventilated patients with high positive end-expiratory pressure. *Rev. Bras. Ter. Intensiva*, v. 31, n. 4, p. 474-482, Oct./Dec. 2020.

GRINNAN, D. C.; TRUWIT, J. D. Clinical review: respiratory mechanics in spontaneous and assisted ventilation. *Critical Care,* 9, n. 5, p. 1-13, Oct. 2005.

GROTH, S.; STAFANGER, G.; DIRKSEN, H.; ANDERSEN, J.; FALK, M.; KELSTRUP, M. Positive expiratory pressure (PEP-mask) physiotherapy improves ventilation and reduces volume of trapped gas in cystic fibrosis. *Bull Eur Physiopathol Respir.*, v. 21, n. 4, p. 339-343, Jule/Aug. 1985.

HARRIS, R. S. J. R. c. Pressure-volume curves of the respiratory system. Respir Care, v. 50, n. 1, p. 78-99, Jan. 2005.

INGHAM JR, R. H.; SCHILDER, D. P. Effect of pursed lips expiration on the pulmonary pressure-flow relationship in obstructive lung disease. *Am Rev Respir Dis.,* v. 96, n. 3, p. 381-388, Sep. 1967.

INGWERSEN, U.; LARSEN, K. R.; BERTELSEN, M. T.; KIIL-NIELSEN, K.; LAUB, M.; SANDERMANN, J.; BACH, K.; HANSEN, H. Three different mask physiotherapy regimens for prevention of post-operative pulmonary complications after heart and pulmonary surgery. *Intensive Care Med*., v. 19, n. 5, p. 294-298, 1993.

KARSTEN, J.; VOIGT, N.; GILLMANN, H.-J.; STUEBER, T. Determination of optimal positive end-expiratory pressure based on respiratory compliance and electrical impedance tomography: a pilot clinical comparative trial. *Biomed Tech (Berl)*, v. 64, n. 2, p. 135-145, Apr. 2019.

KISS, T.; BLUTH, T.; BRAUNE, A.; HUHLE, R.; DENZ, A.; HERZOG, M.; … ABREU, M. G. de. Effects of positive end-expiratory pressure and spontaneous breathing activity on regional lung inflammation in experimental acute respiratory distress syndrome. *Critical Care Med.* v. 47, n. 4, p. e358-e365, Apr. 2019.

LIU, Y.; YING, Y.; PANDU, J. S.; WANG, Y.; Dou, S; Li, Y.; Ma, D. Efficacy and safety assessment of expiratory positive airway pressure (EPAP) mask for OSAHS therapy. *Auris Nasus Larynx*, v. 46, n. 2, p. 238-245, Apr. 2019.

MACHADO, M. de G. R. *Bases da fisioterapia respiratória*: terapia intensiva e reabilitação. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

MAINA, J. N.; WEST, J. B. Thin and strong! The bioengineering dilemma in the structural and functional design of the blood-gas barrier. *Physiol Rev.*, v. 85, n. 3, p. 811-844, Jule 2005.

MCKOWN, A. C.; SEMLER, M. W.; RICE, T. W. Best PEEP trials are dependent on tidal volume. *Critical Care,* v. 22, n. 1, p. 1-3, May 2018.

MELO, A. S.; ALMEIDA, R. M. S. d.; OLIVEIRA, C. D. A mecânica da ventilação mecânica. *Revista Médica de Minas Gerais*, v. 24, p. 43-48, 2014.

MESTRINER, R. G.; FERNANDES, R. O.; STEFFEN, L. C.; DONADIO, M. V. Optimum design parameters for a therapist-constructed positive-expiratory-pressure therapy bottle device. *Respir Care*, v. 54, n. 4, p. 504-508, Apr. 2009.

MUELLER, R. E.; PETTY, T. L.; FILLEY, G. F. Ventilation and arterial blood gas changes induced by pursed lips breathing. *J Appl Physiol.*, v. 28, n. 6, p. 784-789, June, 1970.

MÜLLER, P. d. T.; CHRISTOFOLETTI, G.; KOCH, R.; ZARDETTI NOGUEIRA, J. H.; Patusco, L. A. P.; Chiappa, G. R. CPAP and EPAP elicit similar lung deflation in a non-equivalent mode in GOLD 3-4 COPD patients. *Clin Respir J*., v. 12, n. 4, p. 1598-1606, Apr. 2018.

NOGUEIRA, I. C.; SALES, D. S.; BATISTA, H. G.; MAGALHÃES, C. B. de A. Impacto do uso da máscara de EPAP nos volumes pulmonares em pacientes submetidos à cirurgia de

ressecção pulmonar por câncer de pulmão. *Revista Inspirar - Movimento e Saúde*, v. 8, n. 1, jan./fev./mar. 2016.

OBERWALDNER, B.; EVANS, J. C.; ZACH, M. S. Forced expirations against a variable resistance: a new chest physiotherapy method in cystic fibrosis. *Pediatr Pulmonol.*, v. 2, n. 6, p. 358-367, Nov./Dec. 1986.

OLSÉN, M. F.; CARLSSON, M.; OLSÉN, E.; WESTERDAHL, E. J. R. c. Evaluation of pressure generated by resistors from different positive expiratory pressure devices. *Respir Care*, v. 60, n. 10, p. 1418-1423, Oct. 2015.

OLSÉN, M. F.; LANNEFORS, L.; WESTERDAHL, E. Positive expiratory pressure – common clinical applications and physiological effects. *Respir Med.*, v. 109, n. 3, p. 297-307, Mar. 2015.

ONODERA, Y.; YARIMIZU, K.; HAYASAKA, T.; KAWAMAE, K.; Nakane, M. Newly innovated system to generate adjustable PEEP with a high-flow nasal cannula. *Intensive Care Med Exp.*, v. 12, n. 1, p. 43, 2024.

PADOVANI, C.; CAVENAGHI, O. M. Recrutamento alveolar em pacientes no pós-operatório imediato de cirurgia cardíaca. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 26, n. 1, p. 116-121, mar. 2011.

PINO, A. V. *Identificação da mecânica respiratória e controle da PEEP durante ventilação mecânica*: simulação. 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1996.

PRESTO, B. *Fisioterapia respiratória*. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2009.

REZOAGLI, E.; BELLANI, G. How I set up positive end-expiratory pressure: evidence-and physiology-based! *Critical Care*, v. 23, n. 1, p. 412, Dec. 2019.

RICKSTEN, S. E.; BENGTSSON, A.; SODERBERG, C.; THORDEN, M.; KVIST, H. Effects of periodic positive airway pressure by mask on postoperative pulmonary function. *Chest*, v. 89, n. 6, p. 774-781, June 1986.

RIGUTTI, A. *Atlante di anatomia.* [*S. l.*]: Giunti Editore, 2007.

SALIBA, K. A.; BLACKSTOCK, F.; MCCARREN, B.; TANG, C. Y. Effect of positive expiratory pressure therapy on lung volumes and health outcomes in adults with chest trauma: a systematic review and meta-analysis. *Phys Ther.*, v. 102, n. 1, p. pzab254, Jan. 2022.

SANDOVAL ZÁRATE, J.; MARTÍNEZ SÁNCHEZ, J.; SHAPIRO, M. El uso de la presión positiva espiratoria final (PPEF) en el manejo de la insuficiencia respiratoria aguda. *Medicina Crítica (Colegio Mexicano de Medicina Crítica)*, v. 31, n. 4, p. 183-189, 2017.

SANT'ANNA JUNIOR, M. de. Respostas cardiovasculares agudas da pressão positiva expiratória (EPAP) em indivíduos adultos jovens e o impacto no duplo-produto. *Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício*, v. 5, n. 1, p. 21-26, 2006.

SCHAPER-MAGALHAES, F.; PINHO, J. F.; CAPURUÇO, C. A. B.; RODRIGUES-MACHADO, M. G. Positive end-expiratory pressure attenuates hemodynamic effects induced by an overload of inspiratory muscles in patients with COPD. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis.*, v. 12, p. 2943-2954, Oct. 2017.

SENA, A. C. B. d. S.; RIBEIRO, S. P.; CONDESSA, R. L.; VIEIRA, S. R. R. Pressão expiratória positiva na via aérea por máscara facial na hemodinâmica de pós-operatórios cardíacos. *Arq. Bras. Cardiol.* v. 95, n. 5, p. 594-599, out. 2010.

SILVERTHORN, D. U. *Fisiologia humana*: uma abordagem integrada. Porto Alegre: Artmed, 2017.

SLEEPER, G.; RASHIDI, M.; STROHL, K. P.; NAJIMI, N.; Chen, P. L.; El Ghoul, R.; Chiang, A. A. Comparison of expiratory pressures generated by four different EPAP devices in a laboratory bench setting. *Sleep Med.*, v. 96, p. 87-92, 2022.

TAMBASCIO, J.; SOUZA, L. T. de; LISBOA, R. M.; PASSARELLI, R. de C.; SOUZA, H. C. de; GASTALDI, A. C. The influence of Flutter® VRP1 components on mucus transport of patients with bronchiectasis. *Respir Med.*, v. 105, n. 9, p. 1316-1321, Sep. 2011.

THEISEN, Á. M. F. *Fundamentos da metrologia industrial*: aplicação no processo de certificação ISO 9000. Porto Alegre: [s. n.], 1997.

THOFEHRN, C.; COUTINHO, M. S. S. d. A.; DAROS, C. B.; ASSIS, A. V. d. Efeitos da aplicação da EPAP (*Expiratory Positive Airway Pressure*) sobre a tolerância ao esforço em pacientes portadores de insuficiência cardíaca. *Rev. Bras. Med. Esporte*, v. 19, n. 2, p. 87-90, Apr. 2013.

THOMAN, R. L.; STOKER, G. L.; ROSS, J. C. The efficacy of pursed-lips breathing in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.*, v. 93, n. 1, p. 100-106, 1966.

VIEIRA, S. R.; PUYBASSET, L.; LU, Q.; RICHECOEUR, J.; CLUZEL, P.; CORIAT, P.; ROUBY, J. J. A scanographic assessment of pulmonary morphology in acute lung injury: significance of the lower inflection point detected on the lung pressure–volume curve. *Am J Respir Crit Care Med.*, v. 159, n. 5, p. 1612-1623, May 1999.

WANG, Y. M.; SUN, X. M.; ZHOU, Y. M.; CHEN, J. R.; CHENG, K. M.; LI, H. L.; YANG, Y. L.; ZHANG, L.; ZHOU, J. X. Use of electrical impedance tomography (EIT) to estimate global and regional lung recruitment volume (VREC) induced by positive end-expiratory pressure (PEEP): An experiment in pigs with lung injury. *Med Sci Monit*., v. 26, p. e922609-922601, Mar. 2020.

WEST, J. B. *Fisiologia respiratória*: princípios básicos. Porto Alegre: Artmed, 2013.