

REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE DA CALIBRAÇÃO DE SENSOR
DE FLUXO DE ORIFÍCIO VARIÁVEL COM O MÉTODO DA SERINGA

Vinícius Siqueira Trajano

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Engenharia
Biomédica, COPPE, da Universidade Federal
do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos
necessários à obtenção do título de Mestre em
Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de
Assis Tavares
Gabriel Casulari da Motta
Ribeiro

Rio de Janeiro
Junho de 2022

REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE DA CALIBRAÇÃO DE SENSOR
DE FLUXO DE ORIFÍCIO VARIÁVEL COM O MÉTODO DA SERINGA

Vinícius Siqueira Trajano

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO
ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE
ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU
DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Gabriel Casulari da Motta Ribeiro

Aprovada por: Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Prof. Gabriel Casulari da Motta Ribeiro
Prof. Luciano Luporini Menegaldo
Prof. Henrique Takachi Moriya

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
JUNHO DE 2022

Trajano, Vinícius Siqueira

Repetibilidade e reproduzibilidade da calibração de sensor de fluxo de orifício variável com o método da seringa/Vinícius Siqueira Trajano. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2022.

XII, 54 p.: il.; 29, 7cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Gabriel Casulari da Motta Ribeiro

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2022.

Referências Bibliográficas: p. 50 – 54.

1. Sensor de fluxo. 2. Calibração. 3.

Metrologia. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

À minha família, por todo o apoio e compreensão.

Aos meus orientadores, Frederico Caetano Jandre de Assis e Gabriel Casulari da Motta Ribeiro pela paciência, sabedoria e atenção que dividiram neste trabalho. E a todo corpo docente e discente do Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Aos amigos que fiz no PEB, principalmente a Kristy, Flávia, Paula, o Éric e o Wellington, que me acompanharam e me ajudaram ao longo do mestrado.

Agradeço a FAPERJ, CAPES, CNPq e FINEP pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

REPETIBILIDADE E REPRODUTIBILIDADE DA CALIBRAÇÃO DE SENSOR DE FLUXO DE ORIFÍCIO VARIÁVEL COM O MÉTODO DA SERINGA

Vinícius Siqueira Trajano

Junho/2022

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Gabriel Casulari da Motta Ribeiro

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho avaliou a repetibilidade e reproduzibilidade da calibração de um sensor de fluxo de orifício variável (SFOV) utilizando o método de seringa de volume fixo, com foco no possível efeito dos sentidos do curso do êmbolo da seringa e de diferentes formas de onda durante a calibração. Comparamos os dois lados do SFOV (W e B) em configurações com o lado oposto a seringa aberto ao ambiente ou conectado a um tubo. Para as 4 combinações possíveis, foram gerados fluxos senoidais com uma seringa automatizada. Adicionalmente, apenas para o lado B conectado à seringa sem o tubo no lado W, foram aplicados fluxos constantes também gerados pela seringa automatizada, e fluxos gerados manualmente por dois operadores (1 e 2) usando uma seringa de calibração. Foram realizadas três repetições para cada configuração e uma delas foi usada para gerar polinômios de 5º grau para cada sentido do fluxo. Consideramos aceitável erros de medição de volume entre $\pm 3\%$. Para fluxos senoidais, todas as calibrações para a seringa esvaziando, e apenas para o lado B sem o tubo conectado para a seringa enchendo, mostraram repetibilidade. Nenhuma calibração foi reproduzível quando aplicada à medição com a seringa se movendo no sentido oposto. Para fluxos constantes ou gerados manualmente, houve repetibilidade somente para as calibrações com a seringa esvaziando. Quando uma calibração foi aplicada a um sinal com formato diferente, apenas a gerada pelo operador 1 para a seringa esvaziando aplicada a fluxos senoidais apresentou erros aceitáveis. Esses resultados apoiam que a calibração deve ser realizada no sentido da seringa que se assemelhe ao fluxo durante a aplicação, porém fatores que afetam a calibração como outras montagens e composições gasosa não foram avaliados.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

REPEATABILITY AND REPRODUCIBILITY OF VARIABLE ORIFICE FLOW
SENSOR CALIBRATION USING THE SYRINGE METHOD

Vinícius Siqueira Trajano

June/2022

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Gabriel Casulari da Motta Ribeiro

Department: Biomedical Engineering

This work evaluated the repeatability and reproducibility of the calibration of a variable orifice flowmeter using the fixed volume syringe method, focusing on the possible effects of syringe stroke direction and different waveforms during calibration. We compared both sides of the flowmeter (W and B) in configurations with the side not connected to the syringe open to the room or connected to a tube. For each of the 4 possible combinations, sinusoidal flows were generated with an automated syringe. Additionally, only for the B side connected to the syringe without the tube on the W side, constant flows generated by the automated syringe, and flows generated manually by two operators (1 and 2) using a calibration syringe, were applied. Three measurements were performed for each configuration and one of them was used to generate polynomials of 5th degree for each flow direction. We considered errors of volume measurement within the range of $\pm 3\%$ as acceptable. For sinusoidal flows, all calibrations for the emptying syringe, and the one for the B side filling the syringe without the tube on the W side, showed repeatability. No calibration was reproducible when applied to measurements with the syringe moving in the opposite direction. For constant or manually generated flows, there was repeatability only for calibrations with the emptying syringe. When a calibration was applied to a signal from a different waveform, only the one generated by operator 1 for the emptying syringe and applied to sinusoidal flows showed acceptable errors. These results support that calibration should be performed with the syringe motion in a direction that resembles how flow is generated during application, however other factors that may affect calibration, such as other circuit assemblies and gas compositions, were not evaluated.

Sumário

Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	xii
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	2
2 Fundamentação Teórica	4
2.1 Fisiologia Pulmonar	4
2.2 Tipos de escoamento	7
2.3 Sensores de Fluxo	8
2.4 Método da Seringa	15
3 Métodos	18
3.1 Análise dos Resultados	22
4 Resultados	23
4.1 Resultados das montagens 1, 2, 3 e 4	23
4.1.1 Repetibilidade das montagens 1, 2, 3 e 4.	27
4.1.2 Reprodutibilidade das montagens 1, 2, 3 e 4.	32
4.2 Resultados das montagens 1 e 5	34
4.3 Resultados das montagens 6 e 7	40
4.4 Distribuição dos erros volumétricos pelos fluxos	43
5 Discussão	45
6 Conclusão	49
Referências Bibliográficas	50

Lista de Figuras

2.1	Volumes pulmonares	6
2.2	Tipos de escoamento	7
2.3	Anemômetro de fio-quente	10
2.4	Sensores de fluxo ultrassônicos	10
2.5	Sensor de fluxo do tipo turbina	11
2.6	Sensor de fluxo de orifício fixo	12
2.7	Sensores de fluxo lineares usando o princípio da pressão diferencial	14
2.8	Sensor de fluxo de orifício variável	15
2.9	Exemplo de sinal de tensão elétrica proporcional a diferença de pressão gerado para calibração de sensor de fluxo com o método da seringa. O conjunto de ciclos está ordenado da maior intensidade de fluxo à esquerda até a menor intensidade à direita.	16
3.1	Medidor de fluxo de orifício variável utilizado nos experimentos.	18
3.2	Seringa motorizada (H&H PWG, MH Custom Design & Mfg. L.C, Midvale, Utah, EUA) ajustada para 3L.	19
3.3	Seringa de calibração de 7 L (Série 4900, Hans Rudolph, EUA) ajustada para 3 L.	19
3.4	Configuração esquemática experimental de calibração mostrando as 7 montagens utilizadas e o formato de seus sinais.	20
4.1	Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 1. O sinal foi gerado em formato senoidal por uma seringa motorizada.	23
4.2	Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 2. O sinal foi gerado em formato quadrado por uma seringa motorizada e apresenta sobressinais nos primeiros 55 ciclos.	24
4.3	Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 3. O sinal de 66 ciclos foi gerado por uma seringa operada manualmente.	24

4.4	Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 4. O sinal de 55 ciclos foi gerado por uma seringa operada manualmente.	24
4.5	Histogramas das tensões elétricas amostradas referente aos sinais senoidais (montagem 1). Nota-se uma grande proporção de amostras próximas a zero, e picos próximos de $\pm 0,25$ V.	25
4.6	Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais com onda quadrada (montagem 2). Todos os três histogramas são semelhantes, como esperado para a seringa automatizada. Nota-s um espaçamento entre as amostras, particularmente a falta de amostras próximas de zero, com os primeiros picos próximos de $\pm 0,25$ V. . . .	25
4.7	Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais da seringa manual 1 (montagem 3). Os histogramas tem grande semelhança entre si, mesmo tendo sido gerados de forma manual. Nota-se uma baixa quantidade de amostra entre os picos (aproximadamente $\pm 0,20$ V) e o zero.	26
4.8	Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais da seringa manual 2 (montagem 4). Os histogramas tem grande semelhança entre si, especialmente para fluxos negativos, mesmo tendo sido gerados de forma manual. Apresentam picos pouco acentuados próximos de $\pm 0,55$ V.	26
4.9	Curvas de calibração Polinomial de quinto grau do sensor de fluxo de orifício variável obtidas para 4 diferentes formas de onda:senoidal e quadrada geradas por uma seringa motorizada(montagem 1 e 2); e geradas por uma seringa manual (montagem 3 e 4). Cada forma de onda é representada pelo sua repetição I e foram gerados polinômios diferentes para os fluxos positivos e negativos.	27
4.10	Repetibilidade da calibração realizada com diferentes formas de onda quando o ar entra pelo lado B	28
4.11	Repetibilidade da calibração realizada com diferentes formas de onda quando o ar entra pelo lado W	29
4.12	Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 1. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	31
4.13	Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 2. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	31
4.14	Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 3. Os conjuntos de 11 ciclos estão dispostos em ordem crescente com os marcos de tensão que os operadores deveriam alcançar.	32

4.15 Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 4. os conjuntos de 11 ciclos estão dispostos em ordem crescente com os marcos de tensão que os operadores deveriam alcançar.	33
4.16 Reprodutibilidade das calibrações para fluxos positivos quando aplicadas a sinais com formas de onda diferentes das utilizadas para ajuste do polinômio. Consideram-se somente sinais entrando pelo lado B sem o tubo conectado. As calibrações foram feitas com as repetições I usando as formas de onda indicadas na parte superior da figura. O painel esquerdo apresenta os erros relativos de volume quando a calibração é aplicada a ondas quadradas (montagem 2), enquanto no painel direito são apresentados os erros para ondas senoidais (montagem 1). Operadores 1 e 2 correspondem, respectivamente, as montagens 3 e 4.	33
4.17 Reprodutibilidade das calibrações para fluxos negativos realizadas com formas de onda senoidais e quadradas. Consideram-se somente sinais em que o lado B estava conectado a seringa, sem o tubo conectado. As calibrações foram feitas com as repetições I usando as formas de onda indicadas na parte superior da figura. O painel esquerdo apresenta os erros relativos de volume para quando a calibração é aplicada a ondas quadradas (montagem 2), enquanto no painel direito são apresentados os erros para ondas senoidais (montagem 1). Operadores 1 e 2 correspondem, respectivamente, às montagens 3 e 4.	34
4.18 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações com ondas senoidais (montagem 1) a sinais com formas de onda quadrada (montagem 2). Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	35
4.19 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 1 (montagem 3) à sinais com formas de onda quadrada. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	35
4.20 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 2 (montagem 4) a sinais com formas de onda quadrada. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	36
4.21 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações com ondas quadradas (montagem 2) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	36

4.22 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 1 (montagem 3) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	37
4.23 Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 2 (montagem 4) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.	37
4.24 Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor nas montagens 1 e 5	39
4.25 Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor nas montagens 1 e 5	40
4.26 Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor nas montagens 6 e 7	41
4.27 Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor nas montagens 6 e 7	42
4.28 Distribuição dos erros volumétricos relativos nas diferentes amplitudes de senoide utilizadas durante os experimentos para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor	44
4.29 Distribuição dos erros volumétricos relativos nas diferentes amplitudes de senoide utilizadas durante os experimentos para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor	44

Lista de Tabelas

2.1	Composição do ar	5
4.1	Resumo dos resultados das montagens 1, 5, 6 e 7	43

Capítulo 1

Introdução

Medidores de fluxo possuem diferentes aplicações médicas, dentre estas, a ventilação mecânica e espirometria, que requerem monitoramento dos gases que são mobilizados para dentro e fora dos pulmões durante a respiração. A integral desse sinal de fluxo respiratório (volume) é usada em aplicações como a espirometria para diagnosticar condições respiratórias [1] e também na ventilação mecânica para evitar efeitos adversos da ventilação forçada, comumente denominados volutrauma [2]. Além disso, medidores de fluxo também desempenham papel importante no monitoramento de gases anestésicos [3] e como uma forma não invasiva de se medir parâmetros metabólicos pelos gases expirados na calometria indireta [4].

Essas aplicações, por sua vez, possuem diferentes configurações quanto ao sentido do fluxo, composição dos gases, localização do sensor no circuito respiratório e tipo de pressão motriz para o fluxo. Portanto, pode-se supor que existam diferentes requisitos para a calibração particulares a cada aplicação de modo a permitir medições repetitivas e reproduutíveis.

Existem diversos modelos de sensores utilizados na medição do fluxo respiratório. Dentro os mais comuns encontram-se medidores do tipo turbina, ultrassom, anemômetros de fio-quente, Fleisch, Lilly, orifício fixo e orifício variável. Esse último vem atraindo interesse na comunidade científica e entre fabricantes por ser bidirecional, apresentar uma resistência variável com o fluxo que tende a linearizar a resposta quadrática do orifício, e ser menos suscetível a alterações na sensibilidade causados pela condensação do vapor d'água presente no ar expirado [5, 6].

As características dos gás e o tipo de escoamento que ele apresenta podem influenciar a medição do fluxo dependendo da classe de sensor sendo utilizada. Para o caso de sensores de orifício variável, que usam medição por pressão diferencial, a relação entre fluxo e pressão é afetada pela geometria interna e a montante do sensor [7]; pela composição e temperatura do gás; e se o escoamento se encontra em regime laminar ou turbulento. Portanto, esses fatores podem alterar a repetibilidade e reproduutibilidade na calibração desses sensores.

A fim de reduzir os possíveis erros pelos fatores citados anteriormente são adotados alguns procedimentos, como a verificação diária, e eventual recalibração, que são feitas em equipamentos de espirometria [8]. Como em espirometria um dos objetivos da medição de fluxo é o cálculo de volumes pulmonares, utiliza-se para verificação e calibração, um método a volume com o uso de uma seringa de precisão. Esse método elimina a necessidade de equipamentos que geram fluxos exatos, mas em contrapartida exige que o operador da seringa exerça o trabalho repetitivo de movimentar totalmente o êmbolo da seringa dezenas de vezes.

Para os sensores bidirecionais, o tempo necessário para o operador realizar esta calibração pode ser diminuído caso os dois sentidos do sensor de fluxo possam ser calibrados de forma contínua, aproveitando-se o fluxo durante o enchimento e esvaziamento da seringa. No entanto, este procedimento pode reduzir a repetibilidade da calibração se, por exemplo o efeito do tipo de pressão motriz, causada pelo movimento do êmbolo da seringa, for maior que o erro de medição aceitável.

1.1 Objetivos

O objetivo deste trabalho é avaliar a repetibilidade e reprodutibilidade da calibração de forma contínua com o método da seringa aplicado a um único espécime de um modelo específico de medidor de fluxo do tipo orifício variável com corpo simétrico. Devido ao baixo número de sensores utilizado, esse trabalho deve ser entendido como uma proposta de procedimentos para avaliar a repetibilidade e reprodutibilidade em sensores de corpo simétrico em condições específicas. São considerados fatores como o sentido do movimento da seringa, as geometrias de entrada e de saída do gás, o lado do sensor, e a distribuição dos dados usados para calibração, divididos nos seguintes objetivos secundários:

1. Comparar calibrações entre os movimentos de puxar e empurrar o êmbolo da seringa, com a hipótese de que estas calibrações são diferentes não sendo possível utilizar a calibração em um sentido no sinal com outro sentido;
2. Avaliar, no caso do objetivo específico 1, o efeito de um tubo conectado ao sensor de fluxo no lado oposto ao que está conectado à seringa com a hipótese de que este tubo permitiria a estabilização do perfil de velocidade do fluxo antes do ponto de medição e melhoraria a repetibilidade e reprodutibilidade;
3. Comparar, nos casos dos objetivos 1 e 2, as calibrações de cada um dos lados do sensor, com a hipótese de que os resultados são semelhantes devido a simetria do sensor;

4. Comparar a repetibilidade e a reproduzibilidade da calibração realizada com ondas senoidais, quadradas ou geradas por um operador, com a hipótese de que sinais com histogramas mais homogêneos da tensão elétrica amostrada melhoram a qualidade da calibração.

Resultados referentes aos objetivos 1, 2 e 3, foram parcialmente apresentados em TRAJANO *et al.* [9].

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

As células do organismo continuadamente utilizam oxigênio (O_2) nas reações metabólicas para obtenção de nutrientes e energia. Como subproduto dessas reações é gerado dióxido de carbono (CO_2), cujo excesso é tóxico para células, e, portanto, precisa ser rapidamente eliminado. A principal função dos pulmões é a troca gasosa dos gases respiratórios, mas o sistema respiratório também contribui para a homeostase pois atua no ajuste do pH dos fluidos do organismo ao regular a quantidade de CO_2 no sangue [10].

2.1 Fisiologia Pulmonar

A principal função dos pulmões é permitir a troca gasosa entre o meio externo ao organismo e o sangue, fornecendo gás ambiente rico em oxigênio e removendo o gás carbônico produzido durante o metabolismo celular [11]. A respiração humana pode ser dividida em três etapas: a ventilação, a troca gasosa e a utilização do oxigênio. Juntas, a ventilação e a troca gasosa entre o ambiente e o sangue são chamadas de respiração externa. A troca de gases entre sangue e tecidos é chamada respiração interna [12]. A inspiração acontece pela contração dos músculos intercostais e do diafragma, que expandem a caixa torácica. Os pulmões aderem fortemente a esses músculos e à parede do tórax pela pleura, uma dupla membrana de tecido conectivo, que puxa os pulmões durante a contração dos músculos respiratórios [13]. Com o aumento do volume pulmonar há a redução de sua pressão interna. Quando cai abaixo da pressão atmosférica, o ar escoa no sentido do gradiente de pressão, entrando pela cavidade nasal e seguindo pelas vias aéreas pelos brônquios, canais que se ramificam em bronquíolos à medida que penetram nos pulmões. Cada bronquíolo segmenta-se em ductos alveolares, que desembocam nos alvéolos, os locais onde ocorre a troca gasosa entre o ar atmosférico e o sangue [14]. Os alvéolos são estruturas extremamente finas, formadas por apenas uma camada de epitélio, circundadas por rede capilar e adjacentes à pleura. Com a expansão do pulmão, há aumento do espaço entre

as duas membranas da pleura, o que cria um gradiente de pressão entre as paredes dos alvéolos, induzindo a difusão dos gases pelo epitélio. Assim, como há maior concentração de oxigênio no ar do que no sangue, o oxigênio atravessa em direção aos capilares, enquanto o gás carbônico, em maior concentração no sangue, passa para a luz do pulmão [11]. A Tabela 2.1 mostra a composição do ar em diferentes condições durante um ciclo de respiração externa.

Tabela 2.1: Composição do ar

	Ambiente		Inspirado		Expirado	
	mmHg	%	mmHg	%	mmHg	%
Nitrogênio(N_2)	584,1	76,86	556,8	73,26	583,7	76,80
Oxigênio(O_2)	156,6	20,60	149,2	19,64	103,1	13,56
Dióxido de Carbono (CO_2)	0,2	0,03	0,2	0,03	41,2	5,43
Água(H_2O)	12,0	1,58	47,0	6,18	25,0	3,29
Outros	7,1	0,93	6,8	0,89	7,0	0,92

Valores para temperatura ambiente de 24 °C, umidade relativa de 50%, pressão barométrica de 760 mmHg e temperatura corporal de 37 °C. Adaptado de [15]

Há condições clínicas em que a inspiração precisa ser feita, completa ou parcialmente, de maneira artificial. Nesses casos, um dispositivo de ventilação mecânica é conectado às vias aéreas de forma invasiva ou não. Este dispositivo gera uma pressão positiva na entrada das vias aéreas o que mobiliza o - ou facilita a mobilização do - ar para dentro dos pulmões [16]. Portanto, pode-se classificar a ventilação espontânea como utilizando pressão motriz negativa, enquanto a ventilação mecânica utiliza pressão motriz positiva.

Devido à natureza elástica do tecido pulmonar, ele tende a se esvaziar com o relaxamento dos músculos respiratórios. A redução do volume dos alvéolos aumenta sua pressão interna, que induz seu colapso. Além disso, o epitélio pulmonar é revestido por um filme aquoso. A força de coesão entre as moléculas de água gera tensão superficial na interface ar-líquido na luz do pulmão, o que também favorece o colapso dos alvéolos, além de dificultar sua expansão durante a inspiração. A manutenção desse estado expandindo requereria elevado gasto energético [12]. Para reduzir essa tensão superficial, os pneumócitos tipo 2 secretam uma mistura de fosfolipídios que atuam como tensoativos reduzindo a tensão, facilitando a expansão pulmonar na inspiração e evitando o colapso alveolar durante a expiração [17–19].

E assim, em uma pessoa com sistema respiratório saudável e em descanso a expiração é passiva e não requer atividade muscular. O mesmo ocorre no caso de inspiração artificial, quando a pressão positiva gerada pelo ventilador pulmonar é reduzida abaixo da pressão no interior dos pulmões. No entanto, a cavidade pleural possui naturalmente uma pressão relativa negativa o que evita que os pulmões se esvaziem completamente [11]. Para situações como a de intenso esforço físico

onde rápidos ciclos de inspiração e expiração são necessários, ou para testes de espirometria que medem a inspiração e expiração forçada, há o recrutamento de músculos acessórios que intensificam as mudanças nos volume pulmonares também durante a expiração [11].

São denominados como volumes pulmonares os volumes de gás nos pulmões em determinados momentos da inspiração e expiração (ciclo respiratório). Esses volumes tendem a variar de acordo com o sexo, a idade, a etnicidade e em certos casos de doenças respiratórias, sendo divididos em 4 volumes (Figura 2.1): (i) Volume corrente é o volume de ar inspirado e expirado a cada ciclo respiratório normal e sem esforço suplementar. O volume corrente para um homem adulto médio em descanso é aproximadamente 500 ml e para mulheres é por volta de 400 ml [20]; (ii) Volume de reserva inspiratório é o volume de ar máximo que pode ser inspirado após uma inspiração espontânea, em média adultos do sexo masculino e feminino, respectivamente, são capazes de reter em seus pulmões 6 e 4,3 litros ; (iii) Volume de reserva expiratório é o volume de ar máximo que pode ser expirado após uma expiração espontânea; (iv) Volume residual é o volume de ar que permanece nos pulmões mesmo após uma expiração forçada ao máximo. Portanto, a renovação do ar nos pulmões nunca será completa em único ciclo respiratório.

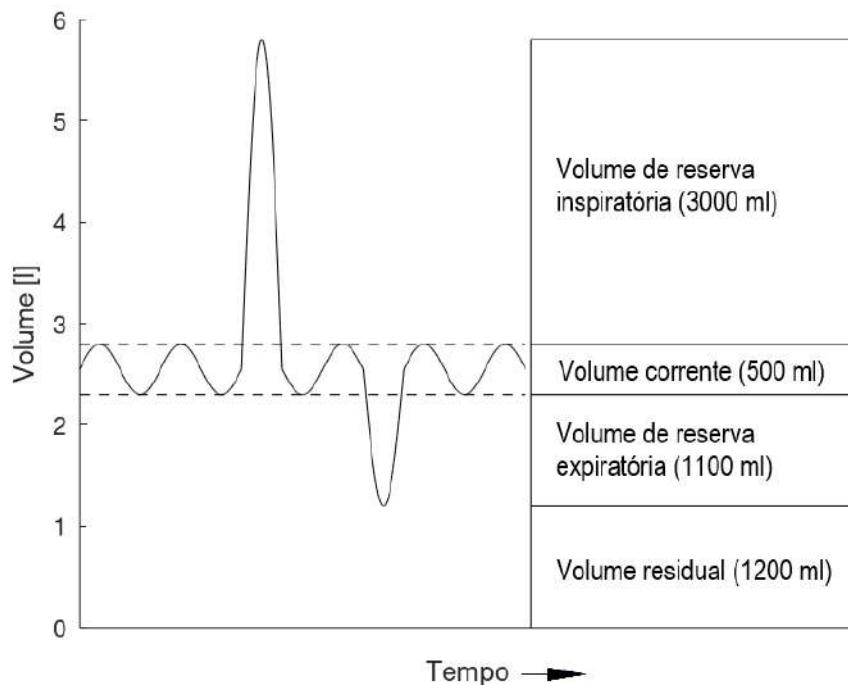


Figura 2.1: Representação ilustrativa de um traçado de um espirômetro mostrando os volumes pulmonares.

As medições diretas ou indiretas da composição dos gases metabólicos, dos fluxos

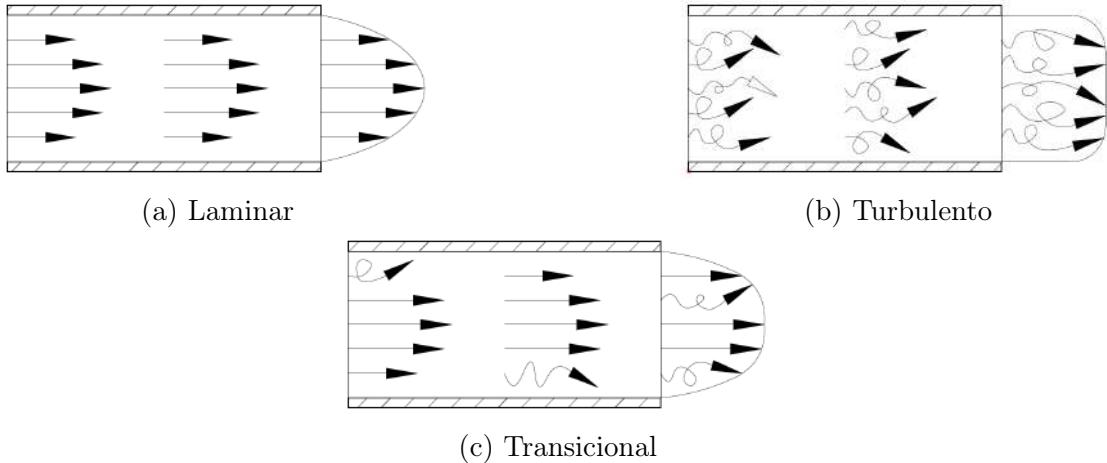
e dos volumes respiratórios mostram-se importantes instrumentos que podem ser utilizados para diagnosticar doenças pulmonares [21], determinar a gravidade de uma doença [22] ou avaliar a resposta a um tratamento [23].

2.2 Tipos de escoamento

No estudo da mecânica dos fluidos, de acordo com a trajetória das partículas que compõem um escoamento esse pode ser classificados em três tipos: laminar, turbulento ou transicional (ver Figura 2.2). Em escoamentos denominados laminares há um predomínio das forças iniciais e o movimento das partículas do fluido se dá em camadas, não havendo mistura macroscópica de uma camada para outra. Existindo uma mistura de forma generalizada, tridimensional e aleatória é dado o nome de escoamento turbulento. Já os casos onde apresentam características intermediárias entre os dois anteriores são denominados de escoamentos transicionais [24]. A turbulência em um tubo reto pode ser estimada calculando-se o número de Reynolds

$$Re = \frac{v \cdot d}{\nu} \quad (2.1)$$

no qual v é a velocidade do escoamento, d é o diâmetro do tubo e ν é a viscosidade cinemática do fluido. Em condições normais escoamentos com números menores que 2300 são classificados como laminares [24].



O número de Reynolds também é utilizado para calcular o comprimento de en-

trada para um escoamento torne-se completamente desenvolvido, que por sua vez é o comprimento necessário dentro de um tubo para que um perfil de velocidade cesse de variar axialmente após uma obstrução. Padrões de fluxo não desenvolvidos que não sejam simétricos axialmente podem ser responsáveis por erros na medição do fluxo de até 3% em sensores de pressão diferencial e sensores ultrassônicos [25]. Para os escoamentos laminares e turbulentos os comprimentos de entradas são calculados pelas equações:

$$L_{laminar} = 0,058 * D * Re \quad (2.2)$$

$$L_{turbulento} = 1,6 * D * Re^{(1/4)} \quad (2.3)$$

Onde D é o diâmetro do tubo, $L_{laminar}$ é o comprimento de entrada para escoamentos laminares, e $L_{turbulento}$ é o comprimento de entrada para escoamentos turbulentos [26, 27]. Como pode-se notar, para o mesmo diâmetro D escoamentos turbulentos tendem a apresentar comprimentos de entradas menores que escoamentos laminares.

2.3 Sensores de Fluxo

Sensores de fluxo são dispositivos que medem o fluxo, volumétrico ou mássico, de escoamento de um líquido ou gás. Podem ser usados também para medir indiretamente o volume a partir da integral em relação ao tempo do sinal de fluxo. Na aplicação em monitoração respiratória de sensores de fluxo, deve-se observar algumas características:

1. Posição do sensor: A medição do fluxo próximo as vias aéreas do indivíduo pode se mostrar bastante diferente de uma medição mais distante [7, 28]. Isso se deve à perda de carga que o escoamento sofre entre os pontos de medição [7].
2. Repetibilidade: é a precisão da medição sob um conjunto de condições que incluem o mesmo procedimento de medição, o mesmo sistema de medição, mesmas condições de operação em um mesmo local, o mesmo operador e a replicação das medições em objetos semelhantes durante um curto período de tempo [29]. Onde a precisão é uma medida da variabilidade da medição.
3. Reprodutibilidade: é a precisão da medição sob um conjunto de condições que incluem diferentes sistemas de medição, locações e operadores [29].
4. Outras propriedades metrológicas: A faixa de operação, e tempo de resposta estática e dinâmica.

5. Resistência pneumática: é desejável uma baixa resistência pneumática comparada a resistência das vias aéreas do paciente para minimizar a influência do sensor no esforço exercido pelo paciente. Em especial, os neonatos, devido a baixa complacência de seus pulmões já precisam fazer um esforço maior para respirar do que um indivíduo adulto [30].
6. Espaço morto: define-se como espaço morto o volume de ar que ocupa regiões onde não ocorre troca gasosa, por exemplo, nas vias aéreas condutoras. Quando o sensor de fluxo é posicionado em série com o sistema respiratório, o espaço morto representado pelo sensor deve ser o mínimo possível, pois ele reduz o volume do gás expiratório removido a cada ciclo respiratório [30, 31].
7. Composição do ar: certas propriedades de um fluido como densidade, viscosidade e condutividade térmica variam de acordo com a sua composição, o que pode levar a erros de medição de fluxo caso este parâmetros não sejam levado em consideração de acordo com o sensor utilizado. Isso é importante pois a composição do ar muda entre a inspiração e expiração (ver Tabela 2.1); além disso há situações onde a composição do ar é alterada por motivos clínicos, como no caso da suplementação de oxigênio.
8. Influência da temperatura e umidade: a temperatura afeta certas propriedades dos fluidos como densidade e viscosidade [32], além de quedas da temperatura combinadas com a umidade da expiração poderem provocar a condensação do vapor d'água e possivelmente o entupimento ou mal-funcionamento de alguns sensores [33].
9. Tipo de escoamento: laminar, turbulento ou transicional [34].

Existem várias classes de sensor de fluxo com diferentes princípios de medição, como os:

- anemômetros de fio-quente (Figura 2.3), cuja a medição se baseia na alteração da resistência elétrica devido à transferência de calor sofrida por um ou dois fios de platina aquecidos por efeito joule enquanto um fluido em movimento passa sobre ele [6]. Devido ao seu princípio de funcionamento, as configurações mais típicas com um único fio não são capazes de diferenciar o sentido do fluxo durante o ciclo respiratório, para isso são necessárias configurações mais complexas com pelo menos dois fios [35], o que aumenta os custos associados ao seu uso e diminui a sua robustez devido a mais fios estarem sujeitos a danos.

Anemômetros de fio-quente possuem uma resposta não linear e uma alta sensibilidade para fluxos baixos, o que faz com que eles sejam especialmente usados

em aplicações pediátricas [35]. Além disso, mudanças da composição do ar e temperatura afetam a calibração e exigem métodos de correção para minimizar os seus efeitos [36, 37].

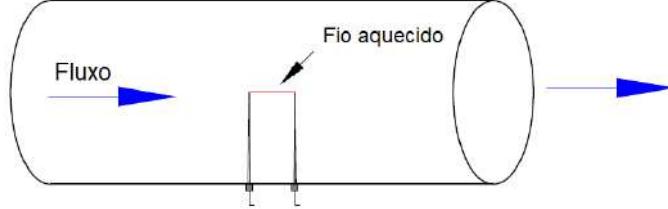


Figura 2.3: Representação esquemática de um anemômetro de fio-quente

- sensores de fluxo ultrassônicos, podem ser divididos em dois tipos principais: medidores por vórtices (Figura 2.4a) e medidores por tempo de voo (Figura 2.4b). Medidores por vórtices usam o ultrassom para detectar vórtices de gás que são gerados por um elemento colocado no escoamento. Esses sensores não são capazes de detectar o sentido do fluxo e são pouco exatos. Medidores por tempo de voo são os mais comumente utilizados, e se baseiam na emissão de um sinal ultrassônico entre um par de transdutores e análise da mudança de tempo de voo causada pelo fluxo do fluido. O tempo de voo absoluto é afetado pela composição do gás. Possui uma resistência pneumática desprezível e boa resposta dinâmica. No entanto, se mostram menos exatos que os demais medidores de fluxo citados nesse trabalho [6].

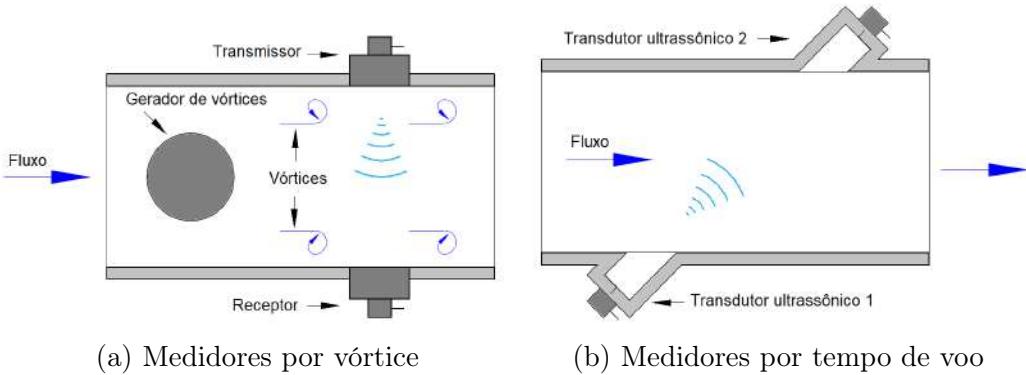


Figura 2.4: Sensores de fluxo ultrassônicos. Representação em corte de um sensor com medição pelo princípio de vórtices (a) e outro por tempo de voo (b).

- sensores de fluxo de tipo turbina (Figura 2.5) consistem em um tubo com uma placa reorientadora de fluxo associada a uma roda com palhetas planas axiais. A placa possui uma geometria que reorienta o fluxo de ar de modo que este exerça uma força tangencial em relação as palhetas provocando a rotação da

roda. Essa roda é posicionada entre um emissor de luz infravermelha e uma célula fotovoltaica, de maneira que conforme a roda gira as palhetas obstruem a passagem da luz gerando um impulso na célula fotovoltaica para cada interrupção. A intensidade do fluxo é, então, relacionada com a frequência dos pulsos gerados [35].

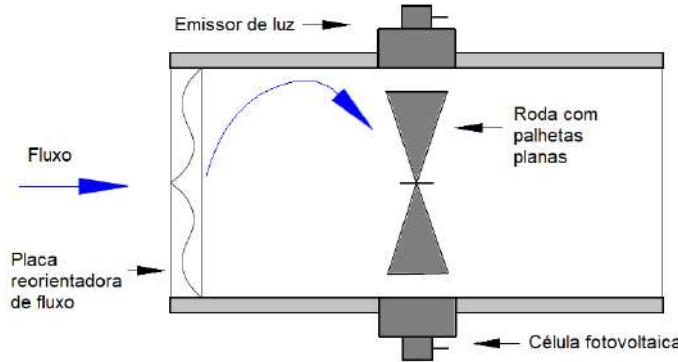


Figura 2.5: Sensor de fluxo do tipo turbina. Representação em corte mostrando a turbina (roda com palhetas) e o conjunto de emissor e sensor de luz utilizado para medir o movimento da turbina. Um placa com geometria especial na entrada do sensor orienta o fluxo de gás para acionar corretamente a turbina.

A medição desses sensores não é afetada pela composição dos gases respiratórios, pela temperatura ou pela umidade. No entanto, são frágeis, caros, a fluxos baixos a linearidade é afetada devido a fricção (“lag-before-start”) e a fluxos altos pode superestimar medições devido ao efeito da inércia rotacional (“spin-after-stop”) [38].

- sensores de fluxo de pressão diferencial, usam uma resistência pneumática colocada dentro de uma tubulação por onde o gás escoa. Conforme o gás passa por essa resistência ocorre uma queda de pressão entre os lados a montante e a jusante, geralmente medida por um transdutor de pressão diferencial. O transdutor de pressão diferencial é um instrumento com uma cavidade dividida ao meio por um diafragma deformável com sensores de deformação (e.g. extensômetros, efeito capacitivo) conectado a um circuito elétrico capaz de medir variações da tensão elétrica. Cada metade do transdutor é conectada ao sensor de fluxo, por meio de uma mangueira, a uma das tomadas de pressão que se encontram antes e depois da resistência pneumática de forma a transmitir a pressão do fluido. Uma diferença de pressão entre as duas tomadas provocará a deformação do diafragma (Figura 2.6) o que provoca uma variação na tensão elétrica medida.

Medidores de fluxo por pressão diferencial são os mais comuns em processos industriais, além de serem bastante utilizados na monitoração respiratória e

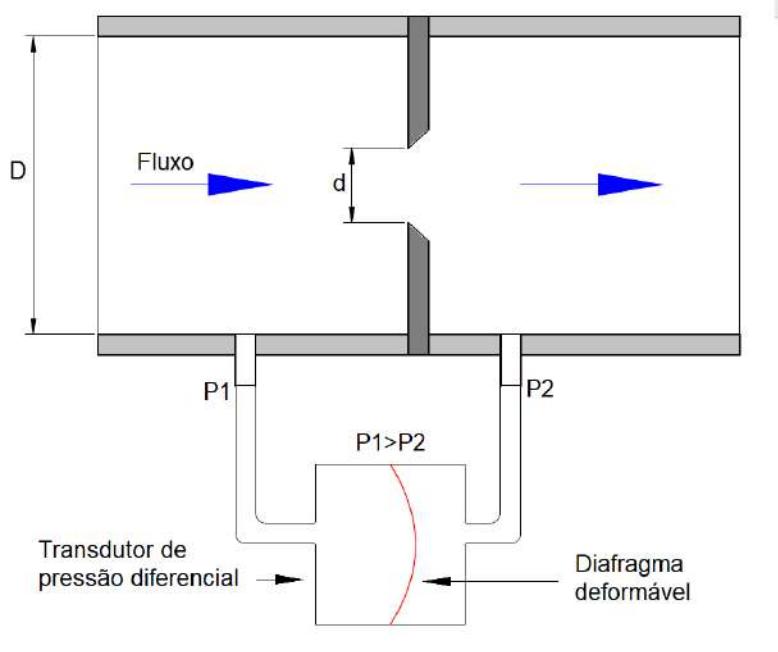


Figura 2.6: Representação em corte do interior de um sensor de fluxo de orifício fixo e de um medidor de pressão associado. D é o diâmetro do tubo, d o diâmetro do orifício, P_1 a pressão medida a montante do escoamento e P_2 a pressão medida a jusante.

na ventilação mecânica. [5, 39]. Na sua configuração mais simples, conhecida como medidores de orifício fixo, o elemento resistivo tem o formato de uma placa com um orifício (geralmente concêntrico) de diâmetro independente do escoamento do fluido (Figura 2.6),

A relação entre fluxo e diferença de pressão desse medidor pode ser estimada pela equação de Bernoulli:

$$\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_1^2 + \rho \cdot g \cdot h_1 + p_1 = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_2^2 + \rho \cdot g \cdot h_2 + p_2 = cte \quad (2.4)$$

onde ρ é a densidade, v_1 é a velocidade do gás em um ponto antes da resistência pneumática, P_1 é a pressão em um ponto antes da resistência pneumática, h_1 a altura do ponto antes da resistência pneumática segundo uma referência, v_2 é a velocidade em um ponto depois da resistência pneumática, P_2 é a pressão em um ponto depois da resistência pneumática, h_2 a altura do ponto depois da resistência pneumática segundo uma referência e g a aceleração da gravidade. A Equação 2.4 é válida sob as hipóteses simplificadoras de um fluido incompressível, isotérmico, invíscido e um escoamento unidimensional.

Considerando desprezíveis os termos gravitacionais a Equação 2.4 pode ser simplificada para:

$$\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_1^2 + p_1 = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_2^2 + p_2 \quad (2.5)$$

Nas hipóteses apresentadas o fluxo \dot{V} pode então ser definido como:

$$\dot{V} = v_1 \cdot A_1 = v_2 \cdot A_2 \quad (2.6)$$

onde A_1 e A_2 são, respectivamente, as áreas da seção transversal do tubo nos pontos antes e depois da resistência pneumática.

Considerando $\Delta P = p_1 - p_2$ e combinando a Equação 2.5 com a Equação 2.6 é possível calcular o fluxo pela seguinte relação:

$$\dot{V} = \frac{A_2}{\sqrt{1 - (A_2/A_1)^2}} \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}} \quad (2.7)$$

No entanto, normalmente as hipóteses citadas não são adequadas e a Equação 2.7 precisa ser multiplicada por valores de correção empíricos para considerar os efeitos de descarga e compressibilidade [40].

Apesar do medidor de orifício fixo apresentar diversas vantagens (facilidade na fabricação, robustez, precisão e boas propriedades dinâmicas) ele é influenciado pela composição do gás, pela sua temperatura e, principalmente, possuem resposta não linear, o que limita o seu uso na ventilação mecânica e monitoração respiratória, uma vez que um ciclo respiratório apresenta grande variação de fluxo.

Para aumentar a linearidade de sensores de fluxo por pressão diferencial, foi proposto por Fleisch [41] no início do século XX um modelo que utilizava como elemento resistivo diversos tubos capilares dispostos paralelamente no formato de uma colmeia (Figura 2.7a); algumas décadas depois Lilly [42] viria a propor um outro modelo com o elemento resistivo baseado em uma fina malha de fio metálico (Figura 2.7b). Ambos relacionam linearmente o fluxo de um fluido em escoamento laminar com a queda de pressão desse ao passar pelo elemento resistivo baseando-se na equação de Hagen-Poiseuille:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \mu \cdot L}{n \cdot \pi \cdot r^4} \cdot \dot{V} \quad (2.8)$$

onde μ é a viscosidade dinâmica do fluido, e L , r e n são, respectivamente, o comprimento, o raio e o número de capilares. Apesar da robustez, da boa resposta em frequência [43] e da resposta linear desses tipos de sensores eles possuem como principal desvantagem o risco de um aumento desconhecido da resistência pneumática devido ao acúmulo de muco ou condensação dentro do

elemento resistivo, o que provoca aumento no erro de medição. Para sanar esse problema é necessário uma configuração mais complexa que inclui um aquecedor nos elementos resistivos para prevenir a condensação, elevando os custos do dispositivo e podendo afetar a precisão da medição caso o aquecedor cause flutuações de temperatura do elemento resistivo [6].

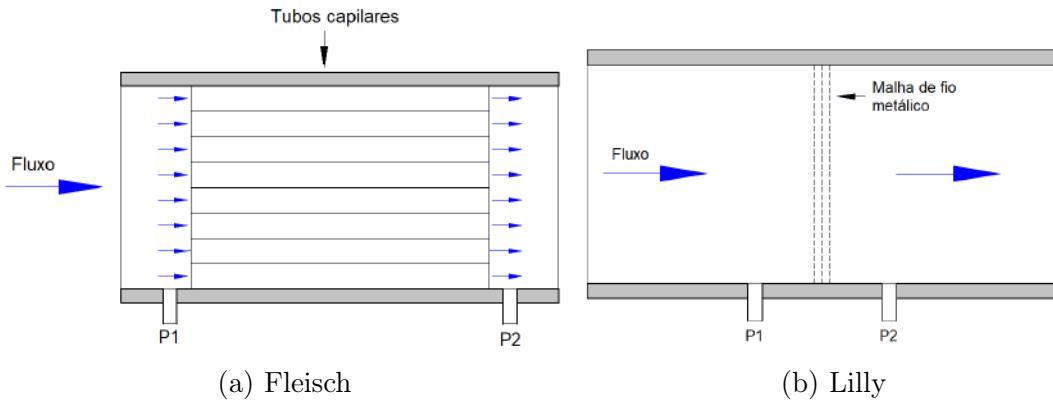


Figura 2.7: Sensores de fluxo lineares usando o princípio da pressão diferencial. Representação em corte de um sensor que utiliza tubos capilares (a) e outro com tela (b) como elemento resistivo.

Outra solução que permite superar a limitação dos sensores de pressão diferencial em relação a linearidade é o medidor de orifício variável. Sua relação de entrada e saída também utiliza a Equação 2.7 e sua geometria é similar à do orifício fixo, mas com a adição de um elemento móvel (normalmente uma membrana flexível feita de plástico ou de aço inoxidável) na região do orifício, ver Figura 2.8. Esse elemento móvel flete, alargando o orifício, à medida que a intensidade do fluxo aumenta. Como uma consequência disso tem-se uma maior linearização mecânica entre ΔP e \dot{V} pela mudança da resistência ao fluxo. A escolha apropriada do material e da forma da membrana garante que o orifício aumentará de tamanho com \dot{V} , sem que com isso haja aumento da resistência durante uma longa faixa de \dot{V} . Diferentes geometrias para a membrana flexível foram propostas ao longo dos anos por HAYNER [44], OSBORN [45], KIZAWA [46] e BONASSA [47].

Placas de orifício variável têm se popularizado para monitoramento respiratório a longo prazo em unidades de tratamento intensivo, em razão de superarem a necessidade de aquecimento constante dos sensores tipo Fleisch e Lilly.

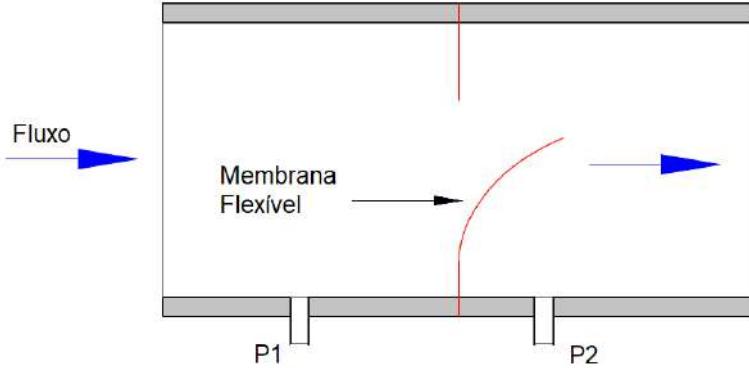


Figura 2.8: Representação alegórica em corte de um sensor de fluxo de orifício variável com a membrana do seu interior fletida. Sensores de orifício variável normalmente apresentam flexões da membrana menores do que mostrada na ilustração.

2.4 Método da Seringa

Os medidores de fluxo para uso clínico ou laboratorial necessitam de calibrações frequentes para garantir a sua precisão. Essas calibrações eram tarefas complexas, consumiam muito tempo, e exigiam dispositivos que pudessem gerar fluxos constantes de maneira precisa. YEH *et al.* [48] desenvolveram, então, um método mais simples para calibrar medidores de fluxo por pressão diferencial movimentando manualmente várias vezes e em diferentes velocidades o êmbolo de uma seringa de precisão de 3 L a partir da qual os valores de condutância (fluxo/pressão) são calculados por um mecanismo de média ponderada. Algumas das vantagens desse método que utiliza uma seringa de volume fixo são a simplicidade e portabilidade dos equipamentos, e a eliminação da dificuldade de se produzir fluxos fixos.

Além do método de valores de condutância foram desenvolvidos outros trabalhos descrevendo curvas de calibração polinomiais de primeira [49], segunda [50] e terceira ordem [51]. Por normalmente possuírem faixas de medição lineares limitadas, medidores de fluxo por pressão diferencial tendem a produzir grandes erros de medição quando utilizados fora dessa faixa. Os métodos com polinômios de grau superior, por sua vez, mostraram-se precisos sobre uma variedade de faixas de fluxos.

Este trabalho utiliza o método de calibração polinomial que foi desenvolvido por GIANNELLA-NETO *et al.* [26]. Este método consiste na conexão de uma seringa de precisão com volume conhecido a um circuito respiratório do qual faz parte um medidor de fluxo por pressão diferencial que gera uma tensão elétrica em resposta ao fluxo de ar. A seringa então é utilizada por um operador humano para gerar manualmente diferentes conjuntos de sequências de injeções completas em determinada velocidade, cada conjunto com velocidades diferentes de modo a cobrir a faixa de medição que se pretende usar o medidor de fluxo (Figura 2.9).

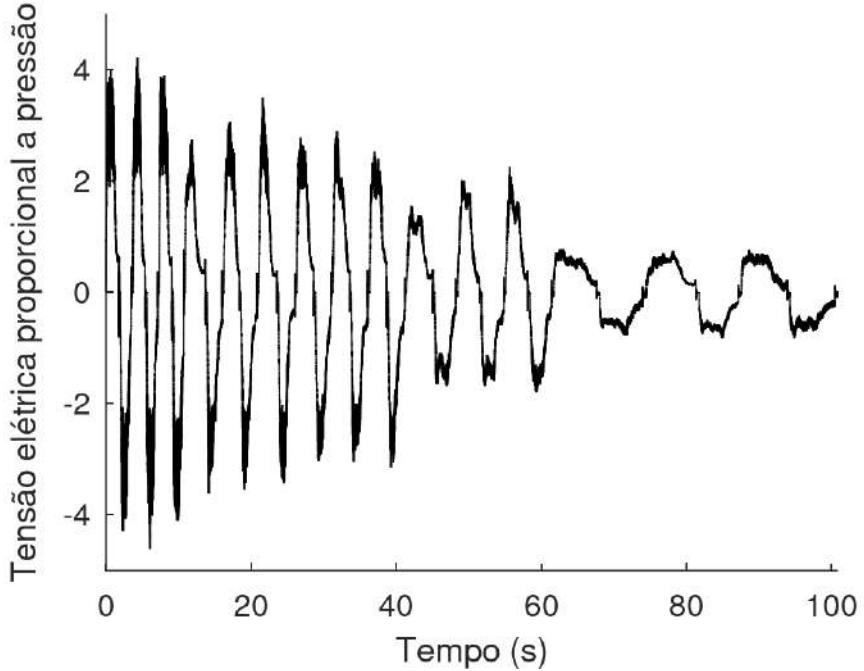


Figura 2.9: Exemplo de sinal de tensão elétrica proporcional a diferença de pressão gerado para calibração de sensor de fluxo com o método da seringa. O conjunto de ciclos está ordenado da maior intensidade de fluxo à esquerda até a menor intensidade à direita.

O fluxo \dot{V} é, então, relacionado à tensão elétrica T como um polinômio de grau m para cada ponto i :

$$\dot{V}_i = a_1 T_i + a_2 T_i^2 + \dots + a_m T_i^m. \quad (2.9)$$

Para uma dada frequência de amostragem f o sinal de fluxo pode ser integrado de forma numérica para cada injeção completa o que resulta, aproximadamente, nos volumes de ar movimentados em cada sentido da injeção.

$$V = \frac{1}{f} \sum_i a_1 T_i + a_2 T_i^2 + \dots + a_m T_i^m. \quad (2.10)$$

Os volumes estimados com a Equação 2.10 resultam em um sistema linear sobre determinado de equações cujos coeficientes a_m podem ser determinados pelo método de mínimos quadrados, reduzindo os efeitos das incertezas de medição.

Para uma calibração adequada é necessário que principalmente os fluxos das injeções mais rápidas tenham uma frequência de amostragem grande, para que os parâmetros estimados na Equação 2.9 permitam a estimativa mais precisa desses fluxos, que serão utilizados na integração que calculará o volume. Portanto, para uma melhor calibração de uma faixa de fluxos, é preciso ter mais amostras dessa faixa.

A estimação do fluxo e do volume também é afetada por variações na linha de base. A linha de base do sinal é o nível de tensão elétrica constante medido pelo transdutor de pressão diferencial quando há ausência de fluxo. Variações na temperatura, pressão barométrica e principalmente umidade podem alterar a linha de base. Linhas de base positivas causam a superestimação do fluxo quando o êmbolo da seringa é empurrado e subestimação do fluxo quando esse é puxado. As linhas de base negativas implicam em um efeito inverso. Para corrigir essa variação, a linha de base é medida por alguns segundos antes de iniciar a calibração. Idealmente, essa correção de linha de base também deve ser realizada durante aplicação do sensor de fluxo.

Para redução de outras possíveis fontes de erros, como alteração no perfil de velocidade de escoamento do fluxo, e variação na temperatura ou na umidade, recomenda-se que a calibração seja realizada com uma montagem e condições ambiente o mais próximo possível das encontradas durante a utilização do sensor [52, 53].

Capítulo 3

Métodos

Para avaliar a repetibilidade e reprodutibilidade de sensores de orifício variável em diferentes montagens experimentais foi utilizado um sensor de fluxo (modelo 279331, Hamilton Medical, Suíça), ver Figura 3.1, com membrana semelhante a proposta por OSBORN [45]. Os fluxos de entrada no sensor foram gerados de forma padronizada utilizando-se uma seringa acionada por um motor de corrente contínua com posição controlada em malha fechada (H&H PWG, MH Custom Design & Mfg. L.C, Midvale, Utah, EUA), ver Figura 3.2 ou gerados manualmente utilizando uma seringa de calibração (Série 4900, Hans Rudolph, EUA) (Figura 3.3).



Figura 3.1: Medidor de fluxo de orifício variável utilizado nos experimentos (modelo 279331, Hamilton Medical, Suíça). O lado B está à esquerda, com tubo azul, enquanto o lado W tem o tubo branco.

Ambas seringas foram regulada para um volume de 3 L. Esse volume foi escolhido com base nos padrões da American Thoracic Society e da European Respiratory Society para a calibração de espirômetros [8].

Foram realizadas sete montagens distintas identificadas pelos numerais de 1 a 7, ver Figura 3.4. Nas montagens 1,5,6 e 7 cada lado do sensor (W ou B) foi conectado a seringa motorizada, enquanto o outro lado foi aberto ao ambiente ou conectado a um tubo de PVC (diâmetro interno de 17,6 mm e comprimento de 360 mm)

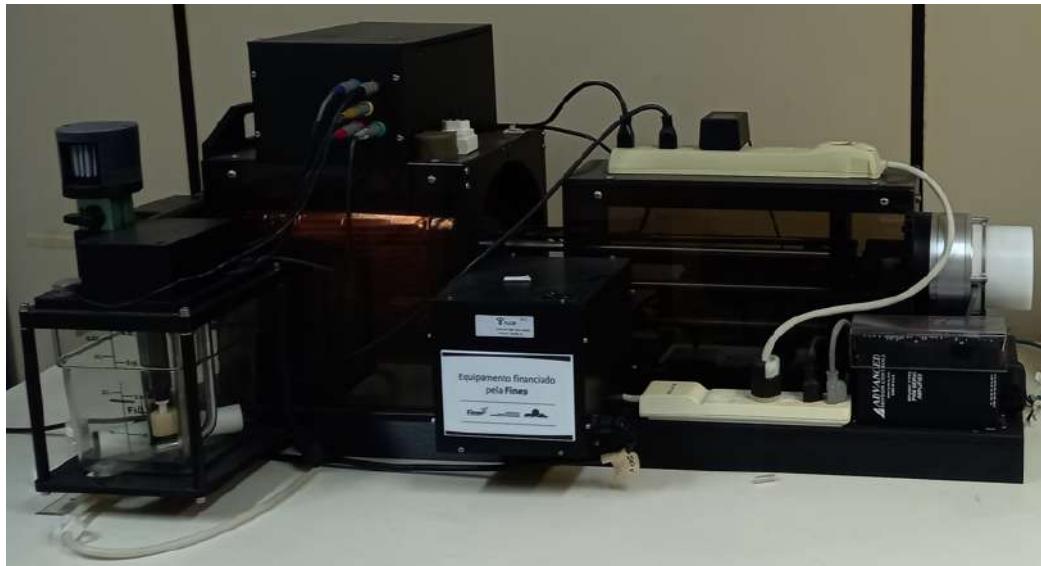


Figura 3.2: Seringa motorizada (H&H PWG, MH Custom Design & Mfg. L.C, Midvale, Utah, EUA) ajustada para 3L.



Figura 3.3: Seringa de calibração de 7 L (Série 4900, Hans Rudolph, EUA) ajustada para 3 L.

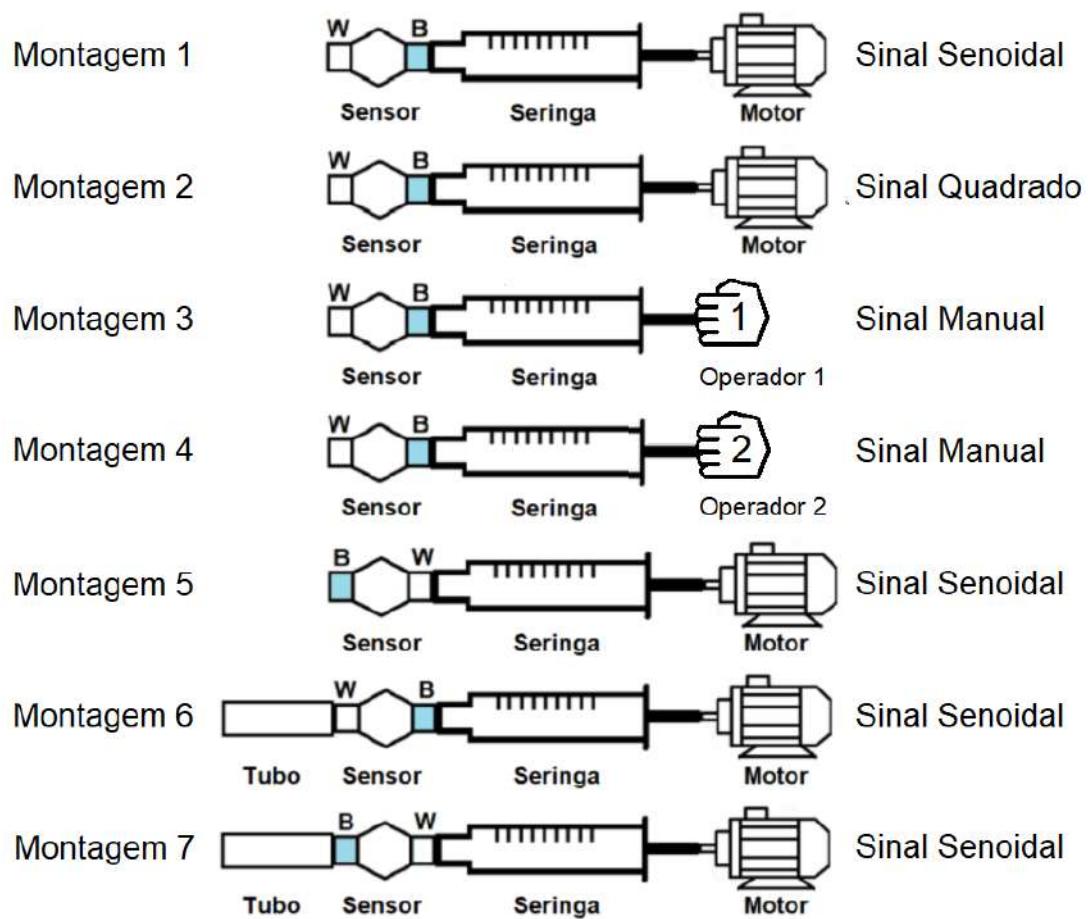


Figura 3.4: Configuração esquemática experimental de calibração mostrando as 7 montagens utilizadas e o formato de seus sinais.

O comprimento do tubo, que tem 20,46 vezes o tamanho do diâmetro, foi es- colhido de forma que permitisse o desenvolvimento completo do escoamento turbu- lento para os números de Reynolds mais altos dos experimentos. Não foi utilizado um comprimento de tubo que permitisse o desenvolvimento completo do escoamento laminar pois ele teria que ter um comprimento mais de 100 vezes maior que o do diâmetro, o que não seria realista para uma aplicação real.

Com a seringa motorizada aplicou-se no sensor ar ambiente em fluxos que varia- vam senoidalmente com amplitudes de 0,31 a 2,1 L/s, em passos de 0,18 L/s. Para cada amplitude, 11 períodos sinusoidais completos foram registrados. Para avaliar a repetibilidade na calibração, três conjuntos das 121 injeções foram realizados para cada montagem, com cada repetição sendo identificada pelos caracteres I, J e K. Adicionalmente, para a mesma configuração experimental da montagem 1 foram aplicados fluxos constantes com as mesmas amplitudes e números de ciclos da onda senoidal. Para estes fluxos constantes realizou-se uma triplicata identificada como montagem 2.

Com a seringa de calibração manual dois operadores não treinados foram instruí- dos a realizar injeções de 3 L empurrando e puxando o êmbolo da seringa, tentando repetir 11 ciclos completos para seis níveis de fluxos diferentes. Para isso, foram auxiliados por uma curva desenhada em uma tela, a qual indicava a resposta das tensões elétricas ao fluxo produzido pela seringa, com marcos de tensões que deve- riam ser alcançados e mantidos o mais constantes possível. Estes marcos variavam de 0,25 V a 2 V, em passo de 0,35 V. Essas 66 injeções também foram repetidas em triplicata. Este procedimento manual foi realizado somente com o lado B acoplado na seringa e sem o tubo no lado oposto (semelhante a montagem 1, Figura 3.4). Cada operador foi identificado como montagens 3 e 4.

Em todas as montagens experimentais, a queda de pressão causada pela mem- brana flexível foi medida conectando-se as tomadas de pressão do sensor a um transdutor de pressão diferencial de $\pm 500\text{Pa}$ (PasCal PC 500 SDET, Hoffrichter GmbH, Alemanha). O sinal gerado pelo transdutor foi digitalizado por um conver- sor analógico-digital (NI-6009, NI, EUA), com frequência de amostragem de 1000 Hz, e gravado usando sistema de aquisição de dados (DAS; LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; PINO et al., 2004) desenvolvido em ambiente LabView (NI, EUA). As man- gueiras do sensor de fluxo foram sempre conectadas ao transdutor de pressão de forma que o movimento de empurrar o êmbolo esvaziando a seringa resultasse em tensões elétricas positivas, denominadas de fluxos positivos. Inversamente, puxar o êmbolo enchendo a seringa correspondeu a fluxos negativos. Para processar os si- nais coletados pelo DAS foi utilizado um conjunto de códigos próprios e o programa MECANICA (LEP-PEB/COPPE/UFRJ, Brasil; PINO et al., 2002), em MATLAB 7.1 (Mathworks, EUA).

3.1 Análise dos Resultados

Para avaliar as calibrações utilizou-se o critério da American Thoracic Society e a European Respiratory Society para a calibração de espirômetros [8], o qual determina que uma calibração continua válida se os erros de medição do volume permanecessem em uma faixa de 3% durante um teste de verificação. Adicionalmente, os resultados foram descritos qualitativamente observando-se as variações de tendência central (mediana) e dispersão (intervalo interquartil).

Em cada uma das condições experimentais, uma das repetições foi escolhida como referência (e identificada como I) e os sinais correspondentes foram usados para calibrar a curva característica de tensão elétrica para fluxo do sensor ajustando polinômios de 5º grau à integral do sinal ciclo-a-ciclo usando-se o critério de minimização da soma de erros quadráticos [26]. Polinômios independentes foram gerados para cada sentido do fluxo. Para avaliar a calibração do sensor, utilizou-se o erro volumétrico relativo, definido como a diferença entre o volume estimado e o de referência expressa como uma porcentagem da referência. Calibrações válidas foram comparadas qualitativamente, tendo como critério de qualidade a redução da diferença entre as duas direções de fluxo e menor variabilidade no erro volumétrico relativo.

A avaliação do efeito da montagem sobre a calibração e medição de fluxo foi realizada para cada um dos lados do sensor, e para montagens com e sem tubo, de forma separada. A repetibilidade da calibração foi avaliada aplicando-se os polinômios de calibração positivo e negativo da repetição I aos respectivos sinais de J e K. Para as montagens de 1, 5, 6 e 7; a reproduzibilidade da calibração foi avaliada aplicando-se de forma cruzada os polinômios positivo e negativo de uma montagem aos fluxos negativo e positivo (invertendo os sinais) de outra montagem, de forma que um polinômio calculado para o lado W (ou B) é sempre aplicado a um sinal do lado W (ou B).

Foram comparadas as repetibilidades e reproduzibilidades entre as montagens 1 e 5; e entre as montagens 6 e 7. Para as montagens 1 a 4 foram comparadas as repetibilidades e reproduzibilidades para diferentes formatos de ondas.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Resultados das montagens 1, 2, 3 e 4

As figuras 4.1,4.2,4.4 e 4.3 mostram os gráficos da tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para os sinais de referência I das montagens 1 a 4, respectivamente. As montagens 1 e 2 mostram os sinais senoidais e quadrados gerados por uma seringa motorizada, o que gerou sinais mais padronizados do que se fossem feitos manualmente. A montagem 2 apresentou sobressinal nos primeiros 55 ciclos. As montagens 3 e 4 mostram os sinais gerados por uma seringa operada manualmente o que resultou em sinais menos padronizados.

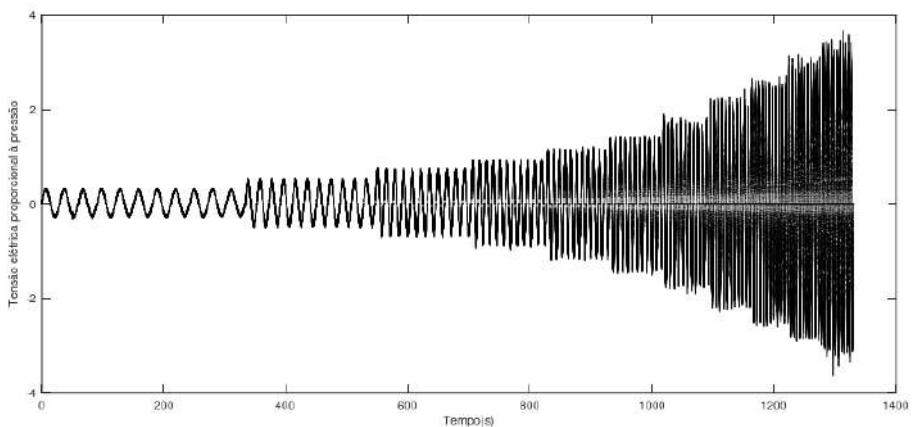


Figura 4.1: Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 1. O sinal foi gerado em formato senoidal por uma seringa motorizada.

As Figuras 4.5,4.6,4.7 e 4.8 mostram os histogramas da tensão elétrica amostrada referente às montagens 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Todos os histogramas possuem amostras compreendidas dentro da faixa de ± 2 V, o que permite comparar os resultados. Os três histogramas referentes à montagem 1 possuem uma maior proporção de amostras próximas de zero e picos próximos de $\pm 0,25$ V. Os histogramas referentes à montagem 2 são caracterizados pelas amostras apresentarem maior espaçamento

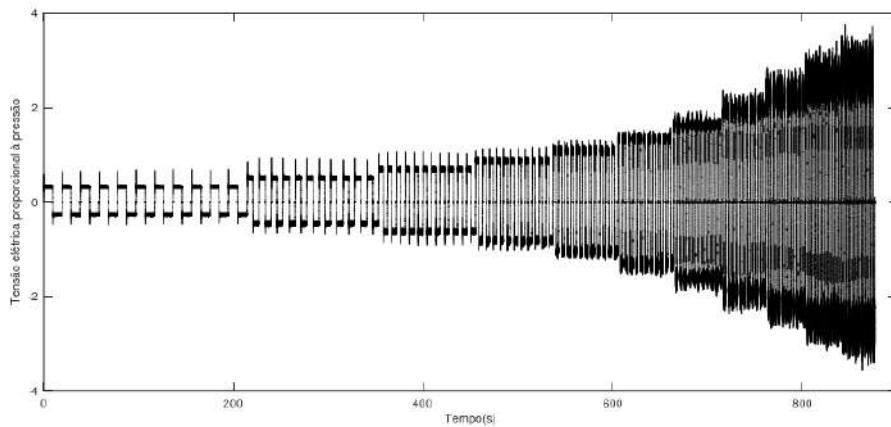


Figura 4.2: Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 2. O sinal foi gerado em formato quadrado por uma seringa motorizada e apresenta sobressinais nos primeiros 55 ciclos.

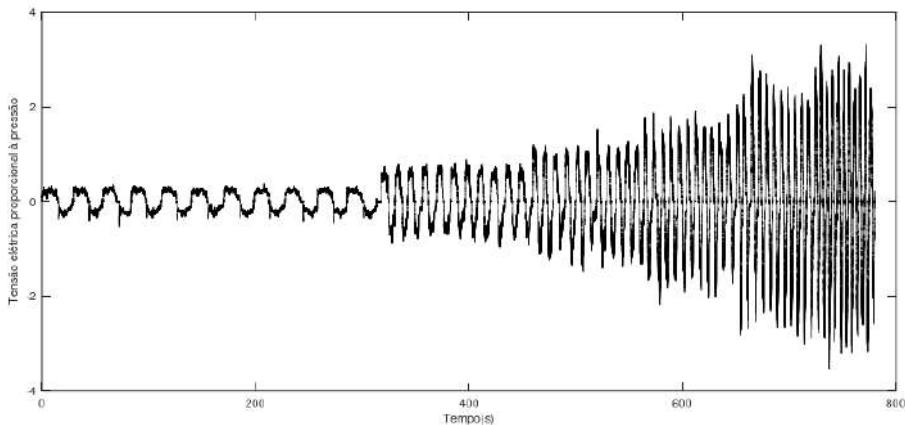


Figura 4.3: Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 3. O sinal de 66 ciclos foi gerado por uma seringa operada manualmente.

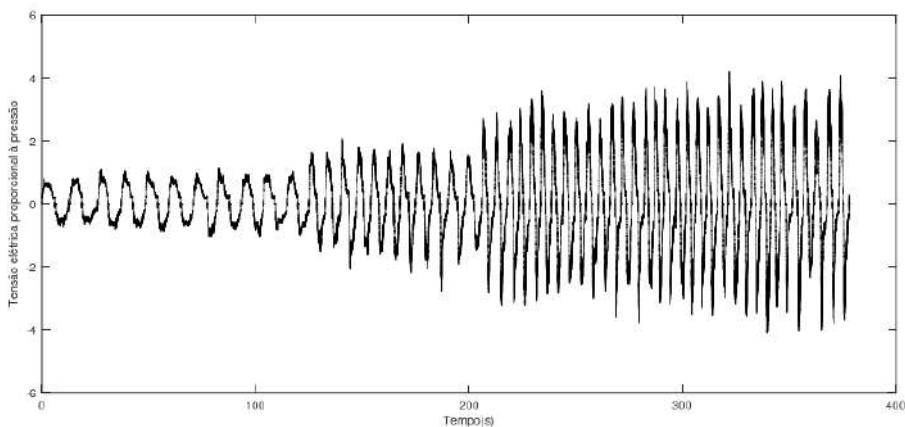


Figura 4.4: Gráfico do sinal de tensão elétrica proporcional a pressão pelo tempo para a montagem 4. O sinal de 55 ciclos foi gerado por uma seringa operada manualmente.

uma das outras e picos próximos de $\pm 0,25$ V. Na montagem 3, seus histogramas apresentam picos próximos de $\pm 0,20$ V. Os histogramas referentes à montagem 4 apresentam picos em $\pm 0,55$ V e de amplitude menor quando comparados as demais montagens.

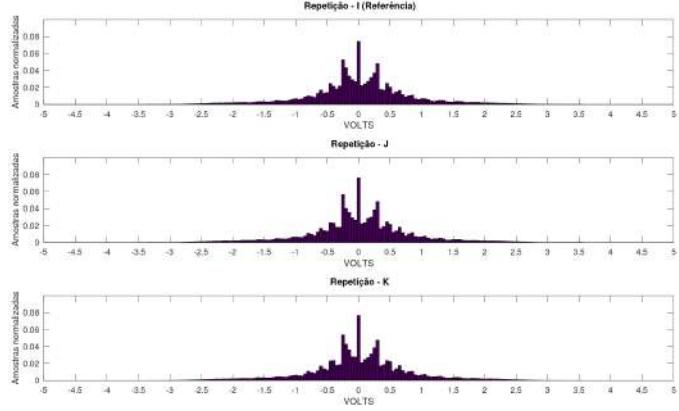


Figura 4.5: Histogramas das tensões elétricas amostradas referente aos sinais senoidais (montagem 1). Nota-se uma grande proporção de amostras próximas a zero, e picos próximos de $\pm 0,25$ V.

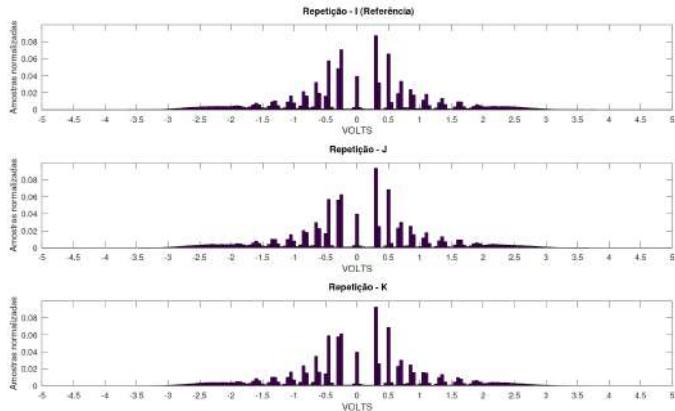


Figura 4.6: Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais com onda quadrada (montagem 2). Todos os três histogramas são semelhantes, como esperado para a seringa automatizada. Nota-s um espaçamento entre as amostras, particularmente a falta de amostras próximas de zero, com os primeiros picos próximos de $\pm 0,25$ V.

A Figura 4.9 mostra as curvas de calibração polinomial obtidas quando o ar entra pelo lado B com forma de ondas senoidal e quadrada geradas por uma seringa computadorizada (montagem 1 e 2), assim como para as formas de onda geradas por uma seringa manual (montagem 3 e 4). Todas as curvas apresentam um comportamento mais próximo da linearidade na faixa compreendida dentro do intervalo de ± 1 L/s.

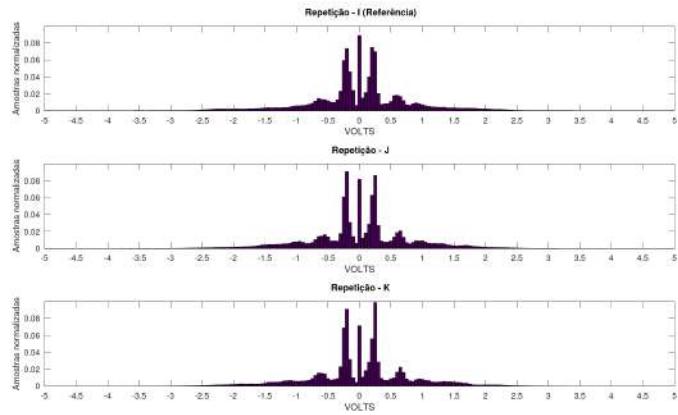


Figura 4.7: Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais da seringa manual 1 (montagem 3). Os histogramas tem grande semelhança entre si, mesmo tendo sido gerados de forma manual. Nota-se uma baixa quantidade de amostra entre os picos (aproximadamente $\pm 0,20$ V) e o zero.

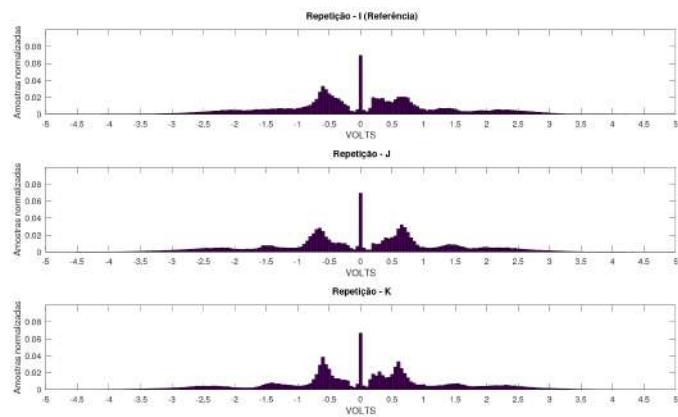


Figura 4.8: Histogramas das tensões elétricas amostradas referentes aos sinais da seringa manual 2 (montagem 4). Os histogramas tem grande semelhança entre si, especialmente para fluxos negativos, mesmo tendo sido gerados de forma manual. Apresentam picos pouco acentuados próximos de $\pm 0,55$ V.

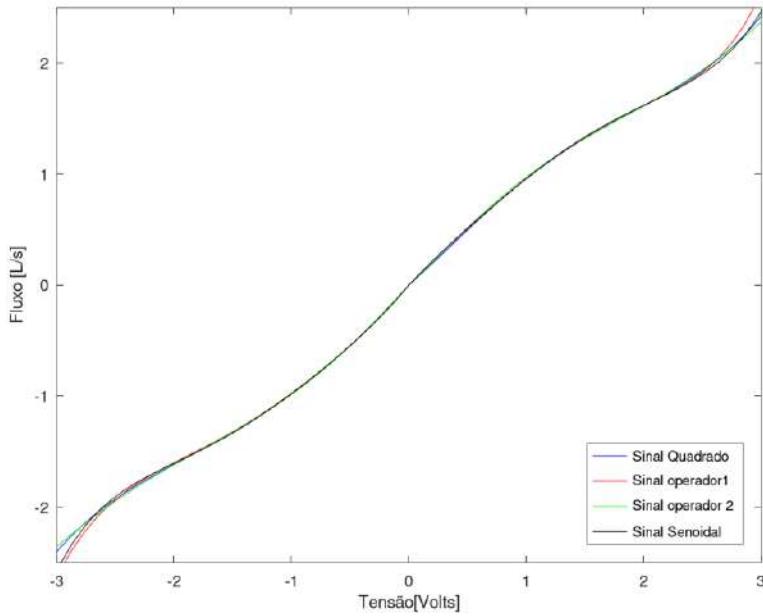


Figura 4.9: Curvas de calibração Polinomial de quinto grau do sensor de fluxo de orifício variável obtidas para 4 diferentes formas de onda:senoidal e quadrada geradas por uma seringa motorizada(montagem 1 e 2); e geradas por uma seringa manual (montagem 3 e 4). Cada forma de onda é representada pelo sua repetição I e foram gerados polinômios diferentes para os fluxos positivos e negativos.

4.1.1 Repetibilidade das montagens 1, 2, 3 e 4.

A Figura 4.10 mostra os resultados dos erros volumétricos para as medidas para as montagens 1, 2, 3 e 4. Para a montagem 2, utilizou-se como referência o polinômio gerado a partir dos ciclos do sinal 2.I (box tracejado, cinza escuro). As medianas dos sinais 2.J e 2.K (-0,40% e -0,88%, respectivamente) ficaram mais negativas em relação a mediana da referência (-0,21%), com amplitude de variação semelhante a observada com onda senoidal. Os intervalos interquartis de 2.J e 2.K (1,43% e 1,16%) aumentaram em relação a 2.I (1,10%). Além disso, 2.J e 2.K apresentaram limites máximos (1,34% e 0,76%) e mínimos (-1,77% e -1,80%) menores, respectivamente, aos limites máximos(1,87% e 1,94%) e mínimos(-2,63% e -2,94%) de 1.J e 1.K . Todos os resultados permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, indicando repetibilidade aceitável.

Os erros volumétricos para os sinais com a seringa puxando o ar, referentes ao lado W, na montagem 2 são mostrados na Figura 4.11. As repetições 2.J e 2.K ultrapassaram a faixa de 3%, indicando menor repetibilidade para o lado W do que para o lado B também quando se utiliza uma onda quadrada para calibração. As medianas -0,46% e -0,23% de 2.J e 2.K, respectivamente, ficaram mais negativas que a mediana de referência -0,07% e possuem amplitude de variação menor que a observada na onda senoidal.

A Figura 4.10 também apresenta os resultados dos erros volumétricos para cali-

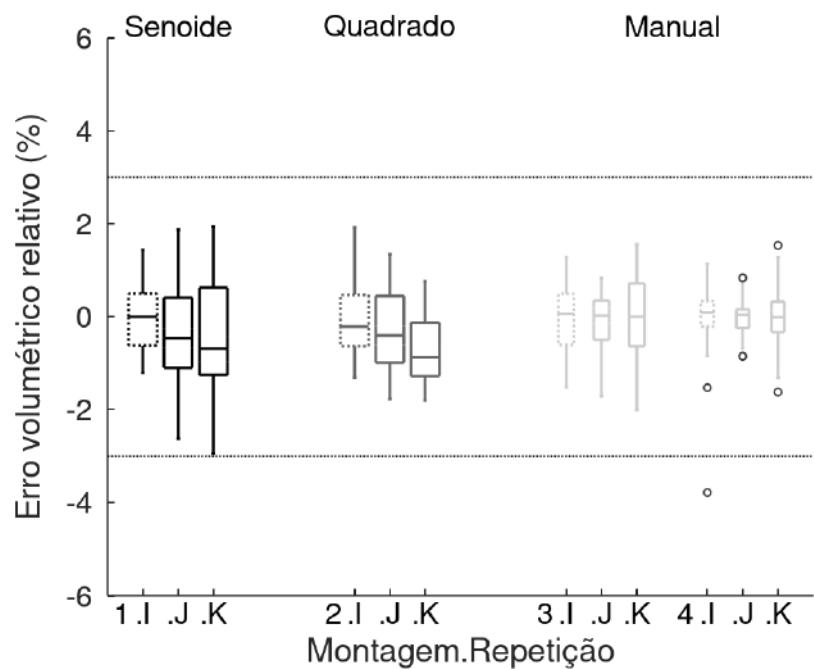


Figura 4.10: Repetibilidade da calibração realizada com diferentes formas de onda quando o ar entra pelo lado B (fluxos positivos), sem o tubo no lado W. Os erros volumétricos com ciclos com formas de onda senoidal (preto), quadrada (cinza escuro) e manual (cinza claro) foram limitados dentro da faixa de 3%. A exceção foi um ciclo do sinal de referência manual (4.I). As larguras das caixas são proporcionais ao número de ciclos: 121 para senoide ou quadrado, 66 para a montagem 3, e 55 para montagem 4.

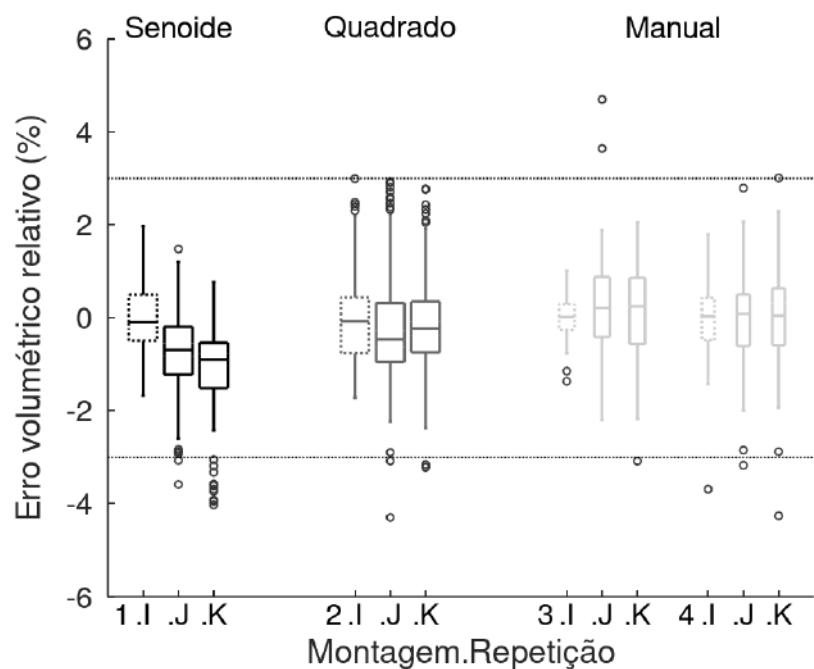


Figura 4.11: Repetibilidade da calibração realizada com diferentes formas de onda quando o ar entra pelo lado W (fluxos negativos). Os erros volumétricos com ciclos com formas de onda senoidal (preto), quadrada (cinza escuro) e manual (cinza claro) não permaneceram na faixa de 3% quando as calibrações das repetições I forma aplicadas as montagens J e K, e também para um ciclo para o sinal de referência 4.I. As larguras das caixas são proporcionais ao número de ciclos: 121 para senoide ou quadrado, 66 para a montagem 3, e 55 para montagem 4.

bração com a seringa manual (montagens 3 e 4) para o lado B, o qual está conectado a seringa. Para o montagem 4 o operador não conseguiu fazer os últimos 11 ciclos, portanto essa montagem possui 55 ciclos no total. Considerando como referência o polinômio gerado a partir dos ciclos do sinal 3.I (box tracejado, cinza claro), os erros resultantes nos sinais 3.J e 3.K apresentaram medianas (0,23% e 0,00%) próximas de zero, com menores variações em relação a referência quando comparados aos casos de calibrações com ondas senoidais e quadradas. Os intervalos interquartis de 3.J e 3.K (0,85% e 1,35%) diminuíram e aumentaram, respectivamente, em relação a 3.I (1,10%), mas a amplitude da variação foi pequena. Todos os erros permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$. A calibração para a montagem 4 teve um comportamento semelhante àquele observado na montagem 3. Entretanto, os intervalos interquartis foram menores na montagem 4 (0,55%, 0,40 e 0,66% para respectivamente 4.I, 4.J e 4.K), embora a calibração de referência tenha apresentado um ciclo com erro maior que -3%.

Para sinais com a seringa puxando o ar na montagem 3 (lado W), mostrados na Figura 4.11, o polinômio gerado a partir de 3.I (box tracejado, cinza claro) foi utilizado como referência. As medianas de 3.J e 3.K (0,21% e 0,24%) são mais positivas que a mediana de 3.I (0,02%), embora com desvio menor que o observado com ondas quadradas e, principalmente, senoidais. As repetições 3.J e 3.K ultrapassaram a faixa de $\pm 3\%$, indicando não haver repetibilidade para o lado W. De modo semelhante, na montagem 4, não houve repetibilidade com erros fora da faixa de 3% em todos os resultados. Adicionalmente, observa-se que as medianas de 4.J e 4.K (0,08% e 0,05%) ficaram próximas de zero e variaram pouco em relação à referência (0,03%), quando comparadas às outras formas de onda. Os intervalos interquartis aumentaram nas duas repetições (1,12% e 1,22%) quando comparadas com a referência 4.I (0,91%).

As Figuras 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15 mostram a distribuição dos erros por ciclos para as montagens 1, 2, 3 e 4, respectivamente, com os fluxo positivos representados em azul e os fluxos negativos representados em vermelho. Para as montagens 1 e 2, os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude. Para as montagens 3 e 4 os conjuntos de 11 ciclos estão dispostos em ordem crescente com os marcos de tensão que os operadores deveriam alcançar.

As montagens 1 e 2 mostram, para os fluxos positivos, uma baixa variabilidade nos primeiros 22 ciclos e uma maior variabilidade nos 22 últimos (Figuras 4.12 e 4.13). Os maiores erros tanto para fluxos positivos como para os negativos também estão nessas duas regiões. Em 1.K e 1.J os erros ultrapassam o limite de $\pm 3\%$ nos ciclos mais baixos, enquanto que para 2.K e 2.J isso acontece para os ciclos de maior amplitude.

As montagens 3 e 4, tanto para os fluxos positivos como para os negativos,

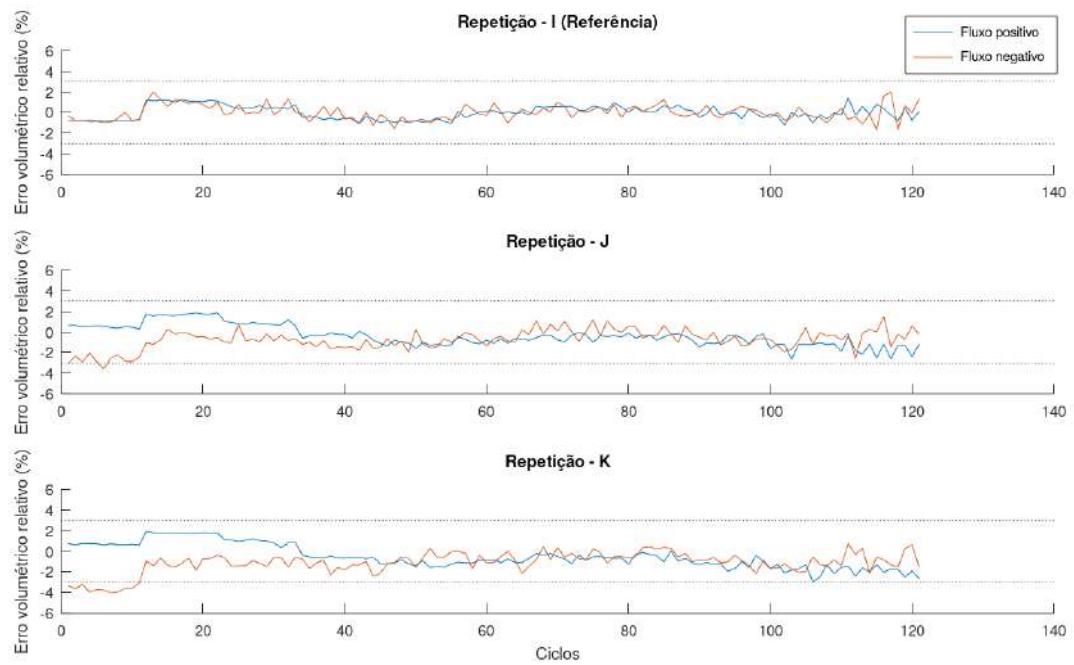


Figura 4.12: Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 1. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

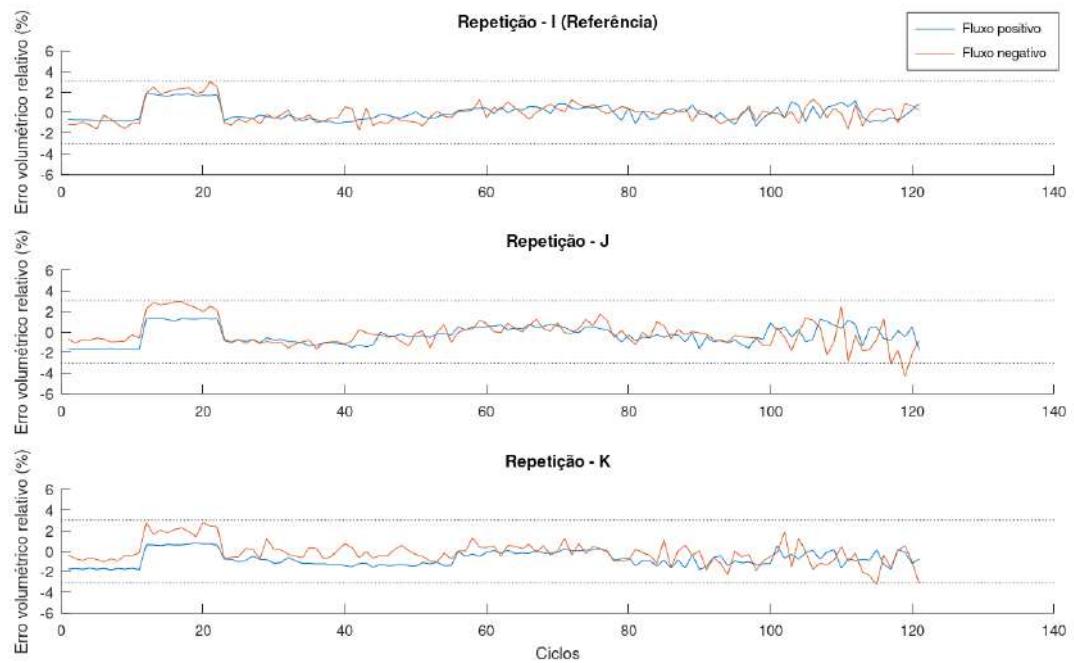


Figura 4.13: Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 2. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

não apresentam regiões de ciclos que se destaquem por ter uma grande ou baixa variabilidade se comparada ao resto do sinal (Figuras 4.14 e 4.15). A montagem 7.I apresenta um ciclo com erro que ultrapassa o limite de -3% , pois foi para o qual o operador não completou o percurso do êmbolo da seringa. 3.J, 4.J e 4.K mostraram fluxos negativos com uma maior variabilidade e maiores erros nos 22 primeiros ciclos, chegando a ultrapassar os limites de $\pm 3\%$. Já 3.K ultrapassa o limite de $\pm 3\%$ em um ciclo nos últimos 11 ciclos.

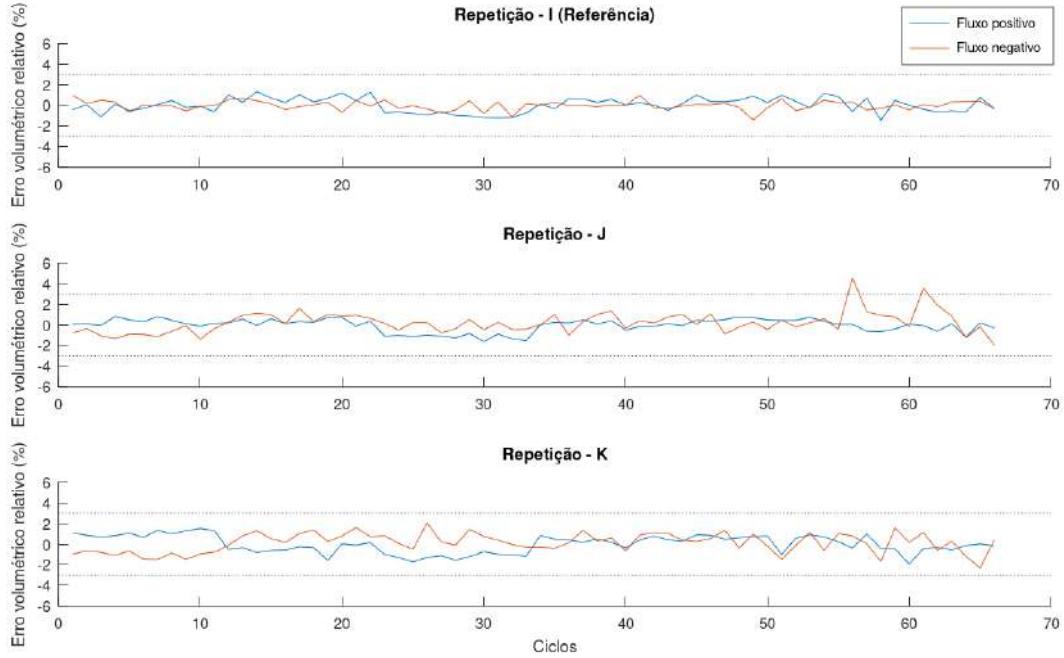


Figura 4.14: Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 3. Os conjuntos de 11 ciclos estão dispostos em ordem crescente com os marcos de tensão que os operadores deveriam alcançar.

4.1.2 Reprodutibilidade das montagens 1, 2, 3 e 4.

As Figuras 4.16 e 4.17 mostram *boxplots* dos erros volumétricos para os fluxos positivos e negativos, respectivamente, para os polinômios das montagens 1, 2, 3 e 4 quando aplicados ao sinais senoidal e quadrado com a finalidade de avaliar sua reprodutibilidade. Todas as calibrações para os fluxos positivos para os sinais quadrados e senoidais ultrapassaram os limites de $\pm 3\%$, com exceção dos sinais senoidais J e K calibrados pelo polinômio da montagem 3. Já para as calibrações para os fluxos negativos para os sinais quadrados e senoidais, apenas o sinal senoidal I calibrado pelo polinômio da montagem 3 conseguiu ficar entre os limites de $\pm 3\%$.

As Figuras 4.18, 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23 mostram a distribuição dos erros por ciclos para as calibrações das montagens 1, 2, 3 e 4 aplicadas a sinais em formatos senoidais e quadrados, com os fluxo positivos representados em azul e os fluxos

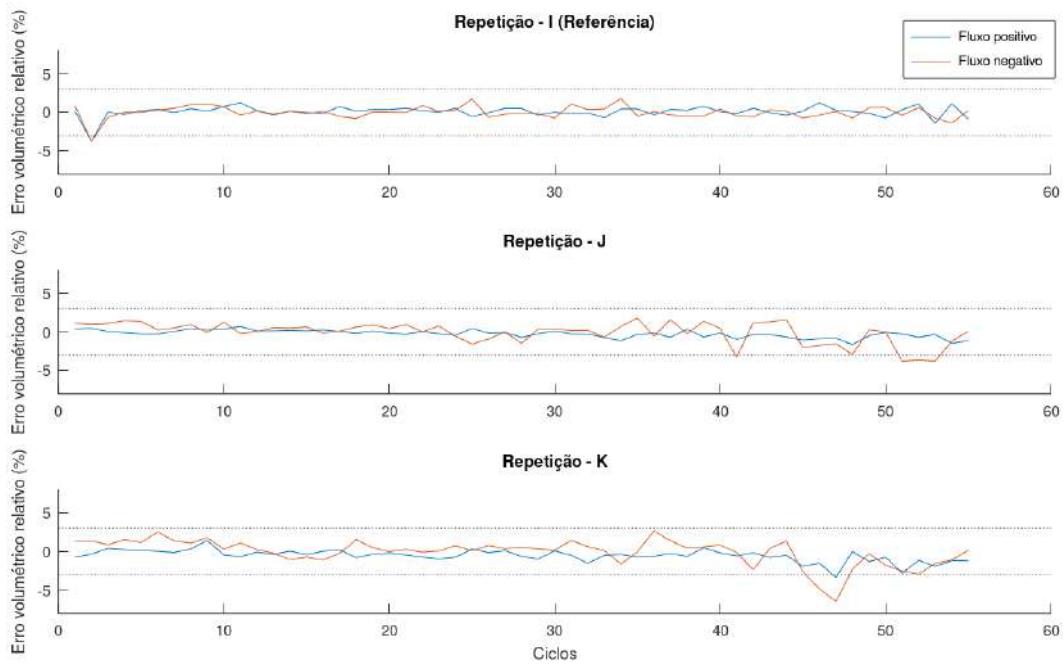


Figura 4.15: Distribuição dos erros pelos ciclos para a montagem 4. os conjuntos de 11 ciclos estão dispostos em ordem crescente com os marcos de tensão que os operadores deveriam alcançar.

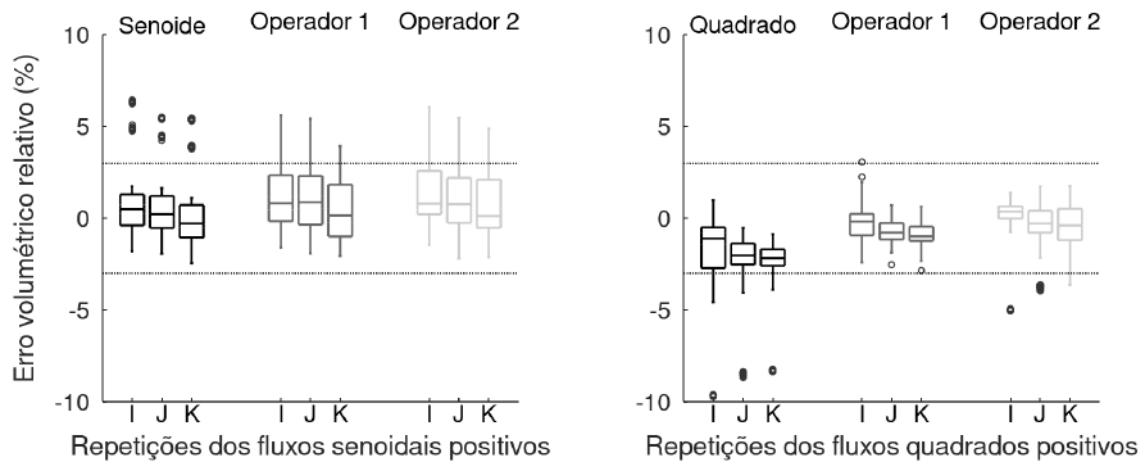


Figura 4.16: Reprodutibilidade das calibrações para fluxos positivos quando aplicadas a sinais com formas de onda diferentes das utilizadas para ajuste do polinômio. Consideram-se somente sinais entrando pelo lado B sem o tubo conectado. As calibrações foram feitas com as repetições I usando as formas de onda indicadas na parte superior da figura. O painel esquerdo apresenta os erros relativos de volume quando a calibração é aplicada a ondas quadradas (montagem 2), enquanto no painel direito são apresentados os erros para ondas senoidais (montagem 1). Operadores 1 e 2 correspondem, respectivamente, as montagens 3 e 4.

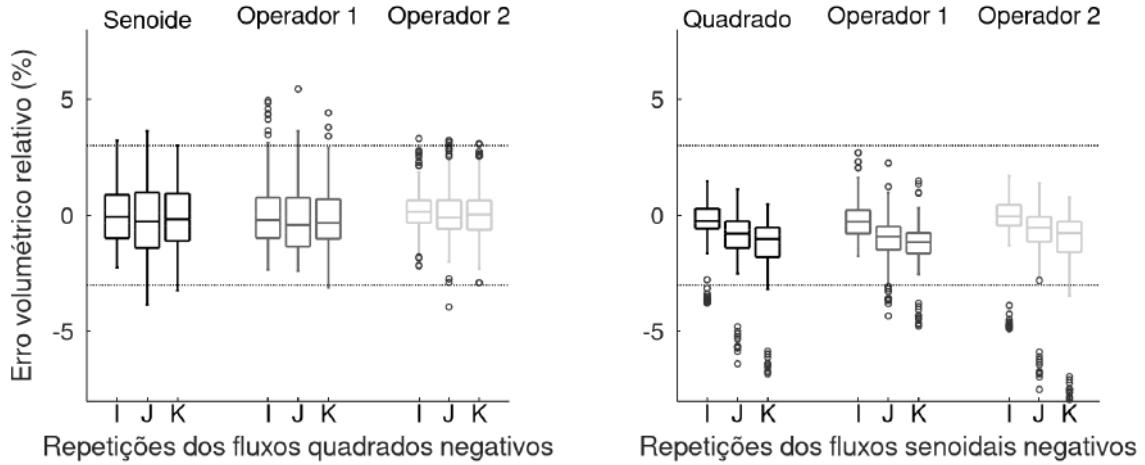


Figura 4.17: Reprodutibilidade das calibrações para fluxos negativos realizadas com formas de onda senoidais e quadradas. Consideram-se somente sinais em que o lado B estava conectado a seringa, sem o tubo conectado. As calibrações foram feitas com as repetições I usando as formas de onda indicadas na parte superior da figura. O painel esquerdo apresenta os erros relativos de volume para quando a calibração é aplicada a ondas quadradas (montagem 2), enquanto no painel direito são apresentados os erros para ondas senoidais (montagem 1). Operadores 1 e 2 correspondem, respectivamente, às montagens 3 e 4.

negativos representados em vermelho. Os ciclos estão dispostos na ordem em que foram gravados, com a amplitude do fluxo aumentando a cada 11 ciclos.

Para os fluxos positivos, todas as distribuições mostram que a região com os 22 ciclos de fluxos mais baixos, tanto para os sinais senoidais como para os quadrados, possuem os maiores erros e menor variabilidade, exceto os calibrados pelo polinômio da montagem 3. Todos os sinais senoidais e os sinais quadrados I e J calibrados pela montagem 3 possuem o ciclo com maior erro localizado na região com os 22 ciclos de fluxos mais altos. Também para os fluxos negativos, todas as distribuições mostram que a região com os 22 ciclos de fluxos mais baixos, tanto para os sinais senoidais como para os quadrados, possuem os maiores erros e menor variabilidade, exceto os sinais quadrados calibrados pelo polinômio da montagem 3. Nesses, o ciclo com maior erro fica localizado na região com os 22 ciclos de fluxos mais altos.

4.2 Resultados das montagens 1 e 5

A Figura 4.24 mostra os *boxplots* dos resultados dos erros volumétricos das montagens 1 e 5 para as medidas quando o ar entra pelo lado B. Para a seringa empurrando o ar na montagem 1, utilizou-se como referência o polinômio gerado a partir dos ciclos do sinal 1.I (box tracejado, preto). Os erros resultantes da aplicação deste polinômio nos sinais 1.J e 1.K apresentaram medianas negativas (-0,46% e -0,69%) e maiores intervalo interquartil (1,51% e 1,88%) comparados a mediana (0,00%) e ao

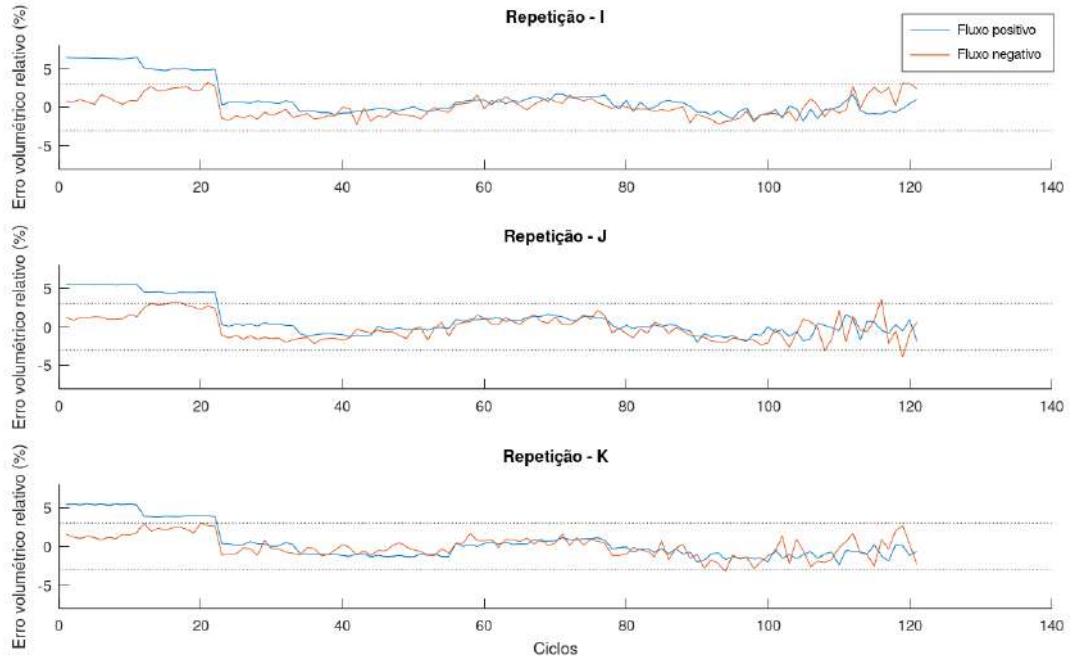


Figura 4.18: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações com ondas senoidais (montagem 1) a sinais com formas de onda quadrada (montagem 2). Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

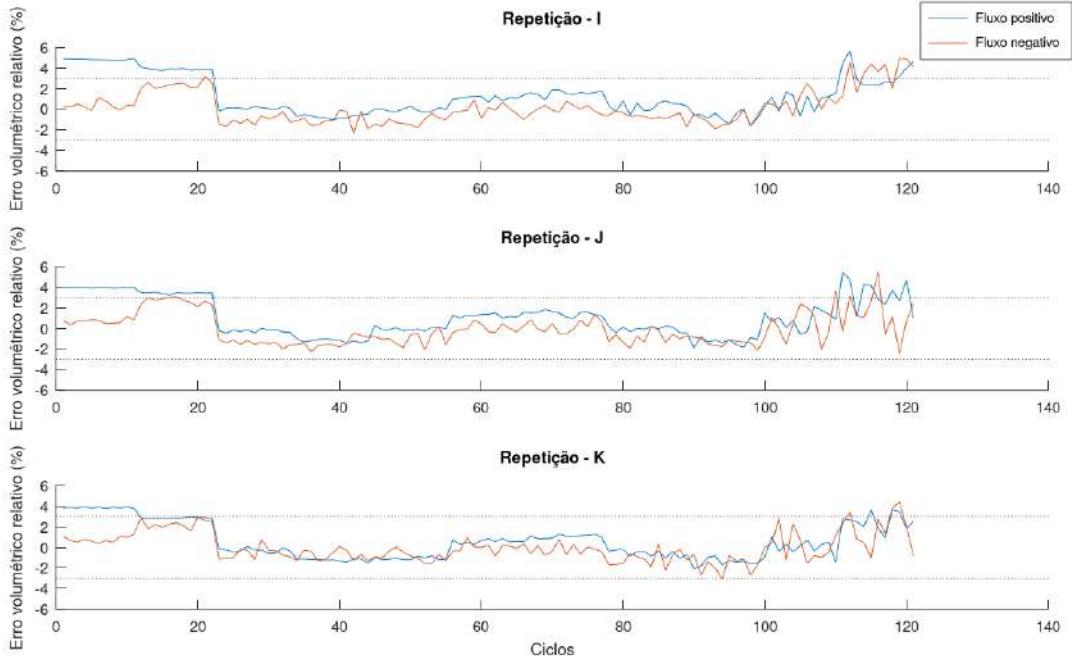


Figura 4.19: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 1 (montagem 3) à sinais com formas de onda quadrada. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

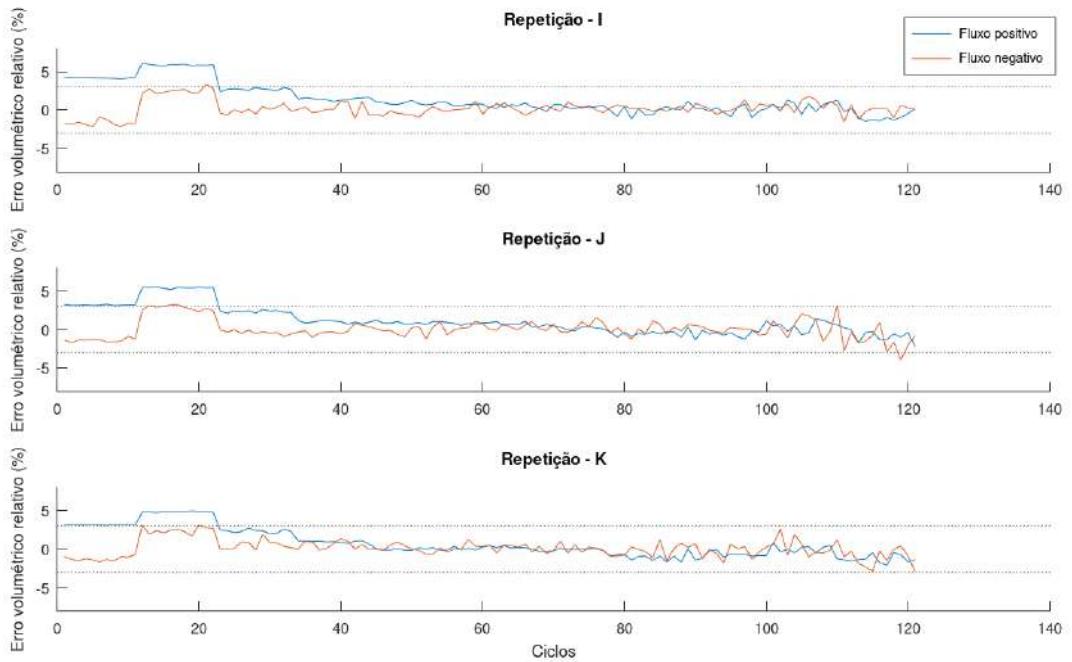


Figura 4.20: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 2 (montagem 4) a sinais com formas de onda quadrada. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

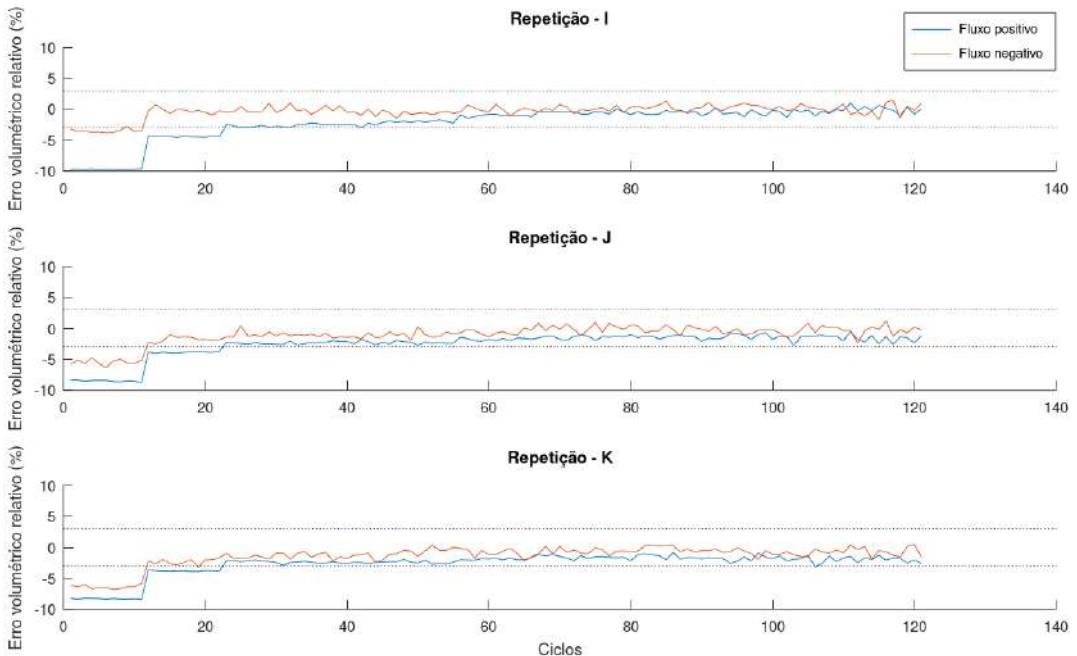


Figura 4.21: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações com ondas quadradas (montagem 2) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

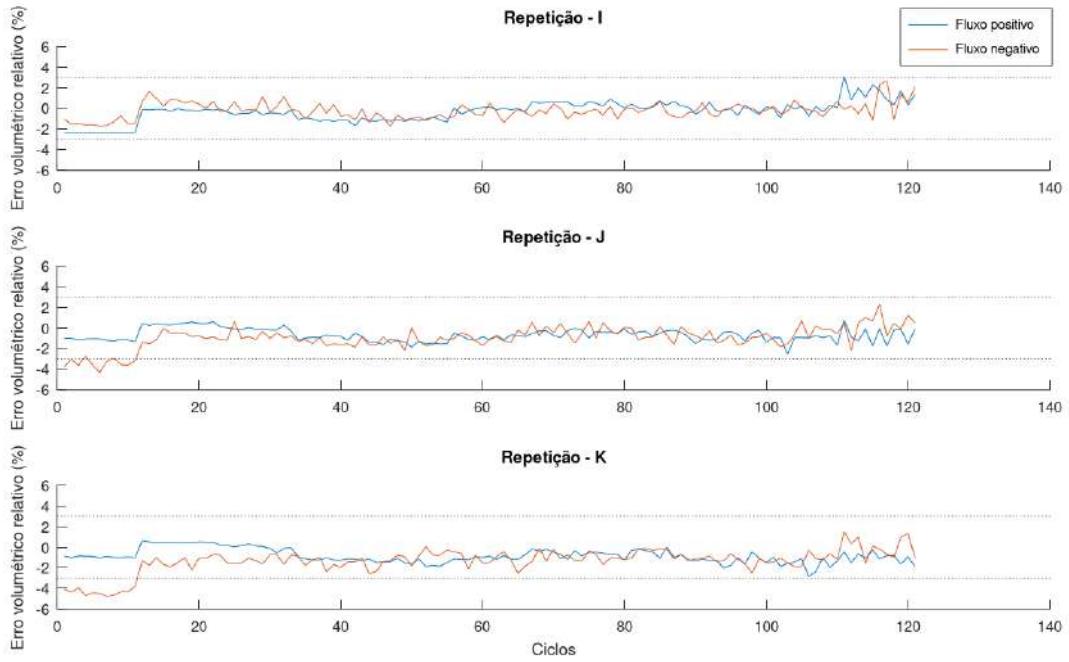


Figura 4.22: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 1 (montagem 3) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

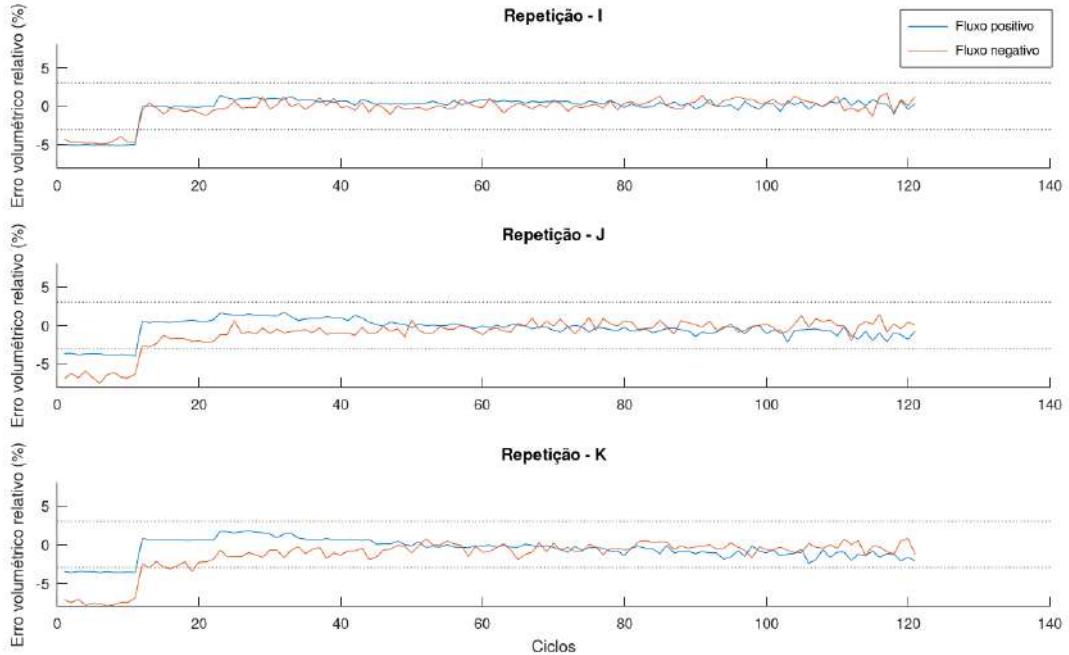


Figura 4.23: Erro relativo de volume a cada ciclo do sinal em um teste de reproduzibilidade aplicando as calibrações a partir dos sinais gerados pelo operador 2 (montagem 4) à sinais com formas de onda senoidal. Os ciclos estão dispostos em ordem crescente de amplitude do fluxo.

intervalo interquartil de 1.I (1,11%). Os limites inferiores e superiores dos *boxplots* permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, indicando que a calibração tem repetibilidade aceitável. Para o teste de reproduzibilidade, em que a calibração foi aplicada aos sinais da montagem 5, os limites inferiores ultrapassaram a marca de -3%, com um comportamento variável da mediana (-0,10%, 0,15% e -0,53% para os sinais 5.I, 5.J e 5.K; respectivamente). Entretanto, os intervalos interquartis do erros de reproduzibilidade (1,53%, 1,15% e 1,38%) são menores que os do teste de repetibilidade (1,51% e 1,88%), sugerindo que um pequeno número de ciclos apresentou erros elevados.

Para a calibração com a seringa puxando o ar na montagem 5, o polinômio gerado a partir dos ciclos de 5.I (Figura 4.24, box tracejado, cinza) foi utilizado como referência. Os erros para os sinais 5.J e 5.K permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, enquanto, quando o polinômio de referência foi aplicado à montagem 1, tanto os limites inferiores como superiores do *boxplot* ultrapassaram a faixa de $\pm 3\%$. Novamente, observou-se uma repetibilidade aceitável, mas não reproduzibilidade. Também foi possível notar que os intervalos interquartis da reproduzibilidade (1,82%, 3,04% e 3,35%) são maiores que os da repetibilidade (0,99%, 1,11% e 1,23%), o oposto de quando se usou o fluxo positivo como referência. Isso sugere que a reproduzibilidade da calibração com a seringa puxando é inferior àquela obtida ao se calibrar com a seringa empurrando o ar.

A Figura 4.25 mostra os resultados dos erros volumétricos quando o ar está entrando pelo lado W. Para a seringa empurrando o ar, o polinômio gerado a partir do sinal 5.I (box tracejado, preto) foi utilizado como referência. Os erros para os sinais 5.J e 5.K apresentaram redução nos primeiros e aumento nos terceiros quartis; além disso, o sinal 5.K (-0,65%) apresentou uma mediana mais negativa que 5.I (-0,14%) e 5.J (-0,13%). Nos dois casos, os erros permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, correspondendo, assim, a uma calibração repetitiva. Os erros para a montagem 1 apresentaram maiores intervalos interquartis (1,82%, 3,04% e 3,35%) e limites do *boxplot* se comparados a 5.I, e ainda com valores ultrapassando a faixa de $\pm 3\%$ em ambos os extremos, indicando uma reproduzibilidade baixa.

Para as calibrações com a seringa puxando o ar na montagem 1, foi utilizado como referência o polinômio gerado a partir do sinal 1.I (Figura 4.25, box tracejado, cinza). Os erros para os sinais 1.J e 1.K apresentaram medianas maiores (-0,69% e -0,90%) se comparados com a mediana de 1.I (-0,10%), além dos extremos de erro terem ultrapassado o limite de -3%. Portanto essa calibração não tem uma repetibilidade aceitável segundo os critérios adotados. O polinômio de referência aplicado nos sinais da montagem 5 resultou em intervalos interquartis maiores (2,23%, 1,93% e 2,16%) além de medianas maiores (-1,01%, -1,13% e -1,56%), se comparadas ao intervalo interquartil e mediana de 1.I (1,00% e -0,10%, respectivamente). Os er-

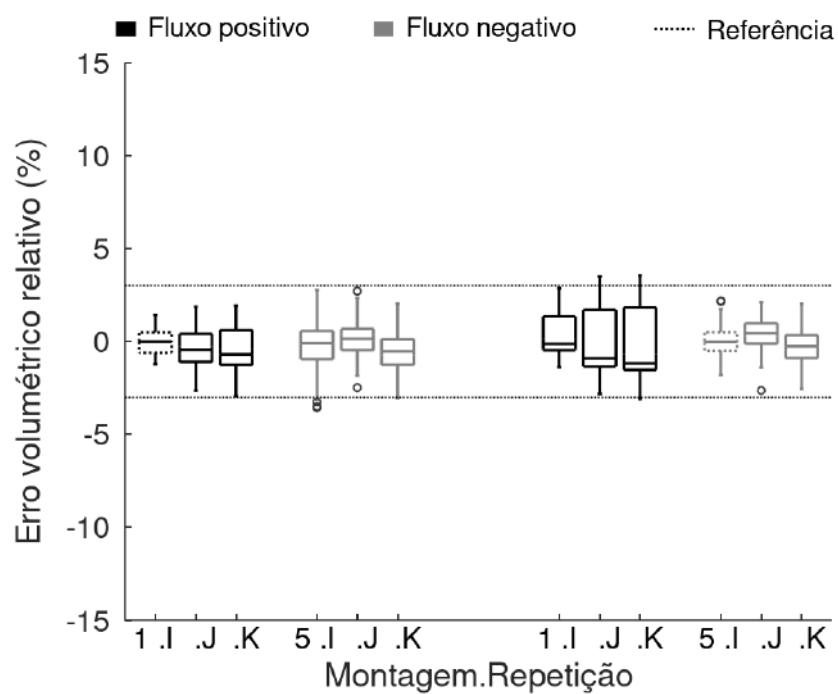


Figura 4.24: Repetibilidade e reprodutibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor. Os sinais da repetição I para as montagens 1 (seringa empurando) e 5 (seringa puxando) foram utilizados para gerar as calibrações testadas. A repetibilidade foi aceitável, pois os erros relativos obtidos para as repetições J e K permaneceram dentro da faixa de 3%. Já no teste de reprodutibilidade, quando os polinômios foram aplicados a outra montagem, os erros saíram da faixa de aceitação em, pelo menos, uma repetição. Adaptado de [9].

ros para 5.I e 5.J permanecem dentro da faixa de $\pm 3\%$, enquanto 5.K ultrapassa o limite de -3% . Isso sugere uma reproduzibilidade baixa. O lado B apresentou repetibilidade aceitável para fluxos positivos e negativos, enquanto no lado W houve repetibilidade somente com fluxos positivos, isso sugere que os lados B e W possuem comportamentos mecânicos diferentes.

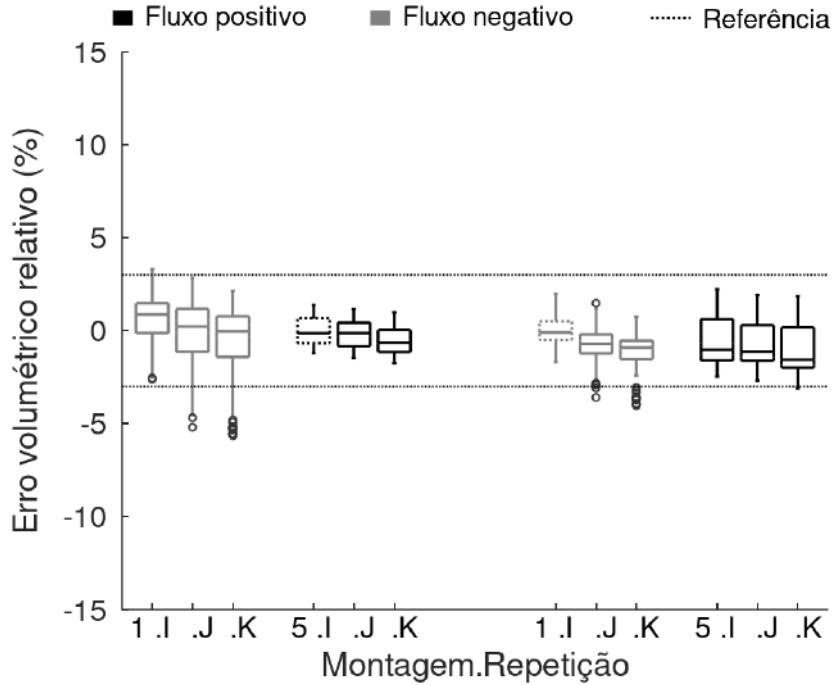


Figura 4.25: Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor. Os sinais da repetição I para as montagens 1 (seringa puxando) e 5 (seringa empurrando) foram utilizados para gerar as calibrações testadas. A repetibilidade foi aceitável somente na montagem 5, pois os erros relativos obtidos para as repetições J e K permaneceram dentro da faixa de 3%. Já no teste de reproduzibilidade, quando os polinômios foram aplicados a outra montagem, os erros saíram da faixa de aceitação em pelo menos uma repetição. Adaptado de [9]

4.3 Resultados das montagens 6 e 7

A Figura 4.26 mostra os erros volumétricos resultantes dos polinômios calibrados quando o ar entra pelo lado B quando o tubo foi conectado ao lado oposto a seringa (montagens 6 e 7, Figura 3.4). Para a seringa empurrando o ar na montagem 6, utilizou-se como referência o polinômio gerado a partir dos ciclos do sinal 6.I (box tracejado, preto). Os erros para os sinais 6.J e 6.K apresentam as medianas 0,02% e -0,32% (6.I tem mediana 0,77%); e maiores intervalos interquartis (1,64% e 1,98%) comparados a 6.I (0,90%). Em ambos os casos os erros permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, indicando que a calibração possui repetibilidade. O uso do polinômio de referência nos sinais da montagem 7 resultou em 7.I, 7.J e 7.K com

erros superiores a marca de $+3\%$, medianas apresentando o maior desvio em relação ao zero ($1,18\%$, $2,48\%$ e $3,60\%$) entre todos os experimentos realizados, e intervalos interquartis ($1,80\%$, $2,49\%$ e $3,61\%$) maiores que no teste de repetibilidade. Esses resultados indicam que, assim como a montagem sem o tubo, a calibração mostrou repetibilidade, mas não reproduzibilidade.

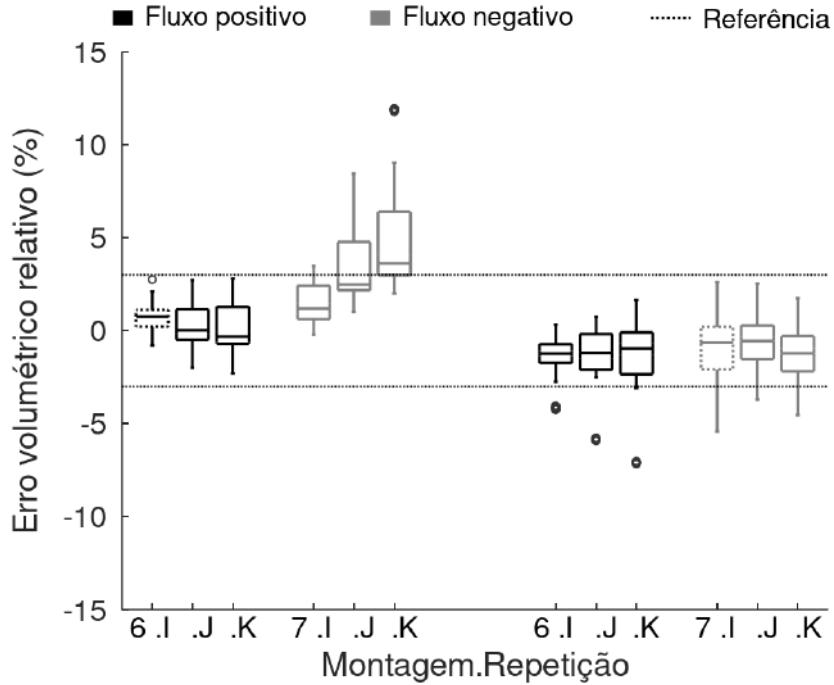


Figura 4.26: Repetibilidade e reproduzibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor de orifício variável e um tubo é conectado ao lado do sensor oposto a seringa. Os sinais da repetição I para as montagens 6 (seringa empurrando) e 7 (seringa puxando) foram utilizados para gerar as calibrações testadas. A repetibilidade foi aceitável somente na montagem 6, pois os erros relativos obtidos para as repetições J e K permaneceram dentro da faixa de 3% . Já no teste de reproduzibilidade, quando os polinômios foram aplicados a outra montagem, os erros saíram da faixa de aceitação em todas as repetições. Adaptado de [9]

Para sinais com a seringa puxando o ar, o polinômio gerado a partir de 7.I (Figura 4.26, box tracejado, cinza) foi utilizado como referência. Os intervalos interquartis de 7.J e 7.K ($1,93\%$ e $2,24\%$) são menores que o intervalo interquartil de 7.I ($1,02\%$), mas todos os sinais, incluindo o 7.I, apresentaram erros ultrapassando a marca de -3% . Este resultado indica que não foi possível obter uma calibração aceitável com a seringa enchendo e o tubo conectado ao sensor. Ao aplicar o polinômio 7.I nos sinais da montagem 6, os erros também ultrapassaram a marca de -3% . Logo, não se mostrou uma calibração aceitável para os sinais da montagem 6.

A Figura 4.27 mostra os erros volumétricos quando o ar está entrando pelo lado W com um tubo conectado ao lado oposto a seringa. Para a seringa empurrando o ar, o polinômio gerado a partir do sinal 7.I (box tracejado, preto) foi utilizado como

referência. Os erros para os sinais 7.I, 7.J e 7.K permaneceram dentro da faixa de $\pm 3\%$, indicando que a calibração tem repetibilidade. O uso do polinômio de referência nos sinais da montagem 6 mostrou que 6.I, 6.J e 6.K apresentaram erros superiores à marca de $+3\%$, indicando que a calibração não tem reprodutibilidade.

Para sinais com a seringa puxando o ar, foi utilizado como referência o polinômio gerado a partir de 6.I (Figura 4.27, box tracejado, cinza). Todos os sinais, incluindo 6.I, apresentaram erros que ultrapassaram a marca de -3% , o que indica que não foi possível obter uma calibração aceitável nessa configuração. Portanto não temos como avaliar a condição de repetibilidade e de reprodutibilidade. Para a montagem 7 os erros também ultrapassaram a marca de -3% , mas os intervalos interquartis de 7.I e 7.J (0,66% e 1,73) mostraram-se menores que os do teste de repetibilidade.

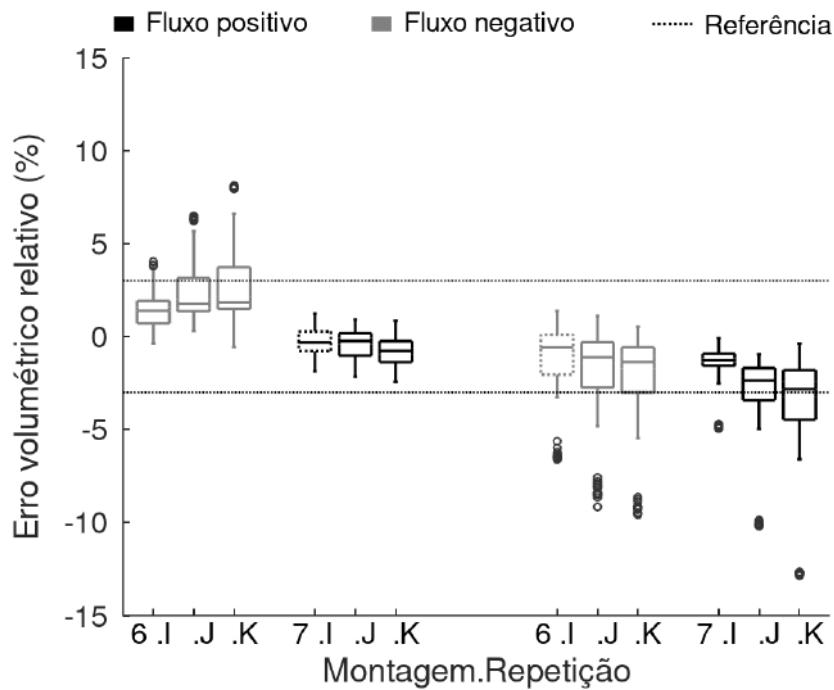


Figura 4.27: Repetibilidade e reprodutibilidade para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor de orifício variável e um tubo é conectado ao lado do sensor oposto a seringa. Os resultados dos testes de repetibilidade e reprodutibilidade foram similares aos do lado B com o tubo, destacando-se o aumento da magnitude dos erros volumétricos quando utilizado o polinômio resultante da calibração realizada com o êmbolo da seringa sendo puxado em 6.I. Adaptado de [9]

Os resultados apresentados nas duas seções anteriores, que avaliaram as diferenças entre o sentido do movimento da seringa, o lado do sensor de fluxo e a geometria de entrada e saída da extremidade oposta a seringa com sinais das montagens 1, 5, 6 e 7; são resumidos na Tabela 4.1 para facilitar a comparação.

Tabela 4.1: Resumo dos resultados das montagens 1, 5, 6 e 7

Tubo na Saída	Montagem	Lado	Sentido da Seringa	Repetibilidade			Reprodutibilidade		
				Mediana	IQR	EL	Mediana	IQR	EL
não	1	B	Empurando	↓	↑	sim	↓	↓	não
	5		Puxando	↑↓	↑	sim	↓	↑	não
	5	W	Empurando	↓	↓	sim	↓	↑	não
	1		Puxando	↓	↓	não	↓	↑	não
sim	6	B	Empurando	↓	↑	sim	↑	↑	não
	7		Puxando	↑↓	↓	*	↓	↓	*
	7	W	Empurando	↑↓	↑	sim	↑	↑	não
	6		Puxando	↓	↑	*	↓	↓	*

IQR = Intervalo interquartil; EL = Erro na faixa de $\pm 3\%$.

\uparrow =Tendência de aumento; \downarrow = Tendência de diminuição;

$\uparrow\downarrow$ = oscila entre aumento e diminuição;

B = Lado B do sensor conectado a seringa;

W = Lado W do sensor conectado a seringa.

*Não foi possível realizar a calibração de referência.

4.4 Distribuição dos erros volumétricos pelos fluxos

Outro ponto importante é avaliar em quais amplitudes de ondas do sinal se encontram os maiores erros volumétricos e as maiores concentrações de erros volumétricos que ultrapassem a faixa de $\pm 3\%$. Para isso as distribuições dos erros volumétricos relativos nas diferentes amplitudes de senoide utilizadas durante os experimentos de calibração quando o ar entra pelo lado B e lado W do sensor de fluxo são mostradas, respectivamente, nas Figuras 4.28 e 4.29. As áreas coloridas representam o intervalo do erro mínimo ao máximo para o pior caso em cada montagem.

Na Figura 4.28A os erros durante os ensaios de repetibilidade não mostram grande variação em relação a amplitude, se mantendo dentro da faixa de $\pm 3\%$, com exceção do fluxo negativo com o tubo onde a marca de -3% é ultrapassada para vazões baixas. Para a reproduzibilidade, senoides com amplitudes mais baixas concentram os maiores valores de erro enquanto os demais erros estão dentro da faixa de $\pm 3\%$, exceto o fluxo positivo com o tubo onde os erros acima dos 3% se estendem até as amplitudes mais altas (Figura 4.28B).

Na Figura 4.29A, os erros nos ensaios de repetibilidade do lado W mostraram pequena variação em relação à amplitude da senoide e se mantêm dentro da faixa de $\pm 3\%$ para todas as amplitudes com fluxos positivos com ou sem o tubo. Os fluxos negativos com e sem tubo, por sua vez, apresentaram erros que excedem a marca de -3% com maior frequência e em uma maior quantidade de ciclos com diferentes amplitudes quando comparados ao lado B. Para a reproduzibilidade, novamente, as amplitudes mais baixas das senoides concentram a maior quantidade e os maiores valores de erro que se encontram fora da faixa de $\pm 3\%$ (Figura 4.29B). A exceção a este comportamento é o fluxo negativo sem o tubo que se mantém dentro da faixa em todas as amplitudes.

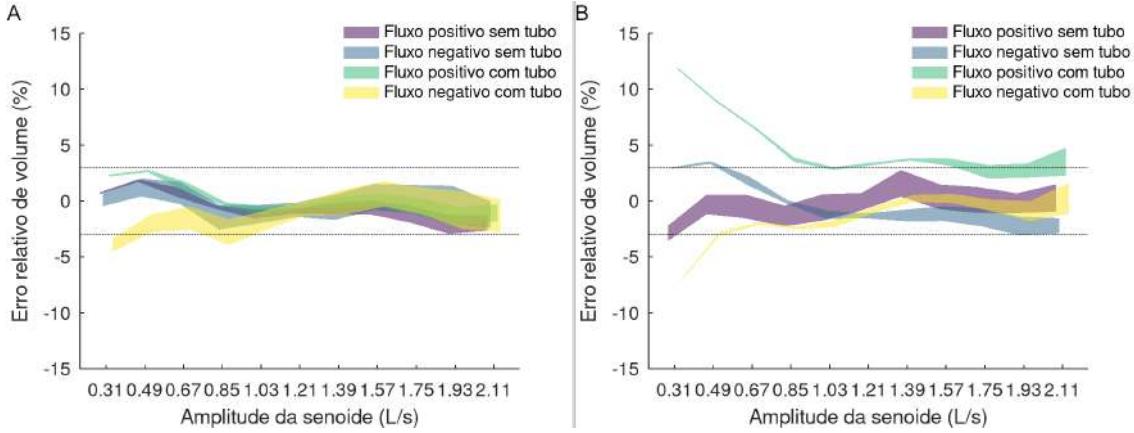


Figura 4.28: Distribuição dos erros volumétricos relativos nas diferentes amplitudes de senoide utilizadas durante os experimentos para a calibração quando o ar entra pelo lado B do sensor: (A) ensaio de repetibilidade em que os polinômios calibrados para a repetição I são aplicados ao sinal das demais repetições da mesma montagem; (B) ensaio de reproduzibilidade em que a calibração em uma montagem é aplicado aos sinais de outra montagem. Para cada nível de fluxo, foi representado o maior erro (respeitando o sinal) considerando toda as repetições. Fluxos positivos com o tubo = montagens 1; Fluxos negativos com o tubo = montagem 5; Fluxos positivos com o tubo = montagem 6; Fluxos negativos com o tubo = montagem 7. Adaptado de [9]

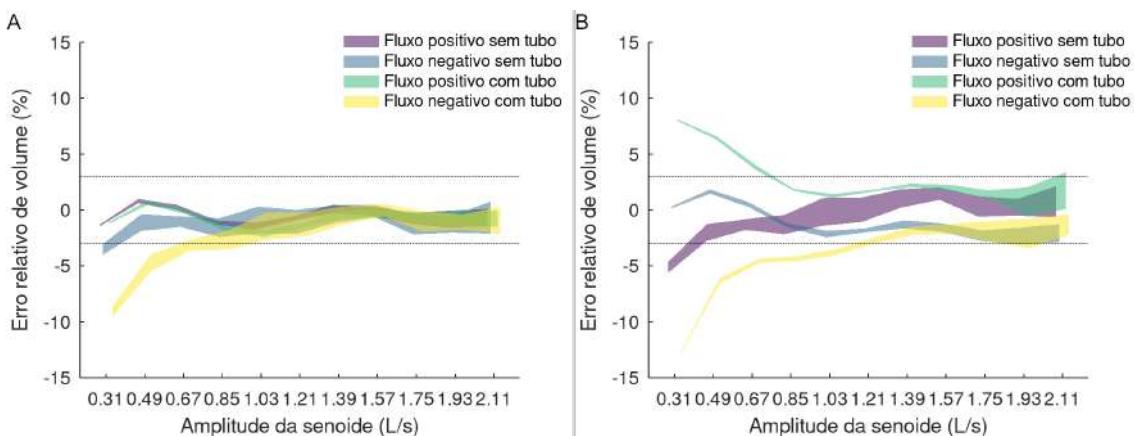


Figura 4.29: Distribuição dos erros volumétricos relativos nas diferentes amplitudes de senoide utilizadas durante os experimentos para a calibração quando o ar entra pelo lado W do sensor: (A) ensaio de repetibilidade em que os polinômios calibrados para a repetição I são aplicados ao sinal das demais repetições da mesma montagem; (B) ensaio de reproduzibilidade em que a calibração em uma montagem é aplicado aos sinais de outra montagem. Para cada nível de fluxo, foi representado o maior erro (respeitando o sinal) considerando toda as repetições. Fluxos positivos com o tubo = montagens 5; Fluxos negativos com o tubo = montagem 1; Fluxos positivos com o tubo = montagem 7; Fluxos negativos com o tubo = montagem 6. Adaptado de [9]

Capítulo 5

Discussão

Os resultados obtidos com a montagem 1 (lado B do sensor submetido a ondas senoidais), montagem 2 (lado B do sensor submetido a ondas quadradas), montagem 3 (sensor submetido a ondas geradas pelo operador 1), montagem 4 (sensor submetido a ondas geradas pelo operador 2), montagem 5 (lado W do sensor submetido a ondas senoidais), montagem 6 (lado B do sensor submetido a ondas senoidais e o lado W conectado a um tubo) e montagem 7 (lado W do sensor submetido a ondas senoidais e o lado B conectado a um tubo) indicam que, para um sensor de fluxo de orifício variável, o método de calibração usando uma seringa de volume conhecido permite ajustar polinômios de 5º grau que apresentam repetibilidade para fluxos positivos, mas não para os fluxos negativos (exceto para o lado B da montagem 5), e que existe diferença de comportamento entre os lados B e W do sensor. Adicionalmente, as curvas de calibração a partir de fluxos senoidais das montagens 1, 5,6 e 7 não apresentaram reproduzibilidade quando, para um mesmo lado do sensor, aplica-se o polinômio ajustado a um sentido do fluxo nos sinais medidos no sentido oposto. Outro resultado é que as curvas de calibração geradas com as montagens 1, 2, 3 e 4 não mostraram reproduzibilidade quando utilizadas em sinais senoidais ou sinais de ondas quadradas.

Os resultados para as calibrações feitas com ondas quadradas e com a seringa manual quando o fluxo entra pelo lado B, que está conectado a seringa, mostraram que, assim como para ondas senoidais, elas são repetitivas. Por outro lado, estas onda senoidais apresentaram a maior variabilidade dos erros nos testes de repetibilidade. Os maiores erros acontecem nas regiões dos 22 ciclos com os menores e maiores picos de fluxo. Os erros nos ciclos com os maiores picos de fluxos das ondas senoidais pode ser explicado por uma menor proporção de amostras nessa região. De acordo com simulações computacionais e experimentos em um sensor de orifício fixo, fluxos senoidais chegam a apresentar mudança de sinal da pressão diferencial no final dos semi-ciclos, devido possivelmente à recirculação de fluxo atrás da placa onde se localiza o orifício [54]. No presente trabalho os sinais não apresentaram

essa reversão, mas a pressão pode ter sido atenuada. Isso somado aos ciclos terem baixa variabilidade pode ser um fator que explica a maior dispersão de erros na montagem 1. Outro fator que pode contribuir para a diminuição da repetibilidade é a suscetibilidade da membrana flexível a diferenças nos padrões de fluxo [55], que poderia não responder adequadamente aos inícios lentos das curvas senoidais.

As calibrações das montagens 3 e 4, por sua vez, mostram-se mais repetitivas que as demais montagens, por terem menores variações nas distribuições de erros entre os sinais de teste e de referência. Por apresentar formas de onda mais variadas entre si e que não estão próximas nem de uma senoide nem de uma onda quadrada, a movimentação manual da seringa parece ter amostras mais variadas em cada ciclo, o que gera polinômios mais robustos. No entanto, a imprecisão causada pelos operadores pode ser uma fonte de erros caso esses não façam o movimento completo do êmbolo (o que ocorreu em um ciclo da montagem 4.1, Figura 4.15), existam discrepâncias nas amostras coletadas por operadores diferentes (como ocorre nas montagens 3 e 4, Figuras 4.7 e 4.8), e não se consigam gerar certas faixas de fluxo muito baixos ou altos. Esse último caso pode ser visto pelas montagens 3 e 4 onde a montagem 4 possui proporcionalmente mais amostras acima de 2 V, o que levaria a polinômios que melhor calibrem sinais de fluxo que atinjam essa faixa de tensão.

Os testes de reprodutibilidade para diferentes formatos de onda de fluxo mostraram que as calibrações com montagens 1, 2, 3 e 4 não foram reprodutíveis quando submetidas a sinais de onda em formato senoidal ou quadrado. A maior variabilidade e a ampliação dos erros nos ciclos com fluxos mais altos quando o polinômio da montagem 1 é submetido a sinais quadrados, e o polinômio da montagem 3 aos sinais quadrados e senoidais, pode ser explicada por uma menor proporção de amostras nas tensões mais altas nos sinais usados para gerar os polinômios de calibração. Portanto, mostra-se desejável buscar-se coletar ciclos com picos de fluxos mais altos que os esperados para a faixa de uso da curva de calibração. Os testes de reprodutibilidade também mostraram que as montagens 1, 2, 3 e 4 apresentam grande concentração e pouca variabilidade dos erros nos 22 ciclos com fluxos mais baixos positivos ou negativos, tanto para sinais com formato senoidal quanto para o formato quadrado. A proporção de amostras nas tensões geradas pelos fluxos baixos não parece ser um fator de muito impacto visto que a montagem 1 possui uma grande proporção dessas tensões, mas igualmente produz grandes erros para esses ciclos. Os 22 ciclos com fluxos mais baixos apresentam velocidades que as classificariam como um escoamento laminar segundo seu número de Reynolds, no entanto as montagens não possuem conexões com o sensor com comprimento suficiente para que se atinja um escoamento laminar desenvolvido. Isso associado às imperfeições nas conexões podem gerar perturbações nos escoamentos. Logo, a medição direta de fluxos baixos ou a medição de volumes formados em grande parte por esses fluxos baixos se

mostrou imprópria para as condições de calibração utilizadas nesse trabalho.

Comparando os resultados das montagens 1 e 5 para a repetibilidade, a diferença entre os lados B e W do medidor de fluxo poderia ser explicada por um viés da membrana flexível, seja por construção ou por uso, uma vez que o sensor testado não era novo. A reproduzibilidade mostrou-se baixa observando-se aumento da dispersão dos erros ou valores que ultrapassaram o limite de $\pm 3\%$ em pelo menos uma das triplicatas. Uma possível explicação para a falta de reproduzibilidade pode ser encontrada no fato de que apesar do medidor de fluxo ter geometria simétrica, as geometrias conectadas aos seus dois lados são diferentes entre si, o que pode fazer com que o perfil do escoamento do ar ou a perda de carga sejam diferentes dependendo do sentido do fluxo [7].

Diante dos resultados encontrados para a repetibilidade e a reproduzibilidade com as ondas senoidais, as evidências vão no sentido de que a calibração seja feita com o dispositivo instalado em um circuito o mais próximo possível do que será usado, e siga as condições de sentido de fluxo presentes na aplicação. Para as principais aplicações de medida de fluxo relacionadas a ventilação pulmonar, espirometria e ventilação mecânica, existe diferença em como são gerados os fluxos em cada sentido de medição. Na espirometria os gases são forçados através do sensor pela geração de pressão negativa no interior dos pulmões durante a inspiração, e expelido dos pulmões por pressão positiva durante a expiração, de forma semelhante à seringa utilizada nos experimentos. Já durante a ventilação mecânica, o ar é empurrado através do sensor de fluxo por geração de pressão positiva pelo ventilador ou pelo recuo elástico dos pulmões do paciente. Portanto, parece mais apropriado para a espirometria utilizar tanto os fluxos positivos quanto os negativos gerados pela seringa, enquanto que para ventilação mecânica o mais adequado para fazer a calibração parece ser usar somente os fluxos positivos da seringa para cada lado do medidor de fluxo.

Para as montagens 6 e 7, tanto as calibrações feitas com fluxos positivos como a feitas com fluxos negativos não mostraram reproduzibilidade, com maiores intervalos interquartis em relação às suas referências e erros maiores que as faixa de $\pm 3\%$. Esses erros do teste de reproduzibilidade mostraram-se maiores que os vistos quando não havia o tubo acoplado ao medidor de fluxo no lado oposto a seringa (montagens 1 e 5). Além disso, para os dois lados do medidor de fluxo, não foi possível gerar uma calibração aceitável para os casos com o tubo submetidos a fluxos negativos, quando o ar estava sendo puxado para dentro da seringa. Esses resultados indicam uma rejeição da hipótese inicial, uma vez que o objetivo de conectar o tubo à extremidade do sensor oposta a seringa era permitir que tanto os escoamentos laminares como os turbulentos pudessem se aproximar de um escoamento completamente desenvolvido, principalmente nos casos onde eram gerados fluxos negativos.

Apesar de não possuir comprimento para alcançar um perfil de escoamento laminar completamente desenvolvido, era esperado que a introdução do tubo produzisse um comprimento de entrada para escoamentos laminares mais próximo do teórico [24], e com isso gerasse calibrações mais repetitivas e reproduutíveis.

Analizando-se os erros relativos para cada amplitude de senoide utilizada, pode-se perceber que os ciclos com as amplitudes mais baixas tenderam a apresentar as variabilidades mais baixas. Essa diferença entre as amplitudes das senoides pode ser entendida pela regularidade do fluxo gerado pela seringa eletrônica somado a menor tendência de turbulência dentro de tubos retos para fluxos com número de Reynolds baixo. Os ciclos com as menores amplitudes representam a menor variabilidade na resposta do sensor. No entanto, esses mesmos ciclos apresentam os maiores erros relativos. Ou seja, esses ciclos apresentam erros grandes, porém precisos. Juntando-se essa observação com a hipótese de que o tubo de extensão conectado ao sensor ajudaria a reduzir a turbulência, os resultados sugerem que pelo menos esse modelo de sensor de orifício variável funcionaria melhor com fluxos menos laminares.

Este trabalho possui algumas limitações no desenho experimental. O número de sensores foi limitado a uma única amostra e não se pode excluir que os resultados encontrados sejam particulares a essa única amostra. Logo, esses resultados podem ser entendidos como uma apresentação de métodos e indicação para um estudo mais detalhado. O gás utilizado para fazer as calibrações em ambos sentidos do fluxo foi o ar ambiente, que não tem a mesma composição do ar inspirado ou expirado. No entanto o uso de gases diferentes introduziria novas incertezas que impediriam a avaliação da reproduutibilidade como foi feita; adicionalmente é comum que o procedimento de calibração com seringa utilize somente gás ambiente e posteriormente sejam usados fatores de correção para a inspiração e expiração, caso necessário [56]. O comprimento das mangueiras que conectaram as tomadas de pressão do medidor de orifício variável com o transdutor de pressão diferencial afeta a sensibilidade e o tempo de resposta da medição do fluxo, quanto maior o seu comprimento menor a sensibilidade [57]. Utilizou-se unicamente o comprimento original de fábrica, que representa a forma mais usualmente utilizada. O sensor utilizado no experimento havia sido utilizado antes, o que pode ter afetado as propriedades mecânicas do elemento flexível e contribuído para as diferenças encontradas entre os lados B e W, uma vez que a linearidade do sensor depende da relação tensão-deformação do elemento flexível [6]. Como existem diferentes montagens a montante e a jusante do sensor na ventilação mecânica ou na espirometria, pode ser necessário repetir a análise para as montagens e condições específicas para cada aplicação.

Capítulo 6

Conclusão

Esse trabalho avaliou experimentalmente a repetibilidade e reproduzibilidade da calibração de um sensor de fluxo de orifício variável pelo método de seringa de volume fixo. Os resultados desse trabalho mostram: a existência de diferenças na curva de calibração dependendo do sentido do fluxo; que ao se conectar um tubo (diâmetro interno de 17,6 mm e comprimento de 360 mm) no lado do sensor oposto ao da seringa ocorre piora na repetibilidade da calibração; que, apesar da simetria geométrica do sensor, os lados B e W apresentaram curvas de calibração diferentes, para a unidade testada; e histogramas mais homogêneos resultaram em calibrações com melhor repetibilidade e reproduzibilidade.

Os resultados desse trabalho trazem algumas evidências que apoiam que as calibrações sejam feitas em condições de montagem próximas daquelas em que o sensor de fluxo será utilizado. Em especial, a calibração sendo feita com os mesmos sentidos de fluxos que o sensor será utilizado e com fluxos superiores aos que serão usados na faixa de trabalho. Também apresentam-se evidências que o sinal utilizado para testar a curva de calibração deva conter volumes formados predominantemente por fluxos baixos. Para trabalhos futuros propõe-se usar mais amostras de sensores de orifício variável e outros elementos de extensão, investigar os efeitos de escoamentos laminares e turbulentos no sensor de orifício variável e efeitos de mistura gasosas diferentes do ar atmosférico.

Referências Bibliográficas

- [1] PELLEGRINO, R., VIEGI, G., BRUSASCO, V., et al. “Interpretative strategies for lung function tests”, *European respiratory journal*, v. 26, n. 5, pp. 948–968, 2005.
- [2] SLUTSKY, A. S. “Lung injury caused by mechanical ventilation”, *Chest*, v. 116, pp. 9S–15S, 1999.
- [3] JEWITT, H., THOMAS, G. “Measurement of flow and volume of gases”, *Anesthesia & Intensive Care Medicine*, v. 13, n. 3, pp. 106–110, 2012.
- [4] FERRANNINI, E. “The theoretical bases of indirect calorimetry: a review”, *Metabolism*, v. 37, n. 3, pp. 287–301, 1988.
- [5] TARDI, G., MASSARONI, C., SACCOMANDI, P., et al. “Experimental assessment of a variable orifice flowmeter for respiratory monitoring”, *Journal of Sensors*, v. 2015, 2015.
- [6] SCHENA, E., MASSARONI, C., SACCOMANDI, P., et al. “Flow measurement in mechanical ventilation: A review”, *Medical engineering & physics*, v. 37, n. 3, pp. 257–264, 2015.
- [7] FINUCANE, K. E., EGAN, B. A., DAWSON, S. V. “Linearity and frequency response of pneumotachographs”, *Journal of applied physiology*, v. 32, n. 1, pp. 121–126, 1972.
- [8] GRAHAM, B. L., STEENBRUGGEN, I., MILLER, M. R., et al. “Standardization of spirometry 2019 update. An official American thoracic society and European respiratory society technical statement”, *American journal of respiratory and critical care medicine*, v. 200, n. 8, pp. e70–e88, 2019.
- [9] TRAJANO, V., MOTTA-RIBEIRO, G., JANDRE, F. “A Calibração de um Sensor de Fluxo de Orifício Variável Depende do Sentido do Fluxo?” 12 2021. doi: 10.47573/XIIISEB.84.
- [10] TORTORA, G. J., DERRICKSON, B. *Principles of anatomy and physiology*. Wiley, 2012.

- [11] WEST, J. B. *Respiratory physiology: the essentials*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [12] FOX, S. I. *Human physiology*. McGraw-Hill, 2002.
- [13] ROSS, M. H., PAWLINA, W. *Histology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [14] DRAKE, R., VOGL, A. W., MITCHELL, A. W. *Gray's anatomy for students*. Elsevier Inc, 2015.
- [15] SHADE, D. M., JOHNSON, A. T. "Design of respiratory devices", *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, pp. 21–1, 2004.
- [16] PHAM, T., BROCHARD, L. J., SLUTSKY, A. S. "Mechanical ventilation: state of the art". In: *Mayo Clinic Proceedings*, v. 92, pp. 1382–1400. Elsevier, 2017.
- [17] GARCIA-MOUTON, C., HIDALGO, A., CRUZ, A., et al. "The Lord of the Lungs: The essential role of pulmonary surfactant upon inhalation of nanoparticles", *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, v. 144, pp. 230–243, 2019.
- [18] STACHOWICZ-KUŚNIERZ, A., KORCHOWIEC, B., ROGALSKA, E., et al. "The lung surfactant activity probed with molecular dynamics simulations", *Advances in Colloid and Interface Science*, p. 102659, 2022.
- [19] DU, K., SUN, L., LUO, Z., et al. "Reduced DMPC and PMPC in lung surfactant promote SARS-CoV-2 infection in obesity", *Metabolism*, v. 131, pp. 155181, 2022.
- [20] HALLETT, S., TORO, F., ASHURST, J. V. "Physiology, tidal volume", 2018.
- [21] JOHNS, D. P., WALTERS, J. A., WALTERS, E. H. "Diagnosis and early detection of COPD using spirometry", *Journal of thoracic disease*, v. 6, n. 11, pp. 1557, 2014.
- [22] GALLUCCI, M., CARBONARA, P., PACILLI, A. M. G., et al. "Use of symptoms scores, spirometry, and other pulmonary function testing for asthma monitoring", *Frontiers in pediatrics*, v. 7, pp. 54, 2019.
- [23] KREMEIER, P., BÖHM, S. H., TUSMAN, G. "Clinical use of volumetric capnography in mechanically ventilated patients", *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, v. 34, n. 1, pp. 7–16, 2020.

- [24] FOX, R. W., MCDONALD, A. T., PRITCHARD, P. J. “Introduction to fluid dynamics”, *John Wiley & Sons*, 2004.
- [25] LANASA, P. J., UPP, E. L. *Fluid flow measurement: A practical guide to accurate flow measurement*. Butterworth-Heinemann, 2014.
- [26] GIANNELLA-NETO, A., BELLIDO, C., BARBOSA, R., et al. “Design and calibration of unicapillary pneumotachographs”, *Journal of applied physiology*, v. 84, n. 1, pp. 335–343, 1998.
- [27] ANSELMET, F., TERNAT, F., AMIELH, M., et al. “Axial development of the mean flow in the entrance region of turbulent pipe and duct flows”, *Comptes Rendus Mécanique*, v. 337, n. 8, pp. 573–584, 2009.
- [28] KREIT, J. W., SCIURBA, F. C. “The accuracy of pneumotachograph measurements during mechanical ventilation.” *American journal of respiratory and critical care medicine*, v. 154, n. 4, pp. 913–917, 1996.
- [29] VIM, I. “International vocabulary of basic and general terms in metrology (VIM)”, *International Organization*, v. 2004, pp. 09–14, 2004.
- [30] VALLINIS, P., DAVIS, G., COATES, A. “A very low dead space pneumotachograph for ventilatory measurements in newborns”, *Journal of applied physiology*, v. 69, n. 4, pp. 1542–1545, 1990.
- [31] HALL, S.-J. E. “Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book, livre ebook”, 2010.
- [32] MASSARONI, C., SCHENA, E., SILVESTRI, S. “Temperature influence on the response at low airflow of a variable orifice flowmeter”. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017 39th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 881–884. IEEE, 2017.
- [33] MILLER, M., SIGSGAARD, T. “Prevention of thermal and condensation errors in pneumotachographic recordings of the maximal forced expiratory manoeuvre”, *European Respiratory Journal*, v. 7, n. 1, pp. 198–201, 1994.
- [34] HARIPRASAD, M., COLUMB, M. “Capnography: Clinical Aspects”. 2006.
- [35] MASSARONI, C., NICOLÒ, A., LO PRESTI, D., et al. “Contact-based methods for measuring respiratory rate”, *Sensors*, v. 19, n. 4, pp. 908, 2019.

- [36] HULTMARK, M., SMITS, A. J. “Temperature corrections for constant temperature and constant current hot-wire anemometers”, *Measurement Science and Technology*, v. 21, n. 10, pp. 105404, 2010.
- [37] HAGER, D. N., FULD, M., KACZKA, D. W., et al. “Four methods of measuring tidal volume during high-frequency oscillatory ventilation”, *Critical care medicine*, v. 34, n. 3, pp. 751–757, 2006.
- [38] YEH, M. P., ADAMS, T. D., GARDNER, R. M., et al. “Turbine flowmeter vs. Fleisch pneumotachometer: a comparative study for exercise testing”, *Journal of Applied Physiology*, v. 63, n. 3, pp. 1289–1295, 1987.
- [39] STOCKS, J., SLY, P. D., TEPPER, R. S., et al. *Infant respiratory function testing*. John Wiley & Sons, 1996.
- [40] TITHERADGE, P., ROBERGS, R. “Static and dynamic performance of a venturi airflow sensor”, *Flow Measurement and Instrumentation*, v. 73, pp. 101725, 2020.
- [41] FLEISCH, A. “Der pneumotachograph; ein apparat zur geschwindigkeitsregistrierung der atemluft”, *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, v. 209, n. 1, pp. 713–722, 1925.
- [42] LILLY, J. C. “Flow meter for recording respiratory flow of human subjects”, *Methods in medical research*, v. 2, pp. 113–121, 1950.
- [43] ALLAN, P. F. “High-frequency percussive ventilation: pneumotachograph validation and tidal volume analysis”, *Respiratory care*, v. 55, n. 6, pp. 734–740, 2010.
- [44] HAYNER, P. “Variable fluid orifice”. ago. 7 1973. US Patent 3,750,710.
- [45] OSBORN, J. J. “Variable orifice gas flow sensing head”. abr. 11 1978. US Patent 4,083,245.
- [46] KIZAWA, H. “Flow sensor having a fixed resistance and a variable resistance”. nov. 9 1999. US Patent 5,979,247.
- [47] BONASSA, J. “Flow sensor with double obstruction”. set. 21 2010. US Patent 7,798,016.
- [48] YEH, M. P., GARDNER, R. M., ADAMS, T. D., et al. “Computerized determination of pneumotachometer characteristics using a calibrated syringe”, *Journal of Applied Physiology*, v. 53, n. 1, pp. 280–285, 1982.

- [49] PEARCE, D., MILHORN JR, H., HOLLOMAN, G., et al. “Computer-based system for analysis of respiratory responses to exercise”, *Journal of applied physiology*, v. 42, n. 6, pp. 968–975, 1977.
- [50] TANG, Y., TURNER, M. J., YEM, J. S., et al. “Calibration of pneumotachographs using a calibrated syringe”, *Journal of applied physiology*, v. 95, n. 2, pp. 571–576, 2003.
- [51] TURNER, M., MACLEOD, I., ROTHBERG, A. “Calibration of Fleisch and screen pneumotachographs for use with various oxygen concentrations”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 28, n. 2, pp. 200–204, 1990.
- [52] SULLIVAN, W. J., PETERS, G., ENRIGHT, P. “Pneumotachographs: Theory and clinical application”, *Respir Care*, v. 29, n. 7, pp. 736–748, 1984.
- [53] MILLER, M. R., PINCOCK, A. C. “Linearity and temperature control of the Fleisch pneumotachograph”, *Journal of Applied Physiology*, v. 60, n. 2, pp. 710–715, 1986.
- [54] FORTUNA, A. D. O., GURD, J. R. “Numerically based design of an orifice plate flowmetering system for human respiratory flow monitoring”, *Annals of biomedical engineering*, v. 27, n. 3, pp. 356–365, 1999.
- [55] GRAVENSTEIN, J. S., JAFFE, M. B., GRAVENSTEIN, N., et al. *Capnography*. Cambridge University Press, 2011.
- [56] MOORE, V. “Spirometry: step by step”, *Breathe*, v. 8, n. 3, pp. 232–240, 2012.
- [57] MONTAGNA, F., SCHENA, E., MASSARONI, C., et al. “Influence of the length of lead lines on the response of a variable orifice meter: analysis of sensitivity and settling time”. In: *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pp. 1–6. IEEE, 2018.