



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

ALINE GOMES DE SOUSA

**INFLUÊNCIA DE FILTROS RESPIRATÓRIOS NA MEDIDA DA PRESSÃO
ESTÁTICA INSPIRATÓRIA MÁXIMA: UM ESTUDO DE BANCADA**

RECIFE

2023



ALINE GOMES DE SOUSA

**INFLUÊNCIA DE FILTROS RESPIRATÓRIOS NA MEDIDA DA PRESSÃO
ESTÁTICA INSPIRATÓRIA MÁXIMA: UM ESTUDO DE BANCADA**

Projeto de trabalho de conclusão de curso, apresentado ao curso de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito para conclusão da graduação em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Shirley Lima Campos
Coorientador: Caio César Morais

RECIFE

2023



INFLUÊNCIA DE FILTROS RESPIRATÓRIOS NA MEDIDA DA PRESSÃO ESTÁTICA INSPIRATÓRIA MÁXIMA: UM ESTUDO DE BANCADA

INFLUENCE OF RESPIRATORY FILTERS ON MEASUREMENT OF MAXIMUM INSPIRATORY STATIC PRESSURE: A BENCH STUDY

1. Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco. Av. Prof. Moraes Rego, 1235 - Cidade Universitária, Recife - PE, 50670-901

Resumo

Objetivo: Avaliar o impacto da inclusão de filtros respiratórios em série com um manômetro de pressão na medida da pressão inspiratória máxima (PI_{MAX}).

Método: Dois filtros respiratórios (isolador e HMEF) foram conectados entre o simulador pulmonar (ASL 5000) e um manômetro de pressão. Três amplitudes de pressão muscular (P_{mus}) foram produzidas com ASL 5000 com taxa de contração e relaxamento simétrica (P_{mus} lenta) e assimétrica (P_{mus} rápida). Foram coletadas cinco manobras de P_{mus} . A associação entre a P_{mus} e o ASL 5000 e a medida pelo manômetro de pressão foi avaliada por regressão

linear simples. A concordância entre as medidas foi avaliada pelo método de Bland-Altman. **Resultado:** A medida da Pimax foi comparável com e sem filtros respiratórios com forte associação entre Pmus gerada pelo ASL e medida ($R^2 = 0.99$, $p < 0,0001$ para todos os cenários). A análise de concordância mostra um limite de concordância menor que 0.5 cmH₂O para todos os cenários. **Conclusão:** A conexão de filtros respiratórios isolantes e HMEF ao manômetro não afeta a precisão das medidas da Pimáx.

Palavras-chaves: Músculos respiratórios; Força muscular; Testes de função respiratória.

Abstract

Objective: To evaluate the impact of including respiratory filters in series with a pressure gauge on the measurement of maximum inspiratory pressure (PIMAX). **Method:** Two respiratory filters (isolator and HMEF) were connected between the lung simulator (ASL 5000) and a pressure gauge. Three amplitudes of muscle pressure (Pmus) were produced with ASL 5000 with symmetrical (slow Pmus) and asymmetrical (fast Pmus) contraction and relaxation rates. Five Pmus maneuvers were collected. The association between Pmus and ASL 5000 and that measured by the pressure manometer was evaluated by simple linear regression. Agreement between measurements was assessed using the Bland-Altman method. **Result:** Pimax measurement was comparable with and without respiratory filters with a strong association between Pmus generated by ASL and measurement ($R^2 = 0.99$, $p < 0.0001$ for all scenarios). Agreement analysis shows a limit of agreement less than 0.5 mH₂O for all scenarios. **Conclusion:** The connection of isolating breathing filters and HMEF to the manometer does not affect the accuracy of Pimax measurements.

Keywords: Respiratory muscles; Muscle strength; Respiratory function tests.

Introdução

A medida da pressão estática muscular inspiratória máxima (P_{Imáx}) permite avaliar a aptidão do paciente de respirar sem suporte ventilatório artificial¹ e diagnosticar a fraqueza muscular respiratória². Para medir a P_{Imáx}, é necessário conectar um manômetro à via aérea superior do paciente (boca ou traquéia) durante uma inspiração máxima com a via aérea ocluída. A pressão medida na via aérea (P_{VA}) reflete a contribuição tanto da pressão dos músculos respiratórios (P_{mus}) quanto da pressão elástica exercida pelo pulmão e pela caixa torácica (*ver Equações 1-3*).^{3,4}

A integridade do manômetro contra a contaminação por partículas é garantida com a conexão de um filtro respiratório isolante na porta de entrada do equipamento.⁵ No ambiente da terapia intensiva, a proteção do manômetro é frequentemente assegurada por meio de filtros respiratórios trocadores de calor e umidade com capacidade de filtração microbiológica, conhecidos como filtros HME ou HMEF (do inglês, *Heat and Moisture Exchanger Filter*), uma vez que já estão incorporados ao circuito do ventilador mecânico.

Estudos recentes testaram se a conexão de filtros HMEF ao manômetro pode influenciar nas medidas da P_{Imáx}.^{6,7} Essas pesquisas relataram diferenças médias, porém não significativas, entre 2,7 cmH₂O⁷ e 3,5 cmH₂O⁶ para medidas da P_{Imáx} realizadas com e sem a presença do filtro HMEF. Embora a película do filtro respiratório introduza uma resistência dinâmica durante a inspiração e a expiração, o impacto sobre a P_{Imáx} deveria ser nulo, uma vez que a ausência de fluxo inspiratório durante a oclusão da via aérea elimina a pressão resistiva da equação do movimento dos gases (*ver Equações 1-3*).

$$P_{VA}(t) = \text{Pressãoelástica} + \text{Pressãoresistiva} - P_{mus}(t) \quad (1)$$

$$P_{VA}(t) = V(t) \times E + R \times \dot{V}(t) - P_{mus}(t) \quad (2)$$

$$P_{VA}(t) = V(t) \times E - P_{mus}(t) \quad (3)$$

onde P_{VA} é a pressão na via aérea, $V(t)$ é o volume inspirado acima do volume pulmonar ao final da expiração, E é a elastância do sistema respiratório, R é a resistência do sistema respiratório, $V'(t)$ é o fluxo inspirado e P_{mus} representa a pressão gerada pelos músculos inspiratórios e expiratórios.

Portanto, as diferenças observadas podem estar relacionadas à variabilidade no esforço produzido pelo paciente, uma vez que a P_{Imax} é um teste volitivo e requer a cooperação do paciente. Acreditamos que a comprovação da inexistência de efeito na medida da P_{Imax} com a conexão de filtros respiratórios ao manômetro requer um estudo de bancada com controle da amplitude e da velocidade do esforço muscular.

Assim, neste estudo utilizamos um simulador respiratório avançado, capaz de reproduzir diferentes formatos e amplitudes de P_{mus} , com o objetivo de validar a precisão da medida da P_{Imax} na presença de filtros respiratórios.

Método

Este estudo de bancada usou o simulador respiratório *Active Servo Lung 5000* (ASL5000 sw3.6, IngMar Medical, Pittsburg, Pennsylvania), um equipamento que controla digitalmente um pistão para simular o esforço do paciente (Figura 1A). As coletas aconteceram no mês de fevereiro de 2023 no Laboratório Multiusuário De Inovação Instrumental e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Pernambuco.

Modelo Simulado

Foi programado no ASL5000 curvas de P_{mus} ($P_{mus_{ASL}}$) com amplitude de 5 cmH₂O, 20 cmH₂O e 40 cmH₂O (Figura 2A). O tempo para atingir o pico da P_{mus} (*insp. rise time*) foi programado em 1,2 segundos (P_{mus} lenta) e 0,6

segundos (P_{mus} rápida) (Figura 2B). O simulador foi ajustado com uma complacência pulmonar linear de 50 mL/cmH₂O, resistência das vias aéreas linear de 10 cmH₂O/L/s e uma capacidade residual de 500 mL. A aquisição de dados ocorreu em ambiente com temperatura controlada de 24°C.

Procedimentos

A pressão da via aérea foi registrada na porta de entrada do ASL5000 por um sistema de aquisição de sinais equipado com um sensor de pressão (Pneumodrive, Biônica, Recife, Brazil), que mimetiza a funcionalidade de um manômetro digital padrão para medições de P_{Imax} . A pressão na via aérea foi transmitida para o sistema de aquisição de sinais por um adaptador conectado a um tubo flexível de diâmetro interno de 2mm e comprimento de 30 cm (Figura 1A).

Foi realizada uma calibração cruzada entre o ASL5000 e o sistema de aquisição de sinais para validar a precisão da P_{mus} medida na via aérea ($P_{mus_{VA}}$) em comparação com a $P_{mus_{ASL}}$. A calibração foi realizada sem a inclusão dos filtros respiratórios e incluiu 30 ciclos aleatórios com P_{mus} entre 5 cmH₂O e 40 cmH₂O, e tempo para atingir o pico da P_{mus} entre 0,6s e 1,2s. Todo o procedimento foi realizado com a oclusão da via aérea, usando um tampão de diâmetro externo de 15mm conectado ao adaptador na porta de entrada do ASL5000.

Protocolo experimental

O protocolo deste estudo foi composto por três diferentes condições para avaliar o efeito de filtros respiratórios na medida da P_{mus} :

1. Conexão direta entre o ASL5000 e o manômetro digital, sem a utilização de filtro respiratório (Figura 1B).

2. Inclusão de filtro respiratório isolante (volume interno de 0,2 mL; MVD011, Homed, São Paulo) entre o ASL5000 e o manômetro digital (Figura 1C).

3. Inclusão de filtro respiratório tipo HMEF (volume interno de 35 mL; HMECMAXI Adulto, Henan Tuoren, China) entre o ASL5000 e o manômetro digital (Figura 1D).

Foram coletados cinco ciclos respiratórios com a via aérea ocluída em cada condição de P_{mus} (diferentes amplitudes e tempo para atingir o pico da P_{mus}) com e sem filtros respiratórios.

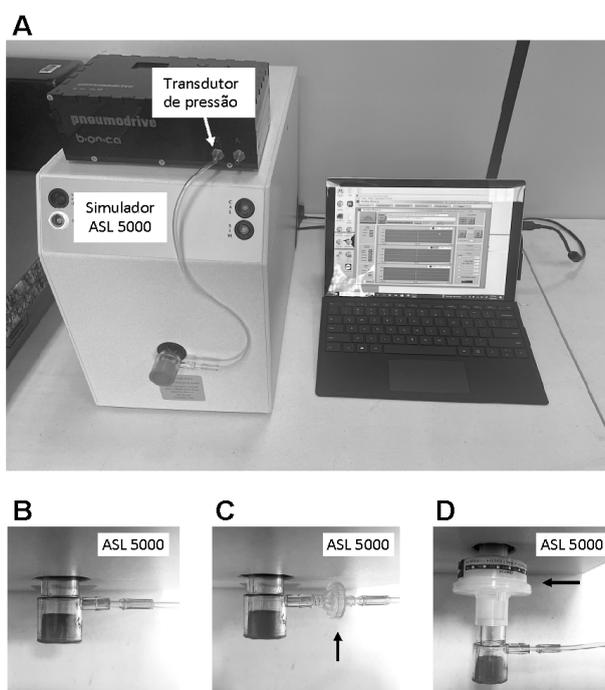


Figura 1. Montagem do experimento. A) Conexão do sistema de aquisição de sinais de pressão com um adaptador acoplado à porta de entrada do ASL 5000. B-C) Ilustração das condições sem filtro respiratório (B), com filtro isolante (C) e filtro HMEF (D). As setas indicam o posicionamento dos filtros entre o simulador e o manômetro. Em todas as condições ocorreram com a oclusão da via aérea (manobra de oclusão) por um tampão de diâmetro externo de 15mm conectado ao adaptador na porta de entrada do ASL 5000.

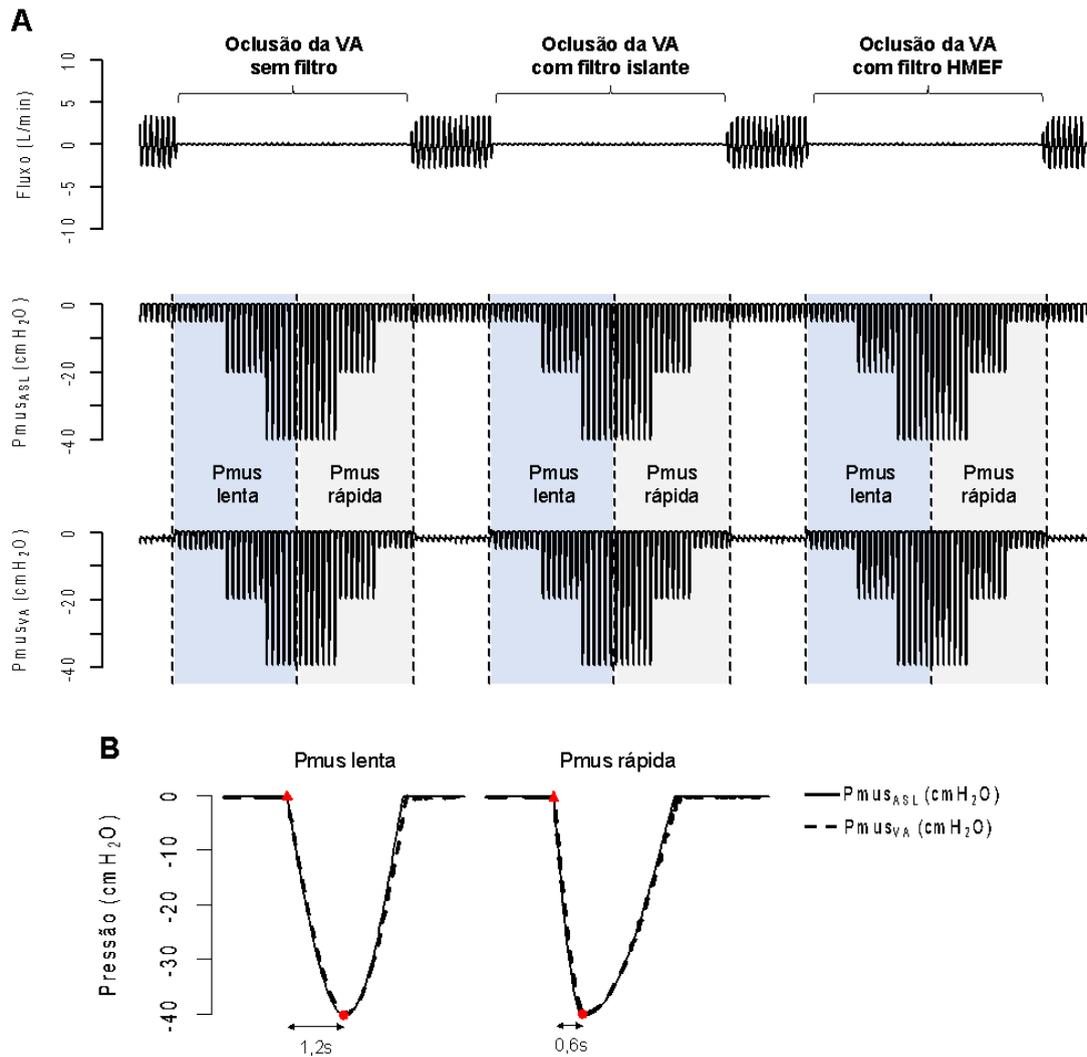


Figura 2. Ilustração do protocolo experimental. A) Curvas de fluxo, pressão muscular produzida pelo simulador ASL5000 ($P_{mus_{ASL}}$) e pressão muscular medida na via aérea ($P_{mus_{VA}}$) durante sequências de manobras de oclusão sem e com filtros respiratórios. Cada bloco foi composto por Pmus de diferentes amplitudes (5 cmH_2O , 20 cmH_2O e 40 cmH_2O) com tempo para atingir o pico da Pmus de 1,2 segundos (Pmus lenta) e 0,6 segundos (Pmus rápida). Os triângulos e círculos indicam, respectivamente, o início e o pico da Pmus. VA = via aérea.

Análise estatística

A associação entre a $P_{mus_{ASL}}$ e a $P_{mus_{VA}}$ foi avaliada por regressão linear simples. A concordância entre a $P_{mus_{ASL}}$ e a $P_{mus_{VA}}$ foi exibida usando o método gráfico proposto por *Bland-Altman*. O erro da Pmus medida ($[P_{mus_{ASL}} - P_{mus_{VA}}]/P_{mus_{ASL}}$) foi relatado com mediana [intervalo interquartil] e exibidos por meio de *boxplot*. O teste de *Kruskal-Wallis* foi utilizado para comparar o erro da

Pmus medida nas três condições (com e sem filtros). O valor de P foi considerado significativo quando $< 0,05$. As análises foram realizadas com o programa R (*R Core Team, 2016, R Foundation for Statistical Computing, Viena, Áustria*).

Resultados

A calibração cruzada (procedimento sem inclusão de filtros) mostrou um erro basal mínimo de 0,01 cmH₂O entre os equipamentos (*slope* de 0,99, $P < 0,001$), indicando que o aumento de 1 cmH₂O na Pmus_{ASL} equivale a um aumento na Pmus_{VA} de 0,99 cmH₂O.

Foram analisadas um total de 90 medidas de Pmus. A regressão linear entre a Pmus_{ASL} e Pmus_{VA} mostrou um coeficiente de determinação (R^2) de 0,99 ($P < 0.001$) para todas as condições testadas sem e com diferentes filtros respiratórios (Figura 3). O R^2 foi semelhante (0,99, $P < 0.001$) no modelo de regressão linear que considerou apenas os ciclos com Pmus lenta quanto com ciclos de Pmus rápida para comparações com todos os tipos de filtro respiratório.

O gráfico de *Bland-Altman* apresentou um viés menor que 0.1 cmH₂O, com um limite de concordância menor que 0.25 cmH₂O para todas as condições (Figura 3). O erro de medida (%) foi comparável entre as condições sem e com filtros respiratórios ($P = 0.67$), com uma mediana menor que 0.5% (Figura 4).

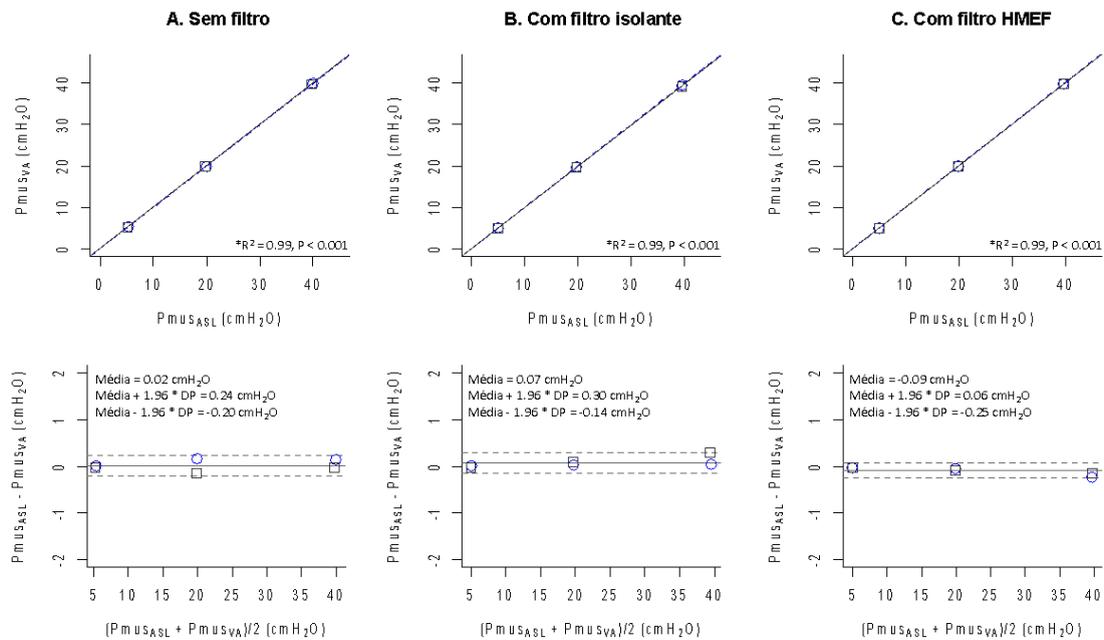
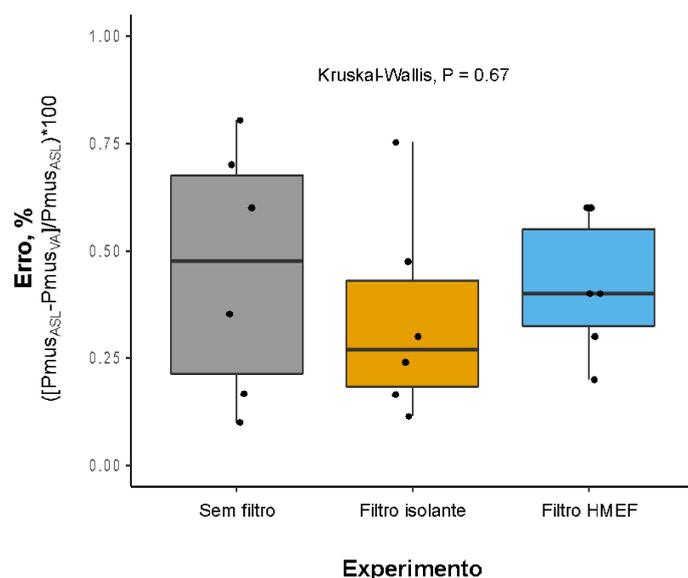


Figura 3. Gráficos de regressão linear simples (linha superior) e *Bland-Altman* (linha inferior) produzidos com dados de pressão muscular produzida pelo simulador ASL5000 ($Pmus_{ASL}$) e pressão muscular medida na via aérea ($Pmus_{VA}$) durante sequências de manobras de oclusão sem filtro respiratório (A), com filtro respiratório isolante (B) e filtro HMEF (C). Os símbolos círculos e quadrados representam ciclos com tempo para atingir o pico da $Pmus$ de 1,2 segundos ($Pmus$ lenta) e 0,6 segundos ($Pmus$ rápida). Na regressão linear, as linhas tracejadas e contínuas representam as retas de regressão para ciclos de $Pmus$ lenta e $Pmus$ rápida, respectivamente. Note que as linhas e símbolos se sobrepõem em todas as condições, indicando comportamento comparável entre a $Pmus_{ASL}$ e $Pmus_{VA}$ com $Pmus$ lenta e $Pmus$ rápida. No gráfico de *Bland-Altman*, a linha contínua representa o viés de média (*bias*) e as linhas tracejadas o intervalo de confiança. DP = desvio padrão; * = representa o coeficiente de determinação e valor de P para regressões incluindo a $Pmus$ lenta, $Pmus$ rápida e todos os ciclos ($Pmus$ lenta e rápida).

Figura 4. Boxplot ilustrando o erro (%) entre a pressão muscular medida na via aérea ($Pmus_{VA}$) e a pressão muscular produzida pelo simulador ASL 5000 ($Pmus_{ASL}$) nas condições sem e com filtros respiratórios. Pontos sólidos representam a média de cinco medidas na manobra de oclusão para cada amplitude de $Pmus$ lenta e rápida.



Discussão

Esse estudo de bancada demonstrou que a conexão de filtros respiratórios a um manômetro digital não adicionou erro de medida da P_{lmáx}, quando comparado com a avaliação realizada na ausência de filtros. Nossos dados respaldam a confiabilidade da avaliação da pressão muscular respiratória quando filtros respiratórios são empregados e suportam a proteção do equipamento de manometria respiratória independentemente do modelo e do volume interno do filtro.

Este estudo preenche uma lacuna existente em pesquisas anteriores que reportaram pequenas diferenças na medida da P_{lmáx} durante avaliações com pacientes.^{6,7} Essas diferenças, provavelmente, decorrem da variabilidade na P_{mus} gerada pelo paciente e não diretamente relacionada à utilização de filtros respiratórios. Por exemplo, Lucato e colaboradores identificaram em estudo prospectivo envolvendo pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica, uma diferença média, porém não estatisticamente significativa, de 4% entre as medidas da P_{lmáx} realizadas sem filtro (-66.5 ± 6.5 cmH₂O) em comparação com o uso de filtro HMEF (-63.8 ± 5.5 cmH₂O). Essa variabilidade intrínseca ao paciente é reconhecida pela Associação Torácica Americana (ATS, *American Thoracic Society*), que aceita variações de até 10% entre as manobras de P_{lmáx} como critério para caracterizar a reprodutibilidade da técnica.⁸

Assim, neste estudo, utilizamos um simulador respiratório avançado (ASL 5000), que permitiu a programação precisa e a replicação da P_{mus} com diferentes amplitudes e tempos para atingir o pico da P_{mus}, variáveis que mimetizam a pressão e velocidade da contração muscular.

Como resultado, observamos uma diferença média menor que 0,5% na avaliação da $P_{\text{Imáx}}$ ($P_{\text{mus}_{\text{ASL}}}$ vs. $P_{\text{mus}_{\text{VA}}}$) na ausência de filtros respiratórios, diferença que não se acentuou com a inclusão de filtros (Figura 4). Adicionalmente, a análise de *Bland-Altman* demonstra um estreito limite de concordância ($< 0,25$ cmH₂O) para todas as condições de P_{mus} testadas com e sem filtros respiratórios, o que confirma a baixa variabilidade das diferenças entre a $P_{\text{mus}_{\text{ASL}}}$ e a $P_{\text{mus}_{\text{VA}}}$. A estreita faixa de erro observada em nosso estudo para todas as condições testadas é relacionada ao manômetro digital utilizado, que compreende uma acurácia menor do que a aceita por transdutores de pressão comerciais de 4% entre a pressão real e a medida.⁹

Esse estudo apresenta como limitação a faixa de P_{mus} avaliada, a qual não incluiu P_{mus} acima de 40 cmH₂O devido à restrição do simulador. No entanto, a faixa de P_{mus} estudada reflete o cenário comum de muitos pacientes hospitalizados que requerem avaliações frequentes da $P_{\text{Imáx}}$.^{10,11}

Conclusão

Este estudo de bancada mostrou que a conexão de filtros respiratórios isolantes e HMEF ao manômetro não afeta a precisão das medidas da $P_{\text{Imáx}}$. Assim, a proteção de equipamentos utilizados para avaliar a $P_{\text{Imáx}}$ pode ser garantida com diferentes tipos de filtros de acordo com a disponibilidade e o custo.

Referências

1. Nemer, S. N. & Barbas, C. S. V. Parâmetros preditivos para o desmame da ventilação mecânica. *J. Bras. Pneumol.* **37**, 669–679 (2011).
2. Laveneziana, P. *et al.* ERS statement on respiratory muscle testing at rest and during exercise. *Eur. Respir. J.* **53**, 1801214 (2019).
3. Caruso, P. *et al.* Diagnostic methods to assess inspiratory and expiratory muscle strength. *J. Bras. Pneumol.* **41**, 110–123 (2015).
4. Silveira, B. M. F. *et al.* Maximal respiratory pressures: Measurements at functional residual capacity in individuals with different health conditions using a digital manometer. *Brazilian J. Phys. Ther.* **27**, 100529 (2023).
5. Sylvester, K. P. *et al.* ARTP statement on pulmonary function testing 2020. *BMJ Open Respir. Res.* **7**, e000575 (2020).
6. Lucato, J. J. J. *et al.* Influence of heat and moisture exchanger use on measurements performed with manovacuumeter and respirometer in healthy adults. *Multidiscip. Respir. Med.* **11**, 1 (2015).
7. Lucato, J. J. J., Barbosa, R. C. C., Picanço, P. S. de A., Cunha, T. M. N. da & Righetti, R. F. Influence of a heat and moisture exchanger with a microbiological filter on measurements of maximal respiratory pressures and vital capacity in patients with COPD. *J. Bras. Pneumol.* **46**, 10–11 (2020).
8. Gibson, G. J. *et al.* ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* **166**, 518–624 (2002).
9. Sanborn, W. G. Monitoring respiratory mechanics during mechanical ventilation: where do the signals come from? *Respir. Care* **50**, 28–52;

discussion 52-4 (2005).

10. Nemer, S. N. *et al.* A new integrative weaning index of discontinuation from mechanical ventilation. *Crit. Care* **13**, R152 (2009).
11. da Silva Guimarães, B. *et al.* Inspiratory Muscle Training With an Electronic Resistive Loading Device Improves Prolonged Weaning Outcomes in a Randomized Controlled Trial*. *Crit. Care Med.* **49**, 589–597 (2021).