

## ELABORAÇÃO DE UM PULMÃO MECÂNICO COM DIFERENTES MODELAGENS DE RESISTÊNCIA

*Luciano Matos Chicayban<sup>1</sup>; Arthur Fernandes Gimenes<sup>2</sup> & Wanderson Lucas de Aguiar Fraga<sup>3</sup>*

### RESUMO

CHICAYBAN, L. M.; GIMENES, A. F.; FRAGA, W. L. A. Elaboração de um Pulmão Mecânico com Diferentes Modelagens de Resistência. **Perspectivas Online: Biológicas & Saúde**, v. 9, n. 31, p. 9-21, 2019.

As doenças obstrutivas e restritivas são caracterizadas por alterações na complacência e resistência, devendo ser realizadas diferentes estratégias ventilatórias. Considerando que o maior fator limitante do manejo ventilatório é o aprendizado dos profissionais, é fundamental a prática de ensino e pesquisa baseada na modelagem respiratória. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um pulmão mecânico e avaliar suas propriedades mecânicas, elásticas e resistivas. O estudo experimental ocorreu em duas fases: criação do pulmão mecânico unicompartimental e modelagem de resistência. Para a simulação, o pulmão mecânico foi conectado ao ventilador nos modos: ventilação controlada a volume, com aumentos progressivos no volume e aferição da mecânica respiratória; ventilação controlada a pressão em diferentes pressões com análise do volume e fluxo; e curva pressão-volume com fluxo de 20 litros por

minutos. O pulmão mecânico apresentou aumento linear da complacência com o aumento do volume inspiratório. A análise da curva pressão-volume demonstrou comportamento linear na fase inspiratória e histerese. A resistência de vias aéreas e total aumentaram com a redução do calibre do resistor. No entanto, a resistência de vias aéreas apresentou valores constantes independente do volume inspirado e do resistor utilizado, embora a resistência total tenha aumentado de forma linear. No modo ventilação controlada a pressão, o resistor de menor orifício apresentou menores valores de volume corrente e picos de fluxo inspiratório e expiratório. Neste sentido, de acordo com os resultados obtidos, o pulmão mecânico apresentou comportamento elástico linear até 1 litro de volume de gás e os resistores utilizados demonstraram valores de resistência compatíveis com obstrução moderada a grave.

**Palavras-chave:** Mecânica Respiratória, Ventilação Mecânica; Fisioterapia.

**ABSTRACT**

Obstructive and restrictive diseases are characterized by changes in compliance and resistance, and different ventilatory strategies must be performed. Considering that the major limiting factor of ventilatory management is the learning of professionals, the practice of teaching and research based on respiratory modeling is fundamental. The objective of this work was to develop a mechanical lung and to evaluate its elastic and resistive mechanical properties. The experimental study took place in two phases: unicompartamental mechanical lung creation and resistance modeling. For the simulation, the mechanical lung was connected to the ventilator in the following modes: volume controlled ventilation, with progressive increases in volume and measurement of respiratory mechanics; pressure controlled ventilation at different pressures with volume

and flow analysis; and the pressure-volume curve with 20 liters per minute flow. The mechanical lung showed a linear increase in compliance with increased inspiratory volume. Pressure-volume curve analysis showed linear behavior in the inspiratory phase and hysteresis. Total and airway resistance increased with reduction of resistor gauge. However, airway resistance presented constant values regardless of the inspired volume and the resistor used, although the total resistance increased linearly. In pressure controlled ventilation mode, the smaller orifice resistor had lower tidal volume values and inspiratory and expiratory flow peaks. In this sense, according to the results obtained, the mechanical lung presented linear elastic behavior up to 1 liter and the resistors used showed resistance values compatible with moderate to severe obstruction.

**Keywords:** Respiratory Mechanics; Mechanical Ventilation; Physical Therapy.

---

<sup>1</sup>Institutos Superiores de Ensino do CENSA - ISECENSA - Pesquisador do Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Pneumofuncional e Intensiva (LAPEFIPI) - Rua Salvador Correa, 139, Centro, Campos dos Goytacazes, RJ, CEP: 28035-310, Brasil;

<sup>2</sup> Aluno Bolsista de Iniciação Científica PIBIC/ISECENSA;

<sup>3</sup> Aluno Bolsista de Iniciação Científica (PIBIC/CNPq).

(\*) e-mail: lucianochicayban@gmail.com

Data de recebimento: 23/09/2019. Aceito para publicação: 16/10/2019.

## 1. INTRODUÇÃO

Os pacientes internados em unidades de terapia intensiva sob ventilação mecânica apresentam condições obstrutivas e restritivas, caracterizadas por alterações na complacência e resistência. Do ponto de vista obstrutivo, apresentam limitação ao fluxo aéreo expiratório, má distribuição da ventilação, aumento da resistência das vias aéreas e aumento da complacência (FULLER et al., 2018). Estas condições estão presentes em pacientes com asma brônquica, doença pulmonar obstrutiva crônica, bronquiectasia, fibrose cística, entre outras (ANDREWS et al., 2013). Por outro lado, os pacientes restritivos experimentam redução da complacência pulmonar, diminuição da capacidade residual funcional (CRF) e do volume residual (VR), sendo a etiologia do padrão restritivo parenquimatosa, pleural, parede torácica ou neuromuscular. Patologias como síndrome do desconforto respiratório no adulto (SDRA), fibrose pulmonar, obesidade, cirurgias toracoabdominais também apresentam padrão restritivo (MAURI et al., 2017).

A expansão volumétrica dos pulmões durante a inspiração pode ser explicada pela equação de movimento, que considera o sistema respiratório como um modelo unicompartmental. Assim, um compartimento elástico representa as propriedades elásticas e um compartimento resistivo compreende a resistência das vias aéreas somadas a resistência tecidual. A pressão que movimenta o sistema respiratório (pressão motriz) é o somatório da pressão deflagrada pelo ventilador (Pva) e da pressão desenvolvida pelos músculos respiratórios (Pmus). Deve sobrepujar as pressões resistivas e elásticas do sistema respiratório para gerar volume inspiratório.

Diante das diferentes complicações inerentes a ventilação mecânica e das doenças associadas, as alterações na resistência e complacência envolvem diferentes estratégias ventilatórias e abordagens por parte do fisioterapeuta. A identificação dos diferentes distúrbios facilita o manejo ventilatório, minimizando complicações como assincronia paciente-ventilador, instabilidade hemodinâmica, aumento do tempo de ventilação mecânica, de internação na UTI e mortalidade (FULLER et al., 2018; MURIAS et al., 2016).

Atualmente, o maior fator limitante do manejo ventilatório é o aprendizado dos profissionais envolvidos na ventilação mecânica. A necessidade de expertise do profissional fisioterapeuta e a não detecção automática dos problemas ventilatórios por parte do ventilador mecânico são pontos motivadores deste estudo (AMIB e SBPT, 2013; DRES et al., 2016). A criação de um pulmão mecânico que possua propriedades elásticas e resistivas e que permita diferentes modelagens de condições obstrutivas e restritivas é fundamental para o ensino de graduação e especializações, bem como sua utilização em pesquisa científica. Assim, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um pulmão mecânico unicompartmental e avaliar suas propriedades mecânicas elásticas e resistivas.

## 2. METODOLOGIA

Trata-se de um estudo experimental realizado no Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Pneumofuncional e Intensiva (LAPEFIPI), dos Institutos Superiores de Ensino do CENSA (ISECENSA), Campos dos Goytacazes/RJ. O estudo compreendeu duas fases: a primeira foi à criação do pulmão mecânico unicompartmental e a segunda, a modelagem e simulação de diferentes comportamentos de resistência.

Na fase de criação do pulmão mecânico, ou seja, seu desenho e montagem, foi criada uma estrutura em base sólida, com um manômetro graduado em  $\text{cmH}_2\text{O}$  acoplado na parte anterior, para permitir a monitorização das pressões inspiratória e expiratória. Acima da base, foi adaptado um cilindro de acrílico transparente para permitir a movimentação homogênea do compartimento elástico. O compartimento elástico, por sua vez, foi modelado utilizando um fole volumétrico. Após sua vedação, o fole foi envolto por um tecido elástico para adequação da elasticidade do sistema respiratório. Na parte interna da base, foram acopladas conexões entre o fole volumétrico e o ventilador mecânico, para determinar o compartimento resistivo próprio. Além disso, foram criados 2 resistores de orifício de diâmetro interno, sendo um de 5 mm e outro de 9 mm, ambos com diâmetro externo de 2 cm, permitindo, assim, a modelagem da resistência. O modelo pode ser observado na Figura 1.



**Figura 1:** Pulmão mecânico experimental, evidenciando o “fole”, recoberto com tecido elástico na cor verde, dentro de um cilindro em acrílico transparente. Na parte superior, a saída para a conexão do ventilador e a conexão da traquéia. Na parte anterior, manômetro de pressão.

Na segunda fase (simulação), o pulmão mecânico foi conectado ao ventilador mecânico Vela (Bird Products Corporation; Palm Springs, Califórnia, EUA), sendo as análises realizadas de 3 maneiras.

Inicialmente, foi utilizado o modo de ventilação controlada a volume para avaliar o comportamento mecânico elástico e resistivo do pulmão em diferentes volumes inspirados. Para tanto, foram realizados acréscimos de 50 mL de gás no volume inspiratório, iniciando em 200 mL até 700 mL. Cada condição experimental foi realizada na ausência do resistor de orifício, ou seja, com a resistência interna do pulmão, com o resistor de 9 mm (resistência baixa) e 5 mm (resistência alta). As medidas de mecânica do sistema respiratório foram realizadas no mesmo ventilador, através do método de oclusão, ao fim da inspiração, utilizando o modo ventilatório controlado a volume, fluxo constante de 30 L/min e pausa inspiratória de 2 s. A tela do ventilador foi “congelada” para obtenção das pressões máxima ( $P_{\text{máx}}$ ),  $P_1$  (ponto que separa a queda rápida e lenta de pressão imediatamente após a pausa), de platô ( $P_{\text{platô}}$ ) e pressão positiva ao final da expiração (PEEP), possibilitando o cálculo da complacência estática ( $C_{\text{est, sr}}$ ), resistências total ( $R_{\text{sr}}$ ) e de vias aéreas ( $R_{\text{va}}$ ), queda lenta de pressão ( $\Delta P_2$ ) e pico de fluxo expiratório (PFE). Foram efetuadas 2 medidas consecutivas em cada simulação, sendo utilizada a média destas

medidas para cada variável.

A segunda forma de avaliação envolveu a curva pressão-volume, através da insuflação de 1000 mL, sob fluxo inspiratório de 20 Lpm. Utilizando o próprio ventilador, a tela foi congelada e os valores de pressão e fluxo foram registrados, sob frequência de 100 Hz, totalizando 150 combinações de pressão e fluxo.

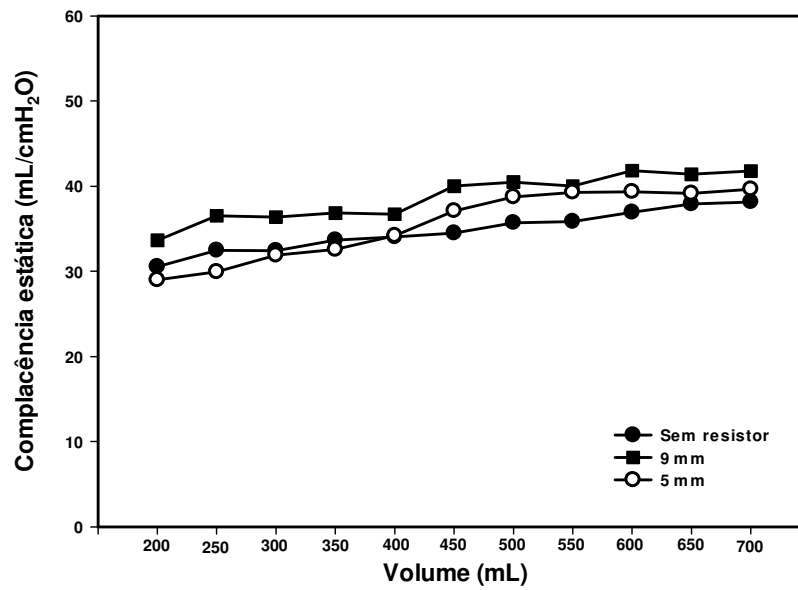
Em um terceiro momento, o pulmão mecânico foi submetido ao modo ventilatório ventilação controlada a pressão (PCV). Nesta etapa, foram realizados aumentos sucessivos na pressão inspiratória de 5 cmH<sub>2</sub>O, iniciando em 5 cmH<sub>2</sub>O até 30 cmH<sub>2</sub>O, utilizando as 3 condições de modelagem de resistência: resistência interna (sem resistor adicional), resistor de 9 mm e resistor de 5 mm de diâmetro interno. Foram analisadas as variáveis volume inspirado, pico de fluxo inspiratório e expiratório. Em todas as etapas, a PEEP foi mantida em 5 cmH<sub>2</sub>O.

As medidas de mecânica realizadas em todos os momentos no modo VCV e PCV foram analisadas através do teste *Two Way ANOVA* para medidas repetidas com pós-teste de *Tukey* para os resultados que apresentarem distribuição normal e homogeneidade de variâncias, verificadas pelo teste de *Shapiro Wilk* e mediana de *Levene*, respectivamente. Caso a distribuição não fosse normal, era utilizado o teste de *Friedman*. Foi utilizado a correlação de Pearson entre os picos de fluxo inspiratório e expiratório. Foi utilizado um nível de significância de 5% e para análise dos resultados foi utilizado o programa SigmaPlot<sup>®</sup>12.01 (Systat software Inc.; Richmond, Califórnia, EUA).

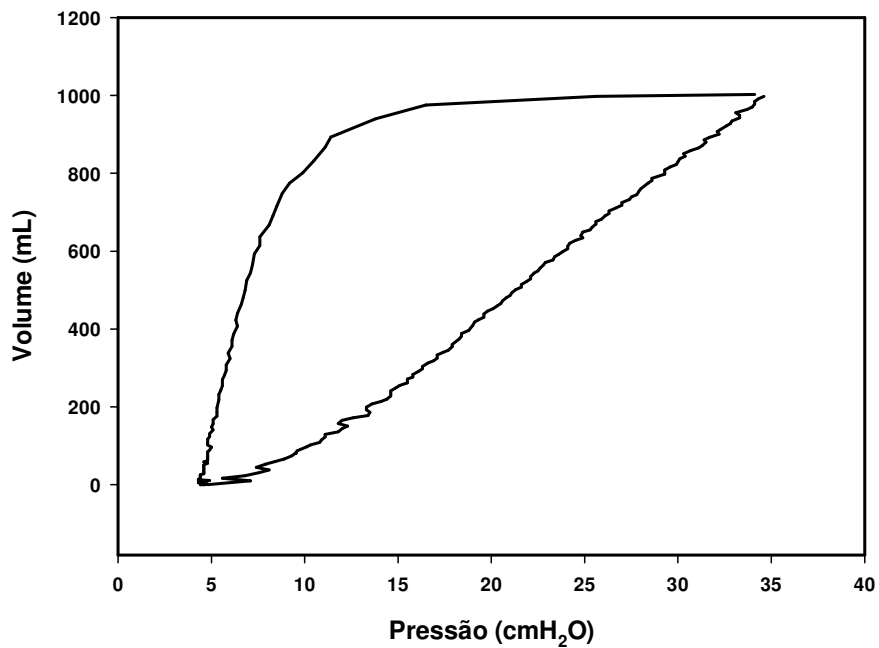
### 3. RESULTADOS

O pulmão mecânico desenvolvido em nossos estudos apresentou comportamento linear da complacência, independente do volume inspiratório ou dos modelos de resistência utilizados, como observado na figura 2. Além disso, a análise da curva pressão-volume demonstrou comportamento linear na fase inspiratória Figura 3.

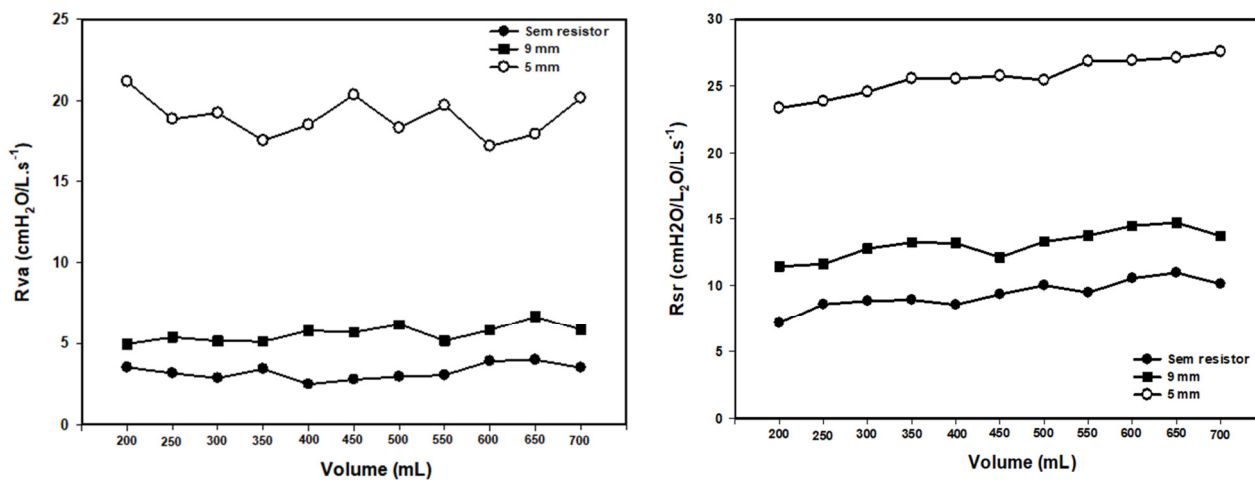
As medidas de resistência de vias aéreas (R<sub>va</sub>) e total (R<sub>sr</sub>) comportaram-se de maneira linear nos três modelos de resistência (Figura 4). A R<sub>va</sub> permaneceu constante, independente do volume inspirado e do resistor utilizado, sem diferenças significativas com o aumento do volume. A R<sub>va</sub> do pulmão sem resistor representa a resistência interna em torno de 4 cmH<sub>2</sub>O/L.s<sup>-1</sup>. No entanto, a R<sub>sr</sub> aumentou de forma linear com o aumento do volume. Além disso, foi observado aumento da queda lenta de pressão (DeltaP<sub>2</sub>), observado na Figura 5. O pico de fluxo expiratório (PFE) aumentou com o acréscimo do volume inspirado, porém os modelos de maior resistência promoveram menor aumento, como pode ser observado na Figura 6.



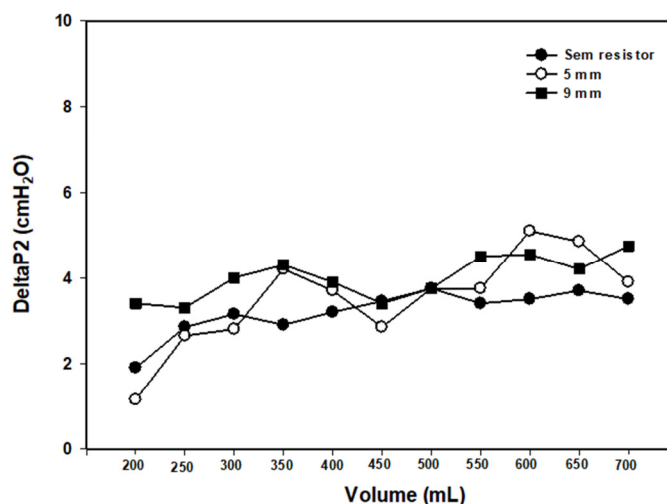
**Figura 2:** Medidas da complacência estática em função do volume em três modelos de resistência obtidas por meio de pulmão mecânico. Não foram observadas diferenças significativas com o aumento do volume ou entre os modelos de resistência analisados.



**Figura 3:** Curva pressão-volume demonstrando comportamento linear durante toda fase inspiratória e histerese fisiológica.

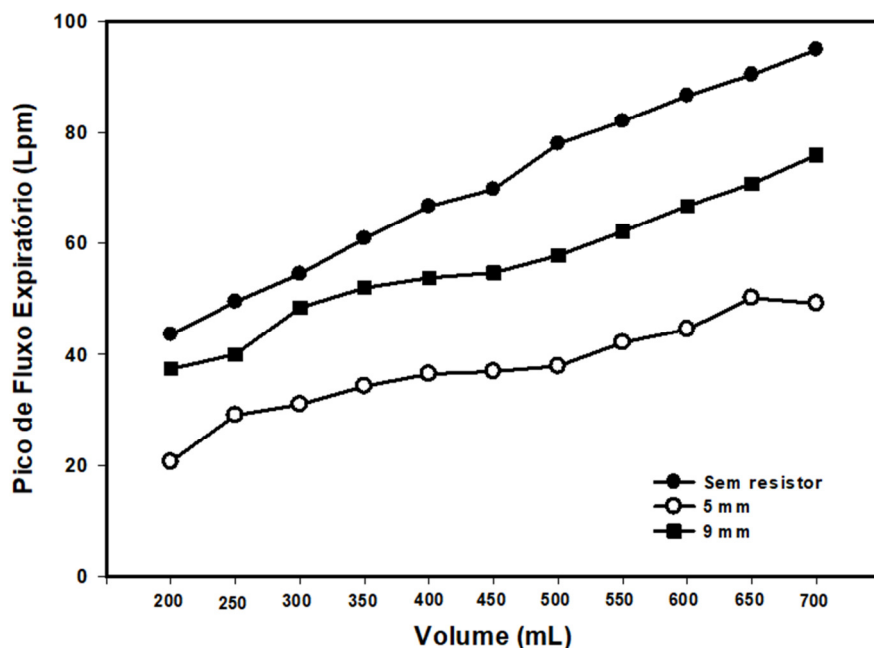


**Figura 4:** Medidas de resistência de vias aéreas (Rva) e total (Rsr) em função do volume, nos três modelos de resistência. Os valores estão expressos como média. A resistência de vias aéreas foi constante independente do volume inspiratório, mas a resistência total apresentou discreto aumento com o acréscimo do volume nos três modelos testados.

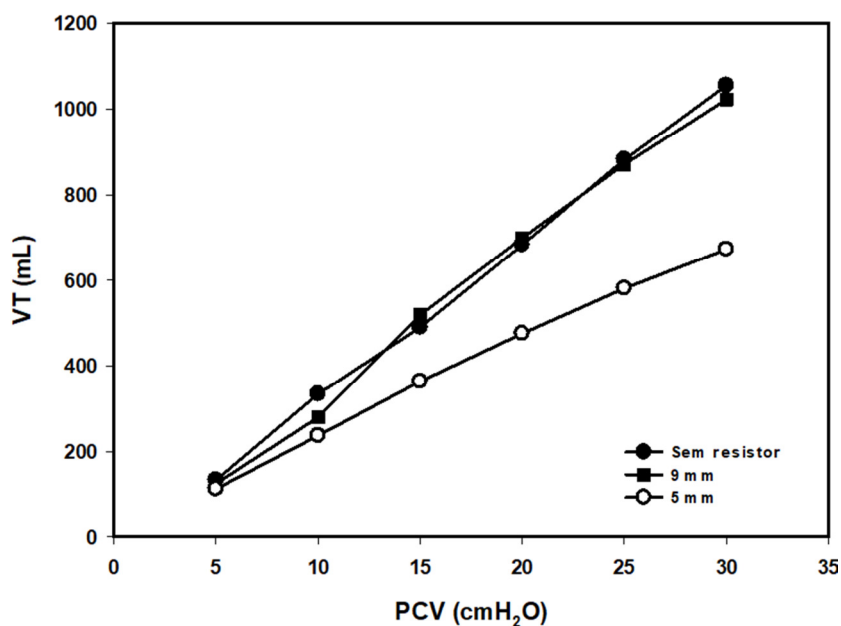


**Figura 5:** Avaliação da queda lenta de pressão (DeltaP2) em função do volume nos três modelos de resistência. Os valores estão expressos como média. A queda lenta de pressão apresentou discreto aumento com o aumento do volume.

Quando o pulmão mecânico foi submetido ao modo ventilação controlada a pressão (PCV), em que a pressão inspiratória foi aumentada a cada 5 cmH<sub>2</sub>O, foi observado aumento linear do volume inspirado nos 3 modelos de resistência. No entanto, o resistor de 5 mm apresentou inclinação inferior ao resistor de 9 mm e a ausência de resistor (Figura 7).



**Figura 6:** Avaliação do pico de fluxo expiratório em função do volume nos três modelos de resistência. Os valores estão expressos como média.

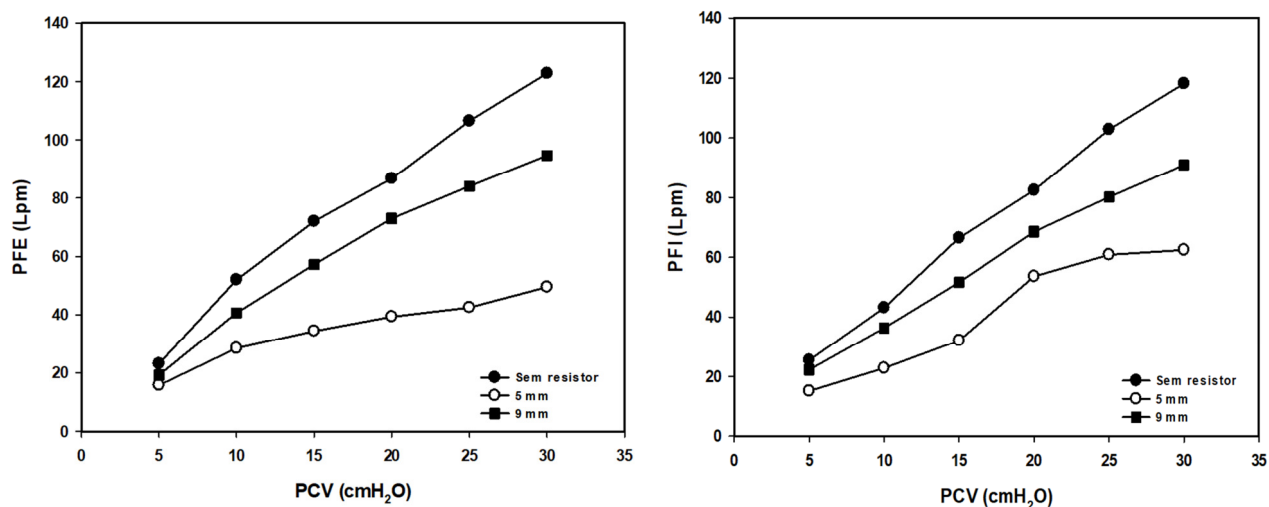


**Figura 7:** Aumento de volume inspirado (VT) em relação ao nível de pressão no modo ventilação controlada a pressão (PCV). Somente o resistor de 5 mm promoveu menor aumento do volume com o aumento da pressão.

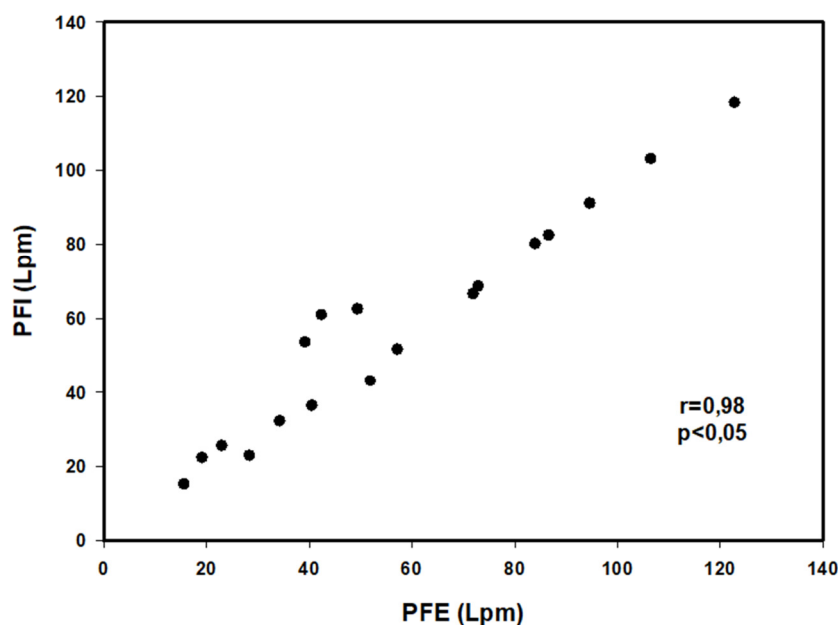
Quando foram analisados os fluxos inspiratório e expiratório no modo PCV, observou-se que o aumento da pressão inspiratória aumentou os picos de fluxo inspiratório (PFI) e expiratório (PFE). No entanto, os resistores de alta e baixa resistência tiveram menor aumento quando



comparado ao pulmão sem adição de resistor (Figura 8). Além disso, foi observada alta correlação entre PFI e PFE (Figura 9).



**Figura 8:** Aumento dos picos de fluxo expiratório (PFE) e inspiratório (PFI) com o aumento da pressão inspiratória no modo PCV, no três modelos de resistência utilizados.



**Figura 9:** Correlação de *Pearson* entre os picos de fluxo inspiratório (PFI) e expiratório (PFE) nos modelos de resistência utilizados.

#### 4. DISCUSSÃO

O modelo de pulmão desenvolvido nesta pesquisa possui um comportamento mecânico próximo ao fisiológico, considerando as medidas de complacência, resistência total e de vias aéreas, queda lenta de pressão e pico de fluxo expiratório. Em pulmões normais, a complacência se

comporta de forma linear nos volumes pesquisados (WEST, 2013). Uma vez que os pacientes com SDRA apresentam diminuição da complacência pulmonar, capacidade residual funcional, expansibilidade volumétrica, decorrente do aumento da elasticidade do tecido pulmonar, aumento da tensão superficial (WEST, 2014), necessitam de altas pressões inspiratórias durante a ventilação mecânica (GATTINONI et al., 2010). Nessa população de pacientes com SDRA, além dos efeitos elásticos, há aumento da resistência das vias aéreas. Nos modelos de resistência utilizados no presente estudo, foram obtidos valores de resistência total e de vias aéreas compatíveis com essa população.

A curva pressão-volume (Figura 3) também demonstrou que o pulmão tem comportamento linear, ou seja, que a complacência permaneceu constante sem ocorrência do ponto de inflexão superior. Os pontos de inflexão inferior, característico de aumento da complacência, e superior, característico de redução da complacência, são compatíveis com abertura e fechamento cíclicos e hiperdistensão alveolar, respetivamente (MAURI et al., 2017). Além disso, foi evidenciado histerese na curva, determinada pela diferença entre as curvas na inspiração e expiração, característica fisiológica do pulmão saudável, pois pulmões em que esta complacência é reduzida, há menor área de histerese (WEST, 2013). Em doenças como a sarcoidose, cujas manifestações pulmonares apresentam-se de forma heterogênea (BONIFAZI et al., 2017) e com fibrose intersticial, a curva PV é achatada e deslocada para direita e para baixo. A obesidade moderada a grave produz redução dos volumes e capacidades pulmonares, além da capacidade funcional em comparação com os eutróficos (DA SILVA et al., 2018). Por outro lado, no enfisema pulmonar (onde a retração elástica é diminuída) e crise asmática, a curva PV é deslocada para esquerda (WEST, 2014). Ainda acerca da complacência estática, foi observada uma tendência de aumento conforme se acrescia o volume inspirado. Em contraste a função fisiológica elástica e de parede torácica, o aumento do volume inspirado pode ter distendido as laterais do fole, aumentando discretamente a complacência progressivamente nos diferentes volumes inspirados. Doenças como a fibrose pulmonar idiopática, espondilite anquilosante e escoliose afetam diretamente as funções expansivas do pulmão e complexo toracoabdominal, sem alterar significativamente a resistência (MEYER, 2017).

A resistência de vias aéreas ( $R_{va}$ ) permaneceu constante, independente dos volumes mobilizados, pois de acordo com Barberis et al. (2003) a  $R_{va}$  constitui cerca de 80% da resistência pulmonar total, sendo maior nas vias aéreas de médio e grande calibre e menos significativa nas de menor calibre, devido ao aumento da área total de secção transversa). Como pode ser observado na Figura 4, a  $R_{va}$  manteve-se linear ao longo das medições, já que esta é constante, dependente somente do comprimento das vias condutoras de ar e de seu raio (que se mantiveram inalterados ao longo das medições). A  $R_{va}$  intrínseca ao pulmão, ou seja, sem resistor, apresentou valor de normalidade. Além disso, a adição do resistor de baixa resistência utilizado não promoveu aumento considerável, apesar de estatisticamente significativo.

Por outro lado, a resistência total ( $R_{sr}$ ) aumentou de forma linear com o aumento do volume. O comportamento observado pode ser explicado pelo aumento da resistência tecidual, representada pela variável  $\Delta P_2$ . A queda lenta de pressão ( $\Delta P_2$ ) é determinada pela viscosidade/atrito entre as moléculas dos tecidos do sistema respiratório e pelo efeito pendular de gás (*pendeluft*), definido como a distribuição de gás entre unidades com diferentes constantes de tempo. A resistência tecidual em indivíduos saudáveis constitui cerca de 20% da resistência total e se origina pelas forças viscosas do tecido pulmonar (WEST, 2013). Assim, foi a presença de resistência tecidual como componente da  $R_{sr}$  que determinou o comportamento não-linear. Dessa forma, acreditamos que o tecido elástico utilizado sobre o fole possa ter propriedades viscoelásticas.

A ventilação mecânica invasiva está associada a diversas complicações. As lesões induzidas

pelo ventilador (VILI) estão associadas ao ajuste inadequado dos parâmetros ventilatórios promovendo ciclos de abertura e fechamento alveolar. A lesão diafragmática induzida pelo ventilador (VIDI) se deve a atrofia muscular proveniente da ventilação controlada por um longo período (GOLIGHER et al., 2018). Por fim, a pneumonia associada à ventilação (PAV) está associada a diversos fatores como higiene oral, monitorização da pressão do *cuff*, elevação da cabeceira do leito, entre outros (CHICAYBAN et al., 2017). A ventilação mecânica assistida/controlada envolve principalmente a utilização de dois modos ventilatórios: ventilação com o controle de volume (VCV) e ventilação com o controle de pressão (PCV). O modo VCV controla o fluxo e determina um volume corrente fixo, sendo a pressão dependente das propriedades resistivas e elásticas. Por outro lado, no modo PCV a pressão é constante, sendo o volume mobilizado dependente do nível de pressão inspiratória ajustada e das propriedades elásticas e resistivas. Nessa modalidade, o aumento da pressão inspiratória produz aumento do volume inspirado, como foi observado no presente estudo. No entanto, quanto maior resistência, menor o volume mobilizado. Quanto maior a resistência do sistema respiratório, maior será a pressão dissipada, sobrando menor pressão elástica para movimentar volumetricamente o fole (ASHWORTH et al., 2018). O pouco conhecimento relacionados aos fundamentos da ventilação mecânica traz à discussão a probabilidade de maiores complicações enfrentadas costumeiramente pelos pacientes das unidades de tratamento intensivo, como assincronia ventilador-paciente (MURIAS, et al., 2016) e aspiração gástrica (PHAM, et al., 2017), tornando-se necessárias todas e quaisquer investigações que contribuam para minimizar tais complicações.

## 5. CONCLUSÃO

O pulmão mecânico desenvolvido no presente estudo apresentou comportamento elástico linear até um volume de 1000 mL e os resistores utilizados demonstraram valores de resistência compatíveis com obstrução moderada a grave. Estes resultados sugerem que o pulmão desenvolvido pode ser utilizado para modelagem e aplicabilidade na ventilação mecânica e na pesquisa científica.

## 6. REFERÊNCIAS

ANDREWS, J., SATHE, N. A., KRISHNASWAMI, S., MCPHEETERS, M. L. Nonpharmacologic airway clearance techniques in hospitalized patients: a systematic review. **Respiratory care**, v. 58, n. 12, p. 2160-2186, 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.4187/respcare.02704>>

ALBANESE, A.; VICARIO, F.; BUIZZA, R. End-inspiratory occlusion in the presence of intrinsic PEEP. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, n. 1, p. 149-152, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036784>>

AMIB; SBPT. Associação de Medicina Intensiva Brasileira. Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia. Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica. I Fórum de Diretrizes em Ventilação Mecânica. 2013. 140 p.

ASHWORTH, L., NORISUE, Y., KOSTER, M., ANDERSON, J., TAKADA, J., EBISU, H. Clinical management of pressure control ventilation: An algorithmic method of patient ventilatory management to address “forgotten but important variables”. **Journal of critical care**, v. 43, p. 169-182, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2017.08.046>>

BARBERIS, L.; MANNO, E.; GUÉRIN, C. Effect of end-inspiratory pause duration on plateau

- pressure in mechanically ventilated patients. **Intensive Care Medicine**, v. 29, n. 1, p. 130–134, 2003.
- BARBERIS, L.; MANNO, E.; GUÉRIN, C. Effect of end-inspiratory pause duration on plateau pressure in mechanically ventilated patients. **Intensive Care Medicine**, v. 29, n. 1, p. 130–134, 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00134-002-1568-z>>
- BONIFAZI, M., GASPARINI, S., ALFIERI, V., & RENZONI, E. A. Pulmonary Sarcoidosis. **Seminars in respiratory and critical care medicine**. v. 1, n. 212, p. 437-449, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1055/s-0037-1603766>>
- CHICAYBAN, L. M., SOUZA TERRA, ÉRIKA L. V., RIBELA, J. DOS S., BARBOSA, P. F. Bundles De Prevenção De Pneumonia Associada À Ventilação Mecânica: a Importância Da Multidisciplinaridade. **Perspectivas online: Biológicas & Saúde**, v. 7, n. 25, p. 25–35, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.25242/886872520171200>>
- DRES, M.; RITTAYAMAI, N.; BROCHARD, L. Monitoring patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 3, p. 246–253, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000307>>
- FULLER, B. M. et al. Pulmonary mechanics and mortality in mechanically ventilated patients without acute Respiratory Distress Syndrome. **Shock**, v. 49, n. 3, p. 311–316, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/SHK.0000000000000977>>
- GATTINONI, L., PROTTI, A., CAIRONI, P., CARLESSO, E. Ventilator-induced lung injury: the anatomical and physiological framework. **Critical care medicine**, v. 38, n. 10, p. S539-S548, 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181f1fcf7>>
- GOLIGHER, E. C., DRES, M., FAN, E., RUBENFELD, G. D., SCALES, D. C., HERRIDGE, M. S., VORONA, S.; SKLAR, RITTAYAMAI, N.; LANYS, A.; MURRAY, A.; BRACE, D.; URREA, C.; REID, W. D.; TOMLINSON, G.; SLUTSKY, A. S.; KAVANAGH, B. P.; BROCHARD, L. J.; FERGUSON, N. D. Mechanical ventilation-induced diaphragm atrophy strongly impacts clinical outcomes. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 197, n. 2, p. 204–213, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1164/rccm.201703-0536OC>>
- FULLER, B. M., PAGE, D., STEPHENS, R. J., ROBERTS, B. W., DREWRY, A. M., ABLORDEPPEY, E., MOHR, N. M.; KOLLEF, M. H. Respiratory mechanics to understand ARDS and guide mechanical ventilation. **Physiological Measurement**, v. 38, n. 12, p. R280–R303, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/10.1097/SHK.0000000000000977>>
- MEYER, K. C. Pulmonary fibrosis, part I: epidemiology, pathogenesis, and diagnosis. **Expert Review of Respiratory Medicine**, v. 11, n. 5, p. 343-359, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/17476348.2017.1312346>>
- MURIAS, G.; LUCANGELO, U.; BLANCH, L. Patient-ventilator asynchrony. **Current Opinion in Critical Care**, v. 22, n. 1, p. 53–59, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000270>>
- PHAM, T.; BROCHARD, L. J.; SLUTSKY, A. S. Mechanical ventilation: state of the art. **Mayo Clinic Proceedings**, v. 92, n. 9, p. 1382–1400, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2017.05.004>>
- DA SILVA, A. F., GIMENES, A. F., AMARAL, D. B., DE SOUZA, N. M., DA SILVA, M. A. O., ARAÚJO, D. B., PINTO, G. DE A., CHICAYBAN, L. M. Capacidade funcional, perfil ventilatório e força muscular respiratória entre obesos, pós cirurgia bariátrica e eutróficos. **Perspectivas online: Biológicas & Saúde**, v. 8, n. 28, p. 59–70, 2018. Disponível em:

<<https://doi.org/10.25242/886882820181673>>

WEST, J. B. **Fisiologia Respiratória: Princípios Básicos**, 9ª ed., Porto Alegre: Artmed, 2013.

WEST, J. B. **Fisiopatologia Pulmonar: Princípios Básicos**, 8ª ed., Porto Alegre: Artmed, 2014.