Artigo Original

Protótipo didático automatizado de ventilação pulmonar exibe uma simulação de variações de pressão intratorácica durante a função diafragmática

Automated didactic prototype of pulmonary ventilation exhibits a simulation of intrathoracic pressure variations during diaphragmatic function

Raphael José Pereira¹, Vitor Mainenti Leal Lopes², Rodrigo Hohl³, Carlos Alberto Mourão-Júnior⁴, Akinori Cardozo Nagato⁵

Pereira RJ, Lopes VML, Hohl R, Mourão-Júnior CA, Nagato AC. Protótipo didático automatizado de ventilação pulmonar exibe uma simulação de variações de pressão intratorácica durante a função diafragmática / Automated didactic prototype of pulmonary ventilation exhibits a simulation of intrathoracic pressure variations during diaphragmatic function. Rev Med (São Paulo). 2022 nov.-dez.;101(6):e-196086.

RESUMO: O movimento do ar do ambiente para os alvéolos é um fenômeno vital e complexo que ocorre devido às variações nas pressões intratorácicas e nas vias aéreas em relação à atmosfera. A construção de protótipos didáticos pode minimizar a abstração necessária nestes fenômenos in vivo. Neste estudo, automatizamos um protótipo didático de ventilação pulmonar já descrito na literatura para simular e exibir variações na pressão intratorácica durante a função diafragmática. Um protótipo de ventilação pulmonar (PV) foi produzido com materiais recicláveis, e automatizado adaptando um sensor de pressão no sistema para gerar curvas de pressão em função do tempo durante a simulação da função diafragmática. A tração descendente do êmbolo automatizado induzida pelo servomotor (como o diafragmático) reduziu a pressão dentro da garrafa (intratorácica), e esta variação pode ser observada graficamente em uma interface de computador enquanto o balão foi expandido, e o ar atmosférico invadiu seu interior. Conclusão: A incorporação da tecnologia em um protótipo PV simples permitiu uma demonstração segura e simulada de como o diafragma induz a variação da pressão intratorácica em relação à atmosfera concomitantemente com a deformação pulmonar que ocorre durante a inspiração e a exalação.

to variations in intrathoracic and airway pressures in relation to the atmosphere. The construction of didactic prototypes can minimize the abstraction required in these in vivo phenomena. In this study, we automated a didactic prototype of pulmonary ventilation already described in literature to simulate and exhibit variations in intrathoracic pressure during diaphragmatic function. A pulmonary ventilation (PV) prototype was produced with recyclable materials, and automated by adapting a pressure sensor in the system to generate pressure curves as a function of time during the simulation of diaphragmatic function. The automated plunger's downward traction induced by the servomotor (such as diaphragmatic) reduced the pressure inside the bottle (intrathoracic), and this variation can be observed graphically on a computer interface while the balloon was expanded, and atmospheric air invaded its interior. Conclusion: The incorporation of technology into a simple PV prototype allowed a safe and simulated demonstration of how the diaphragm induces the variation of the intrathoracic pressure in relation to the atmosphere concomitantly with the pulmonary deformation that occurs during inspiration and exhalation.

ABSTRACT: The movement of air from the environment to the alveoli is a vital and complex phenomenon that occurs due

Palavras-chave: Protótipo; Ventilação; Pulmonar; Tórax; Pressão.

Keywords: Prototype; Pulmonary; Ventilation; Thorax; Pressure.

^{1.} Laboratory of Immunopathology and Experimental Pathology, Center for Reproductive Biology - CRB, Federal University of Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil. https://orcid.org/0000-0001-8631-2731. E-mail: raphaeljosepereira2013@gmail.com

^{2.} Depart. Production and Mechanical Engineering. Federal University of Juiz de Fora, MG. https://orcid.org/0000-0003-2168-4563. E-mail: vmainenti@gmail.com 3. Physiology Department, Federal University of Juiz de Fora, MG. https://orcid.org/0000-0003-3194-9289. E-mail: hohlrodrigo@gmail.com

^{4.} Physiology Department, Federal University of Juiz de Fora, MG. https://orcid.org/0000-0001-7199-5365. E-mail: camouraojr@gmail.com

^{5.} Physiology Department, Federal University of Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG. Laboratory of Immunopathology and Experimental Pathology, Center

for Reproductive Biology - CRB, Federal University of Juiz de Fora, MG. https://orcid.org/0000-0002-7398-0834. E-mail: akinori.nagato@ufjf.br Endereço para correspondência: Akinori Cardozo Nagato. Laboratory of Immunopathology and Experimental Pathology, Center for Reproductive Biology - CRB, Federal University of Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brazil, Campus Universitário s/n, São Pedro. Postal code: 36036-900. E-mail: akinori.nagato@ufjf.br

INTRODUÇÃO

A mecânica respiratória é uma área da ciência que procura explicar a expansão torácica e pulmonar sob a ação de forças musculares, e a resistência que essas forças devem superar para mover o ar do ambiente para os alvéolos durante a inspiração ou na direção oposta durante a expiração. Este fenômeno vital e complexo é conhecido como ventilação pulmonar (PV), e ocorre devido a variações nas pressões intratorácicas e nas vias aéreas em relação à atmosfera¹.

A PV pode ocorrer espontaneamente (SPV) ou artificialmente (APV). Na SPV, o músculo mais importante é o diafragma, uma fina membrana muscular esquelética em forma de cúpula, localizada entre o tórax e o abdômen, que ao contrair aumenta o volume do tórax e gera pressão subatmosférica². Na APV, os modelos mais recentes de mecânica artificial oferecem um volume de ar sob pressão supra-atmosférica na direção das vias aéreas a uma taxa de fluxo (deslocamento de um volume de ar em função do tempo) e pressão programável³.

Os avanços nos estudos de SPV têm acompanhado historicamente o desenvolvimento da ventilação mecânica artificial (AMV), dada a necessidade preliminar de conhecimento sobre a SPV para uma melhor compreensão da integração do sistema respiratório, e por extensão à AMV^{4,5}. Na primeira metade do século XX, o surto de póliomielite promoveu o avanço nesta área, pois levou milhares de pessoas a usar AMV por não conseguirem ventilar seus pulmões espontaneamente devido ao início gradual da insuficiência respiratória aguda (IRpA) induzida, especialmente, pela disfunção do diafragma⁶. Mais recentemente, a pandemia causada pelo vírus SRA-CoV-2 (2019-2020) levou ao aumento da produção de ventiladores mecânicos (MV) devido à incidência acelerada de IRpA em pacientes gravemente enfermos e à necessidade de AMV7. No último caso, os pontos importantes foram o longo tempo que os pacientes permaneceram em AMV e a dificuldade de promover a integração de SPV e AMV. Assim, é necessária uma revisão cuidadosa dos conhecimentos básicos e essenciais relacionados à PV.

O SPV só é possível porque quando o tórax, imerso em uma atmosfera, expande seu diâmetro sob a ação de forças motrizes induzidas pela ação muscular, especialmente pelo diafragma. Em humanos, a expansão torácica forçada é feita principalmente para a contração do diafragma, que é rebaixado contra as vísceras abdominais, expandindo o tórax longitudinalmente, promovendo a redução da pressão intratorácica (*i.e., Lei de Boyle-Mariotte*) e, concomitantemente, a expansão pulmonar. O deslocamento do ar em função do tempo de expansão torácica na direção dos alvéolos é o resultado do gradiente de pressão gerado (maior na atmosfera e menor na região intrapulmonar) quando o diâmetro dos alvéolos pulmonares aumenta concomitantemente^{8,9,10,11} e o ar supera a resistência das vias aéreas.

Para minimizar a abstração exigida nestes fenômenos *in vivo*, educadores em diferentes partes do mundo têm mobilizado esforços na construção de protótipos didáticos, especialmente porque estes fenômenos são complexos e a observação *in vivo* é impraticável. Além disso, estes protótipos reduzem os estudos invasivos com seres vivos e, portanto, se destacam por seu valor ético^{12,13,14,15}.

A busca de modelos que busquem esclarecer os fenômenos observados na mecânica respiratória tem sido historicamente constante. No campo da fisiologia respiratória, Robert Hooke (1635-1703) está entre os primeiros autores a documentar um protótipo para explicar o SPV a partir da pressão subatmosférica gerada por uma bomba de vácuo¹⁶. Cerca de um século e meio depois, o aparelho de Hering (1893)17 mostrou como a redução da pressão intratorácica promoveu concomitantemente a PV e o retorno venoso ao coração¹⁸. Sherman¹⁹ incorporou um líquido em seu protótipo para demonstrar a variação de pressão do fluido pleural durante a PV. Nagato et al.²⁰ apresentaram conceitos biofísicos essenciais aplicados ao SPV e APV usando materiais recicláveis. Ao longo dos anos, a tecnologia tem sido incorporada em novos modelos. Balogh²¹ e Perchiazzi et al.²² procuraram mostrar o funcionamento de um ventilador mecânico através de protótipos automatizados.

Neste estudo, automatizamos um protótipo didático de ventilação pulmonar já descrito na literatura para simular e exibir variações na pressão intratorácica durante a função diafragmática²⁰. Protótipos minimalistas que simulam a ventilação pulmonar podem servir para apresentar didaticamente funções fundamentais cuja alta abstração em um sistema integrado e complexo, como ocorre em humanos, são prejudicadas.

MATERIAL E MÉTODOS

Um protótipo PV foi produzido com materiais recicláveis de acordo com métodos de Nagato *et al.*²⁰, e automatizado pela adaptação de um sensor de pressão no sistema para gerar curvas de pressão em função do tempo durante a simulação da função diafragmática.

Modelagem do protótipo PV

O protótipo foi construído com uma garrafa de 250 ml feita de polietileno tereftalato (PET) (parede torácica), balão de látex (pulmão), e uma seringa de 60 ml (músculo diafragma) (Figura 1A). O balão foi introduzido na garrafa e fixado por inversão elástica. Na parte inferior da garrafa, um conector em T foi colocado para conectar a seringa e o sensor de pressão por um tubo (Figura 1A). Todos os materiais foram dimensionados em modelagem 3D (*Software Computer Aided Design* - CAD). A análise estática dos materiais foi realizada usando o método de elementos finitos. Em seguida, o protótipo foi automatizado.



Figura 1 – Analogia entre o protótipo PV e o sistema respiratório (A). Força necessária para mover a ponta da seringa de acordo com o volume (B). Arduino uno (C). Diagrama esquemático do circuito elétrico (D). A' - Garrafa de polietileno tereftalato (PET) de 250 ml (parede torácica). Balão de látex (pulmão). Seringa de 60 ml (diafragma). Conector de peça em T. B - '28', '29' e '30' mm - diâmetros das seringas testadas. C - Conexões de fio e PIN. 1 - servo (fio preto ou marrom). 2 - servo (fio laranja ou amarelo). 3 - transdutor de pressão (saída). 4 - Transdutor de pressão (GND). 5 - Trandução de pressão (+5V). D' - Diagrama esquemático do circuito elétrico. VDC = Corrente contínua de tensão. GND = Terra. PWM = Modulação da Largura de Pulso. USB = Universal Serial Bus.

Cálculos para projeto dos componentes

Para o dimensionamento da carga máxima para mover o êmbolo de 0 ml (zero) para 60 ml (volume máximo da seringa), o sistema foi fechado e o teorema de transporte *Reynolds* foi aplicado para a conservação do momento, e expresso pela Equação 1:

$$\frac{d}{dt}(B_{system}) = \frac{d}{dt} \left(\int_{CV} \beta \rho dV \right) + \left(\int_{CS} \beta \rho(\overrightarrow{v_r} \, \overrightarrow{n}) dA \right)^{(1)}$$

A variável $B_{system} B_{system}$ (Equação 2) é qualquer propriedade que dependa da quantidade de matéria contida no sistema (propriedade extensiva). CV e CS significam controle de volume e superfície de controle, respectivamente. $\beta\beta$ é a derivada da propriedade B_{system} B_{system} com respeito à massa (Equação 3). $\rho\rho$ é a massa específica. dVdV é o infinitesimal do volume. $\overline{v_r} \ v_r^+$ é a velocidade relativa entre a velocidade do fluxo do fluido e a velocidade do volume de controle e \overrightarrow{nn} é o vetor normal ao elemento infinitesimal de área (dAdA).

$$\begin{split} B_{system} &= m \, \vec{v}^{(2)} \\ \frac{d}{dm} \big(B_{system} \big) &= \beta = \vec{v}^{(3)} \end{split}$$

Aqui mm é a massa e $\vec{v}\vec{v}$ é a velocidade do fluido em relação a uma estrutura inercial.

Aequação 1 foi reescrita da seguinte forma (equação 4):

$$\frac{d}{dt}(m\vec{v}) = \frac{d}{dt} \left(\int_{VC} \vec{v} \,\rho dV \right) + \left(\int_{VC} \vec{v} \,\rho(\vec{v}_r \,\vec{n}) dA \right)^2$$

A variação na quantidade de impulso foi expressa pela soma das forças que atuam sobre o sistema e foi representada pela Equação 5:

$$\frac{d}{dt}(m\,\vec{v})_{system} = \sum \vec{F}^{(5)}$$

(7)

FF é igual à soma vetorial das forças que atuam sobre o volume de controle. Foram consideradas as seguintes hipóteses simplificadoras: fluxo unidimensional, fluxo incompressível ($\rho = constant \rho = constant$), e fluxo em estado estacionário (d/dt = 0d/dt = 0) simplificado na Equação 6:

$$\sum \vec{F_x} = \left(\sum (\vec{v}\rho(\vec{v}\vec{n})A)_{output} - \sum (\vec{v}\rho(\vec{v}\vec{n})A)_{input}\right)^{(6)}$$

Considerando que o sistema foi fechado, a Equação 6 foi reescrita como Equação 7:

$$\sum \vec{F_x} = 0$$

Considerando a força exercida pela pressão atmosférica e a força necessária para remover o êmbolo da inércia como forças atuando sobre o volume de controle, ela foi obtida (Equação 8):

$$\sum \overrightarrow{F_x} = F - p_{atm}A = 0^{(8)}$$

Como o resultado da Equação 8 estava próximo do valor encontrado quando a *Lei de Boyle-Mariotte* (Equação 9) foi aplicada, uma reorganização da definição da pressão foi realizada com base na Equação 10:

$$P_1V_1 = P_2V_2^{(9)}$$

 $F = \Delta PA^{(10)}$

Para os cálculos e testes experimentais, foi utilizada uma seringa de 29 mm. Entretanto, a análise das forças necessárias para as seringas de 28 e 30 mm foi extrapolada (Figura 1B) devido à falta de regularidade dos diâmetros das seringas por diferentes fabricantes.

O volume da ponta da seringa foi considerado 'volume inicial,' $(V_1 V_1)$ igual a $4.71 \times 10^{-8} m^3$ $4.71 \times 10^{-9} m^2$,, com o êmbolo na posição zero. A pressão inicial (P_1P_1) foi igual à pressão atmosférica, e o volume final $(V_2 V_2)$ correspondeu a $(V_1 V_1)$ adicionado ao volume deslocado nas marcações da seringa de até 60 ml. Ou seja, $(V_2 V_2)$ foi igual a $6.00471 \times 10^{-5} m^3 6.00471 \times 10^{-5} m^3$. Assim, o valor calculado para a pressão final foi $P_2 = 79.48PaP_2 = 79.48Pa$. A força estimada (Equação 10) para mover o êmbolo foi igual a 66,87N.

Teste prático de força e trabalho crítico para o deslocamento do êmbolo

A força para mover o êmbolo foi estimada por tração, com um sistema fechado em relação à atmosfera, simulando uma condição crítica de trabalho (Tabela 1). A carga inicial foi de 12,557N, correspondendo ao peso adicionado dos conectores e recipientes. Em seguida, foram aplicadas quatro cargas, conforme mostrado na Tabela 1.

 Tabela 1 – Simulação crítica de trabalho através de tração, usando forças no êmbolo

Carga	Valor (kg)	Peso (N)
1^{a}	1.280	12.557
2ª	3.106	30.470
3 ^a	4.291	42.095
4^{a}	5.355	52.533
5 ^a	6.035	59.203

Nota. Para estes testes, o sistema foi fechado em relação à atmosfera.59.203

Microcontrolador processado

A automação foi micro-controlada por um

processador ATMEGA 328-Arduino (Figura 1C), modelo UNO R3 alimentado por USB ou adaptador externo para 7 a 12 Vdc (Figura 1D), saídas analógicas, GND, saída 5-V (para o transdutor de pressão) e modulação de largura de pulso (PWM). Ondas quadradas foram geradas a partir do PWM, representando a porcentagem de tempo em que houve um alto nível lógico (Duty Cycle, armazenado em um registro de 8 bits, com um valor de 0 = 0% a 255 = 100%). A mudança percentual foi identificada pela mudança no valor médio das ondas, de 0V (0% duty cycle) para 5V (100% duty cycle). A estrutura de programação do microprocessamento foi baseada na linguagem "C+", com a inclusão prévia de uma servo biblioteca com duas funções sendo estruturadas: 'setup' e 'loop'. Não havia biblioteca para o transdutor de pressão; como apenas uma leitura direta era realizada a partir da porta analógica.

Servomotor

Um servomotor de alto torque (*Hextronik HX12K*), um sistema de controle eletrônico e um potenciômetro foram conectados ao eixo de saída para monitorar o ângulo do eixo do servo. O movimento das engrenagens foi limitado de 0° a 180°. O sinal era recebido pelo servomotor (PWM) e a leitura era feita a cada 20 ms. A detecção da mudança na largura do pulso foi capturada e a posição inicial do potenciômetro foi verificada. O sistema de controle foi ativado e o motor mudou a posição do potenciômetro para a posição indicada pelo pulso. Para garantir o máximo desempenho do servo durante o teste, um torque maior foi fornecido e para reduzir a perda de energia, foi utilizada energia externa.

Transdutor de pressão

Um transdutor de pressão diferencial piezoresistivo

(silicone monolítico, modelo MPX5700DP, 6.4 mV/kPa

6.4 *mV/kPa*) sensibilidade) foi conectado (porta analógica) ao microcontrolador para medir a pressão dentro da garrafa. A pressão foi medida utilizando um sinal elétrico gerado pela mudança da resistência dos materiais piezoresistivos durante o movimento do êmbolo. Para cada intervalo de leitura do Arduino (0 a 1023), a tensão foi calculada usando a Equação 11. Todos os cálculos e comandos na plataforma Arduino foram desenvolvidos na linguagem 'C++'. A referência inicial de leitura foi baseada na pressão atmosférica.

Modelagem do protótipo

Uma estrutura compacta, leve, resistente e fácil de manusear foi modelada digitalmente usando Software CAD - *Solid Works*, mantendo a estrutura de seringa-garrafa em uma posição vertical para fins didáticos considerando a Ortho statist no campo gravitacional.

Análise estática

A análise estática dos materiais foi realizada usando o método dos elementos finitos. A trajetória do braço servomotor serviu como ponto de partida para o desenvolvimento da estrutura em uma placa de fibra de média densidade (MDF). A densidade do MDF foi determinada apartir de um exemplar (300 × 14.5 × 6mm 300 × 14.5 × 6mm), com uma massa de 22.9g22.9g , e o valor calculado foi igual a 877.3946 kg/m³ 877.3946 kg/m³.. O módulo de elasticidade e aderência interna foram medidos de acordo com os princípios descritos por Eleotério (2000)²³. Desta forma, o módulo de elasticidade foi ajustado para (5.881GPa5.881GPa) e a aderência interna (0.8229MPa0.8229MPa).

O momento máximo fornecido pelo servomotor (Figura 2A) foi aplicado considerando a restrição de deslocamento do braço e situações mecânicas críticas. A força exercida pelo servo e as propriedades físicas e mecânicas da seringa de polipropileno foram as seguintes: peso específico = $0.91 g/cm^3 = 0.91 g/cm^3$, resistência à tração de 35MPa, resistência à compressão de 60MPa, módulo elástico de 100MPa, e relação de Poisson de 0. 4, a força transmitida do braço do servomotor à seringa (Figura 2D), as reações na base da seringa (Figura 2E), o suporte fixado ao cilindro da seringa (Figura 2B), e um provável esforço de manuseio (Figura 2F). A haste de apoio da seringa foi construída considerando a base fixa e o momento resultante do braço do servo (70N) aplicado na face frontal da haste (Figura 2C).

Fabricação de suporte para protótipo

Os cortes das peças de MDF foram feitos usando um laser (WS-10080 / 100 W / RDWorksV8 software) (Figura 3).



Figura 2 - Simulações de força estática ou momento aplicado (vermelho) e limite de deslocamento (azul) durante o projeto do protótipo. A - região crítica de restrição de movimento no braço do servomotor quando aplicado um momento crítico resultante (azul). 'B' - Seringa de cano. C' - forças de contato entre as garras de fixação e a flange da seringa. 'D' - força de aperto estimada para manipulação de protótipos. (E) Região crítica da força de contato na borda do orifício para conexão do braço do servomotor. (F) Braço de apoio da seringa.



Figura 3 – Corte a laser da estrutura de MDF (*Medium-Density Fiberboard*). A' - MDF foram posicionados e a máquina foi configurada para os cortes. 'B' - *MDF após o projeto de corte.

Instrumentação e análise de dados

Os dados foram coletados através do *Curve Fitting* of *MATrix LABoratory* (MATLAB) e geraram códigos exportados para o *Microsoft Excel*. A tensão inicial de alimentação era de 4,9V, e a tensão para cada leitura foi

calculada em $L_{v}L_{v}$ da seguinte forma (Equação 11):

$$L_v = \frac{4.9}{1024} = 0.004785 \ V^{(11)}$$

A leitura realizada pelo Plotter Serial Arduino foi exibida em tempo real e inicialmente registrada com um sistema aberto sem conectar o transdutor de pressão ao sistema (Figura 4A). O valor variava entre 40 e 41. O limite superior foi tomado como um ponto de referência

zero (L_0L_0),, e para os cálculos seguintes, foi considerada a Equação 12:

$$L_0 = 41L_0 = 0.1962 V^{(12)}$$

Os valores medidos por Arduino foram ajustados para a referência mmHg (Equação 13), e a primeira curva foi gerada (Figura 4B).

$$pressao = \left(\frac{0.004785L_l - L_0}{6400}\right)7.5006^{(13)}$$



Figura 4 - Dados coletados com Arduino UNO e registrados graficamente. 'A' - leitura realizada em referência zero. 'B' - curva de pressão (mmHg) durante a função de protótipo antes das transformações de dados em kPa.

Foram definidas bibliotecas de arquivos de dados. Para armazenamento de dados, foram considerados 's' para 'servomotor', 'pos' para posição do servomotor, e 'pressão' para valores de pressão. Estes comandos são indicados na função de configuração. A variável 's' recebeu a posição de referência zero. O 'loop' foi representado pela frequência respiratória. Os valores de pressão foram registrados no monitor serial ou no gráfico serial (linha de comando Serial. println (pressão)).

Os intervalos de tempo de 10 ms para cada grau deslocado pelo braço do servomotor foram determinados a partir da linha de comando 'delay' (10). Esta modelagem matemática permitiu uma aproximação dos dados gerados com as taxas respiratórias observadas em humanos (entre 12 e 20 ciclos/minuto). Para fins didáticos, a aproximação dos valores de pressão com aqueles observados na literatura sobre o sistema respiratório foi realizada utilizando os métodos de *Smoothing spline*, soma dos senos, e análise (ou transformada) de Fourier.

A disposição vertical, a facilidade de manuseio, a ausência de componentes estruturais que tornam as observações do protótipo poluídas e o tamanho final pequeno foram aspectos que contribuíram para a viabilidade do protótipo automatizado como ferramenta didática (Figura 5A, B). Geralmente, havia um baixo valor crítico de deformação e tensão para todos os componentes do protótipo; demonstrando segurança para seu uso e manuseio para fins educacionais.

Outro aspecto importante é o potencial do protótipo para fazer uma analogia entre as funções do centro respiratório no controle da frequência respiratória com as execuções realizadas por Arduino (Figura 5C). Através da leitura em *loop* da estrutura de programação, foi possível simular a execução cíclica da frequência respiratória. O comando 'for' permitiu fazer uma analogia com o reflexo Hering-Breuer. Uma das estruturas de programação simulou o estímulo para inspiração controlado pelo centro apneustico e a outra simulou a ação do centro pneumotáxico inibindo a fase inspiratória.

RESULTADOS



Figura 5 – A' - Projeto de Protótipo 3D realizado em *Software Computer Aided Design* (CAD). 'B' - Protótipo de PV fabricado. 'C' - Analogia entre as execuções do Centro Respiratório e Arduino no protótipo. A leitura em loop das estruturas de programação (retângulos azul e amarelo) simulava a execução cíclica da frequência respiratória. O comando 'for' (elipse em vermelho) nos permitiu fazer uma analogia com o reflexo de *Hering Breuer*. Uma das estruturas de programação (retângulo amarelo) simulava o estímulo de inspiração controlado pelo centro apneustico e as outras estruturas de programação (retângulo azul) simulava a ação do centro pneumotáxico, inibindo a fase inspiratória. Interrupções consecutivas e alternadas no fornecimento do sinal elétrico, permitidas para simular a frequência respiratória e observar os sinais que iniciam a fase expiratória (protótipo esquerdo) e a fase inspiratória (protótipo direito) independentemente.

Por exemplo, o braço servomotor demonstrou uma deformação de 3,5671 μ m. (Figura 6 A). Na seringa, o ponto de maior valor crítico da deformação ocorreu na região de transmissão de força do servomotor para a própria seringa (Figura 6 C), enquanto que o ponto crítico de tensão ocorreu

na região de contato com a mandíbula de aperto (Figura 6 D). O maior valor de deformação crítica (igual a 8,00 mm) foi observado na haste de suporte estrutural (Figura 6 E) para que o protótipo permanecesse vertical.



Figura 6 – Estimativa de deformação e tensão usando o Método dos Elementos Finitos. Alto valor crítico (vermelho). Baixo valor crítico (azul). A' (deformação) e B' (tensão) no braço do servomotor. 'C' (deformação) e 'D' (tensão) na seringa. 'E' (deformação na extremidade do suporte) e 'F' (tensão na base do suporte) no braço de suporte da seringa.

A integração do transdutor de pressão no protótipo permitiu a demonstração dinâmica do comportamento da pressão dentro do sistema (espaço pleural) e demonstrar qualitativamente as variações de pressão dentro da garrafa PET (espaço pleural) para cada variação do volume do balão (pulmão). Mostramos o comportamento sinusoidal da pressão dentro da garrafa como uma função do tempo (Figura 7).

Dinamicamente, a tração do êmbolo automático para baixo induzida pelo servomotor (como a mecânica diafragmática durante a inspiração) reduziu a pressão dentro da garrafa (intratorácica), e esta variação pode ser observada graficamente em uma interface de computador (Figura 7) enquanto o balão foi expandido, e o ar atmosférico invadiu seu interior. O retorno do êmbolo à posição inicial (evento que representava a expiração) foi acompanhado por aumento de pressão, retração elástica do balão e saída do ar para a atmosfera. Curiosamente, com o sistema estático, também foi possível demonstrar a pressão subatmosférica gerada pela própria tendência de retração elástica do balão - uma tendência estática de colapso pulmonar também observada in vivo.

DISCUSSÃO

Existem diferentes protótipos didáticos na literatura relacionada ao SPV^{8,12} ou à APV²⁴. Geralmente, estes protótipos pontuam isoladamente, empiricamente, variáveis físicas (tais como força, pressão, tensão, forma, dimensão e posicionamento) que não podem ser percebidas diretamente em níveis mais complexos e abstratos de compreensão *in vivo*^{8,25}. Neste contexto, os protótipos têm sido bem considerados para gerar novas perspectivas, promovendo a curiosidade, a objetividade, o desenvolvimento do raciocínio aplicado²⁶ e a retenção do conhecimento²⁷.

John Mayow (1674)¹⁹ colocou um balão dentro do fole (com uma janela de vidro) para observar a inflação e a deflação da bexiga, e deduziu abstratamente as mudanças de pressão dentro do fole. Obviamente, a falta de tecnologia na época não permitiu que análises, interpretações e demonstrações gráficas ocorressem simultaneamente com as variações de pressão no sistema.



Figura 7 - Valores de pressão experimentais interpolados através de curvas de ajuste. A' - Em cada curva foi aplicada uma aproximação experimental de pontos por soma de pecados. Quatro termos (vermelho). Cinco termos (amarelo). Seis termos (púrpura). B' - Os pontos experimentais foram ajustados pelos métodos de Fourier. Seis termos (vermelho). Sete termos (amarelo). C' - Pontos experimentais foram ajustados pelo método *Smoothing Spline*.

Neste estudo, avançamos nosso conhecimento especialmente através da incorporação desta tecnologia, incorporando um sensor de pressão em um protótipo PV simples, exibindo clara e instantaneamente uma interface gráfica isolada com variações de pressão intratorácica em função do tempo, permitindo a observação da deformação concomitante ao balão. De acordo com Chan et al.²⁸, estas declarações são valiosas porque durante o ensino, muito tempo é gasto com instruções passivas e abstratas para demonstrar a relação destas variáveis.

O protótipo automatizado ampliou as possibilidades empíricas das alusões, permitindo discussões ainda mais complexas e específicas comumente discutidas nas áreas aplicadas e relacionadas. A possibilidade de controle gradual da força de deslocamento do êmbolo, permitiu a discussão da fraqueza muscular respiratória (baseada na redução da força gerada pelo servomotor) como fator fonte, por exemplo, para a incapacidade da bomba respiratória de expandir os pulmões; um fenômeno que também foi observado na insuficiência respiratória tipo II *in vivo*²⁹. Ao desativar a automação devido à ausência de corrente elétrica, por exemplo, a fraqueza muscular pode ser novamente aludida, mas também pode aludir à necessidade de o sistema nervoso acionar um sinal elétrico para controlar a função diafragmática³⁰.

Sherman¹⁹ desenvolveu um protótipo de PV com a presença de água entre o balão e o recipiente (representando o fluido pleural) e observou a variação de pressão no sistema semelhante à deste estudo. Embora não tenhamos usado líquido para representar o fluido pleural neste estudo, não observamos nenhuma perda em relação ao resultado do estudo (a observação da pressão em função do tempo, concomitantemente com a expansão do balão). Além disso, a presença de ar, não líquido, mostrou que mesmo na presença de ar, mantendo o sistema fechado, ainda é possível ter algum nível de expansão pulmonar. Respeitando as devidas proporções, este fenômeno também é observado *in vivo* quando ocorrem lesões torácicas e um pequeno volume de ar atmosférico e fluido pleural competem no espaço intratorácico (um evento conhecido como pneumotórax)³¹.

Recentemente, o funcionamento do PV foi simulado a partir de modelagem matemática demonstrando expansão pulmonar a partir de pressões subatmosféricas induzidas por uma bomba de vácuo³². Os autores relatam a complexidade de recriar matematicamente o tecido pulmonar em suas declarações, e como este estudo; limitaram o modelo ao uso de um balão de borracha substituindo os pulmões.

Vemos esta limitação como uma oportunidade para discutir a substituição do balão por outros de diferentes densidades, simulando pulmões de diferentes elastâncias e complacências, como ocorre em doenças como a fibrose pulmonar³³. Assim, é possível demonstrar a necessidade de utilizar uma força motriz maior para mover o êmbolo, reduzir a pressão intratorácica e promover o mesmo nível de expansão entre os balões.

Neste estudo, foi inicialmente utilizado um balão de baixa resistência. Entretanto, quando um balão mais resistente foi testado, e o êmbolo (diafragma) foi deslocado, as paredes da garrafa se deformaram concentricamente em direção ao balão antes do balão se expandir. Curiosamente, isto ajudou a explicar outro fenômeno observado in vivo (clinicamente) definido como "movimento paradoxal". Em humanos, este mecanismo ocorre quando há fraqueza diafragmática e a expansão do tórax depende predominantemente de outros músculos. Quando isto ocorre, esses músculos acessórios contraem-se levantando as costelas e expandindo brevemente o tórax. Mesmo antes da expansão ocorrer, as estruturas anatômicas que oferecem baixa resistência são concentradas concentricamente (região intercostal e abdominal), exibindo uma depressão da pele que pode ser vista a olho nu³⁴.

Especulamos que a melhoria futura do protótipo, por exemplo, modificando a resistência imposta à passagem

do ar, pode ajudar a explicar a necessidade de aumentar o trabalho biomecânico diafragmático para mover o ar nas vias aéreas. De uma perspectiva didática, estes novos caminhos podem fornecer uma base para discutir outros fundamentos biofísicos, como aspectos relacionados à *Lei de Poiseuille*, e aspectos clínicos semelhantes aos que ocorrem em doenças obstrutivas, como a asma.

Há evidências de que o uso de estratégias de aprendizagem ativa melhora o desempenho em fisiologia respiratória²⁵. Neste sentido, sugerimos que se avalie se o protótipo desenvolvido aumenta o envolvimento do estudante e modifica o desempenho acadêmico. Acreditamos no potencial didático deste tipo de tecnologia utilizada como ferramenta para fomentar discussões, apoiar, melhorar e atualizar o ensino sobre mecânica respiratória.

O protótipo contém em si conceitos didáticos que também podem ser explorados através do manuseio, quando não está automatizado e o sistema de detecção de pressão é desconectado do protótipo. Ao manuseá-lo, é possível perceber, por exemplo, a força utilizada para promover a expansão da bola de látex ("os pulmões"). A familiaridade no manuseio amplia a possibilidade de discussão sobre os conhecimentos aplicados à biofísica, fisiologia e fisiopatologia respiratória, e até mesmo os princípios sobre ventilação mecânica artificial. É possível promover discussões abrangentes sobre: a variação da pressão torácica em função da força muscular respiratória ("êmbolo de seringa"); a variação da pressão torácica em casos de pneumotórax (comunicação entre a atmosfera e o espaço interno do frasco); a variação da pressão torácica em função das propriedades elásticas dos pulmões ("bola de látex"). Juntos, a demonstração da variação da pressão incorporada à tecnologia, somada às observações empíricas de seu manuseio, melhoram o protótipo como ferramenta didática e ajuda e educador no ensino sobre os conhecimentos que envolvem a bomba respiratória.

CONCLUSÃO

A incorporação da tecnologia em um protótipo PV simples permitiu uma demonstração segura e simulada de como o diafragma induz a variação da pressão intratorácica em relação à atmosfera concomitantemente com a deformação pulmonar durante a inspiração e a exalação.

Contribuições dos autores: RJP, VMLL e A.C.N. conceberam e projetaram a pesquisa e executaram o estudo, incluindo os scripts de protótipos para a construção de modelos e os fluxos de trabalho de protótipos para o manuseio de dados; R.J.P. e A.C.N. realizaram experimentos. R.J.P., V.M.L.L., e A.C.N. analisaram dados; R.J.P., A.C.N., R.H., e C.A.M.J. interpretaram os resultados dos experimentos; R.J.P. preparou números; R.J.P, R.H., C.A.M.J., e A.C.N. e redigiram o manuscrito; R.J.P., A.C.N., R.H., C.A.M.J. revisaram o manuscrito; A.C.N. editou o manuscrito. Todos os autores leram e aprovaram o manuscrito final.

Agradecimentos: Somos muito gratos a Antônio Alencar Nogueira Pancoti e Filipe Augusto Pires por sua hábil assistência técnica durante as experiências no Laboratório de Robótica da Universidade Federal de Juiz de Fora. (LABRA).

Financiamento: Este estudo foi apoiado pelo Projeto Aerodesign da Universidade Federal de Juiz de Fora.

Divulgações/Conflitos: Os autores declaram que não têm interesses concorrentes.

Disponibilidade de dados e materiais: O compartilhamento de dados não é aplicável a este artigo, pois nenhum conjunto de dados foi gerado ou analisado durante o presente estudo.

REFERENCIAS

- West JB. History of respiratory mechanics prior to World War II. Compr Physiol. 2012;2(1):609-619. doi: https://doi. org/10.1002/cphy.c080112
- West JB. Leonardo da Vinci: engineer, bioengineer, anatomist, and artist. Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol. 2017;312(3):L392-L397. doi: https://doi.org/10.1152/ ajplung.00378.2016
- Slutsky AS. History of mechanical ventilation. From Vesalius to ventilator-induced lung injury. Am J Respir Crit Care Med. 2015;191(10):1106-1115. doi: https://doi. org/10.1164/rccm.201503-0421PP
- Aoki N, Shimizu H, Kushiyama S, Katsuya H, Isa T. A new device for synchronized intermittent mandatory ventilation. Anesthesiology. 1978;48(1):69-71. doi: https:// doi.org/10.1097/00000542-197801000-000095.
- Koutsoukou A, Perraki H, Orfanos SE, et al. History of mechanical ventilation may affect respiratory mechanics evolution in acute respiratory distress syndrome. J Crit Care. 2009;24(4):e621-626. doi: https://doi.org/10.1016/j. jcrc.2009.02.003
- West JB. The physiological challenges of the 1952 Copenhagen poliomyelitis epidemic and a renaissance in clinical respiratory physiology. J Appl Physiol. 2005;99(2):424-432. doi: https://doi.org/10.1152/ japplphysiol.00184.2005
- Ranney ML, Griffeth V, Jha AK. Critical supply shortages - the need for ventilators and personal protective equipment during the Covid-19 pandemic. N Engl J Med. 2020;382(18):e41. doi: https://doi.org/10.1056/ NEJMp2006141
- Chan V, Pisegna J, Rosian R, DiCarlo SE. Model demonstrating respiratory mechanics for high school students Am J Physiol. 1996 Jun;270(6 Pt 3):S1-18. doi: 10.1152/advances.1996.270.6.S1. Erratum in: Am J Physiol 1997 Jun;272(6 Pt 3):followi. doi: https://doi.org/10.1152/ advances.1996.270.6.S1
- San Bok J, Lee GD, Kim DK, Lim D, Joo SK, Choi S. Changes of pleural pressure after thoracic surgery. J Thorac Dis. 2018;10(7):4109-4117. doi: https://doi.org/10.21037/ jtd.2018.06.131
- Sircar S. A simple device for measuring static compliance of lung-thorax combine. Adv Physiol Educ. 2015;39(3):187-188. doi: https://doi.org/10.1152/advan.00026.2014
- Wilson TA, De Troyer A. Diagrammatic analysis of the respiratory action of the diaphragm. J Appl Physiol. 2010;108:251-255. doi: https://doi.org/10.1152/ japplphysiol.00960.2009
- Anderson J, Goplen C, Murray L, et al. Human respiratory mechanics demonstration model. Adv Physiol Educ. 2009;33(1):53-59. doi: https://doi.org/10.1152/ advan.90177.2008

- Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. Respir Physiol Neurobiol. 2008;163(1-3):82-89. doi: https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019
- Rosen KR, McBride JM, Drake RL. The use of simulation in medical education to enhance students' understanding of basic sciences. Med Teach. 2009;31(9):842-846. doi: https://doi.org/10.1080/01421590903049822
- 15. Zhang XY. Biomedical engineering for health research and development. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2015;19(2):220-224.
- West JB. Robert Hooke: early respiratory physiologist, polymath, and mechanical genius. Physiology (Bethesda). 2014;29(4):222-233. doi: https://doi.org/10.1152/ physiol.00005.2014
- Rothe R. Lunge. Specialitäten physiologischer Apparate: preliminary catalog. Prag: Hofbuchdruckerei A Haase; 1893. (Collection Rand B Evans).
- Magder S. Heart-Lung interaction in spontaneous breathing subjects: the basics. Ann Transl Med. 2018;6(18):348. doi: https://doi.org/10.21037/atm.2018.06.19
- Sherman TF. A simple analogue of lung mechanics. Am J Physiol. 1993;265(6Pt3):S32-34. doi: https://doi. org/10.1152/advances.1993.265.6.S32
- Nagato ACDM, Bandeira ACB, Bezerra FS. Protótipo de ventilação mecânica espontânea e artificial. Rev Saude Publica. 2012;5(3):495-500. Disponível em: https:// periodicos.unicesumar.edu.br/index.php/saudpesq/article/ view/2453/1806
- Balogh R. Educational Robotic Platform based on Arduino. 2010. Available from: https://www.researchgate.net/ publication/228379484_Educational_Robotic_Platform_ based_on_Arduino
- 22. Perchiazzi G, Rylander C, Pellegrini M, Larsson A, Hedenstierna G. Robustness of two different methods of monitoring respiratory system compliance during mechanical ventilation. Med Biol Eng Comput. 2017;55(10):1819-1828. doi: https://doi.org/10.1007/ s11517-017-1631-0.
- Eleotério, Jackson Roberto. Propriedades físicas e mecânicas de painéis MDF de diferentes densidades e teores de resina [dissertação]. Piracicaba: Universidade de São Paulo, Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz; 2000 [citado 28 nov. 2022]. doi: https://doi. org/10.11606/D.11.2000.tde-18102002-164850
- Al Husseini AM, Lee HJ, Negrete J, et al. Design and prototyping of a low-cost portable mechanical ventilator. J Med Devices. 2010;4(2):027514. doi: https://doi. org/10.1115/1.3442790
- 25. Rao SP, and DiCarlo SE. Active learning of respiratory physiology improves performance on respiratory physiology examinations. Adv Physiol Educ. 2001;25(2):55-61. doi: https://doi.org/10.1152/advances.2001.25.2.55

- Rodenbaugh DW, Collins HL, Chen CY, DiCarlo SE. Construction of a model demonstrating cardiovascular principles. Am J Physiol. 1999;277(6 Pt 2):S67-83. doi: https://doi.org/10.1152/advances.1999.277.6.S67
- 27. DiCarlo SE. Teaching alveolar ventilation with simple, inexpensive models. Adv Physiol Educ. 2008;32(3):185-191. doi: https://doi.org/10.1152/advan.90156.2008
- Giuliodori MJ, DiCarlo SE. Simple, inexpensive model spirometer for understanding ventilation volumes. Adv Physiol Educ. 2004;28(1-4):33. doi: https://doi.org/10.1152/ advan.00034.2003
- Roussos C, Koutsoukou A. Respiratory failure. Eur Respir J Suppl. 2003;47:3s-14s. doi: https://doi.org/10.1183/090 31936.03.00038503
- Dube BP, Dres M. Diaphragm dysfunction: diagnostic approaches and management strategies. J Clin Med. 2016;5(12):113. doi: https://doi.org/10.3390/jcm5120113

- Brims FJ, Maskell NA. Ambulatory treatment in the management of pneumothorax: a systematic review of the literature. Thorax. 2013;68(7):664-669. doi: https://doi. org/10.1136/thoraxjnl-2012-202875
- Šolc F, Veselý I, Sekora J, Mézl M, Eschli A, Provazník I. The mathematical model of a LUNG simulator. Mefanet J. 2014;2(2):71-78. Available from: http://mj.mefanet.cz/ mj-04141203
- West JR, Alexander JK. Studies on respiratory mechanics and the work of breathing in pulmonary fibrosis. Am J Med. 1959;27:529-544. doi: https://doi.org/10.1016/0002-9343(59)90038-5
- Maloney JV Jr, Schmutzer KJ, Raschke E. Paradoxical respiration and "pendelluft". J Thorac Cardiovasc Surg. 1961;41:291-298.

Recebido: 29.03.2022 Aceito: 26.09.2022