



Avanços tecnológicos de ventilações mecânicas aplicados à saúde

Technological advances in mechanical ventilation applied to health

Jordany Ramalho Silveira Farias¹, José Nunes de Oliveira Neto¹, José Jeferson da Silva Nascimento², Antônio Nunes de Oliveira Vieira³, Fagno Dallino Rolim¹ & Danielle Braga Tavares Vasconcelos da Silva¹

¹Doutorandos em Engenharia de Processos-Universidade Federal de Campina Grande, jordanypb7@hotmail.com; professornunesneto@gmail.com; dallino@hotmail.com; danibragatavares@gmail.com;

²D. Sc. Professor da Pós-Graduação em Engenharia de Processos-Universidade Federal de Campina Grande, jefferson.nascimento@ufcg.edu.br;

³Mestre em Ensino de Ciências e Matemática-Instituto Federal do Ceará, nunes.vieira@ifce.edu.br.

Resumo- A pesquisa foi realizada através da análise de artigos científicos sobre avanços tecnológicos desenvolvidos para serem empregados de diferentes formas em ventilações mecânicas, visando a obtenção de uma melhor qualidade de vida de pacientes submetidos a tratamentos de enfermidades ligadas aos sistemas respiratório e circulatório. O objetivo desta pesquisa foi verificar a analogia existente entre o ciclo termodinâmico e o sistema respiratório humano, mostrando que a aplicação das definições termodinâmicas está sempre presente no cotidiano das pessoas. Utilizada a metodologia do tipo qualitativa descritiva e exploratória, foi possível entender a equação do movimento, que descreve a pressão aplicada ao sistema respiratório de um paciente sob ventilação mecânica, analisando variáveis importantes como o caso da pressão aplicada ao sistema respiratório. O estudo possibilitou o conhecimento de fórmulas físicas e matemáticas, que mostram a atuação da termodinâmica na dinâmica das atividades desenvolvidas pelo sistema respiratório humano.

Palavras-chaves: Avanços tecnológicos. Sistema respiratório. Pressão. Ventilação mecânica.

Abstract- The research was conducted through the analysis of scientific articles on technological advances developed to be employed in different ways in mechanical ventilation, aiming to obtain a better quality of life of patients undergoing treatment of diseases linked to the respiratory and circulatory systems. The aim of this research was to verify the analogy between the thermodynamic cycle and the human respiratory system, showing that the application of thermodynamic definitions is always present in people's daily lives. Using the descriptive and exploratory qualitative methodology, it was possible to understand the equation of motion, which describes the pressure applied to the respiratory system of a patient under mechanical ventilation, analyzing important variables such as the pressure applied to the respiratory system. The study allowed the knowledge of physical and mathematical formulas that show the performance of thermodynamics in the dynamics of activities developed by the human respiratory system.

Key words: technological advancements, respiratory system, pressure, mechanical ventilation.

INTRODUÇÃO

Surgiram avanços tecnológicos na engenharia, envolvendo a física e modelos matemáticos com aplicações diversas, especificamente, em vários processos mecânicos não lineares, devido a uma multiplicidade de transformações entre os estados estáveis termodinamicamente, onde os fluidos ocorrem naturalmente e também artificialmente através de sistemas com movimentação cíclica útil. (GONZALEZ; SUAREZ; SANCHEZ, 2013).

Os cientistas têm buscado novos fluidos para serem incorporados a práticas diversas, especialmente por estudos biológicos, que tem sido uma das áreas mais procuradas para a obtenção de avanços tecnológicos tendentes a proporcionar qualidade de vida aos pacientes que deles usufruem, por algum processo mecânico que proporcione a obtenção de resultados satisfatórios em seus tratamentos. Esses biofluidos tem grande importância anatômica e fisiológica dentre os mais vistos nas vias aéreas responsáveis pelas trocas gasosas do ar por meio da inspiração respiratória dissolvidas ao sangue. (GONZÁLEZ, 2004).

Mehry et al. (1997) afirmam que as tecnologias na área da saúde foram aplicadas por meio de “tecnologias de cuidado ou em saúde”, de forma que no dia a dia, profissionais de saúde tem ficado distantes dos doentes. Por meio de cuidados com máquinas que dependem de altas tecnologias como “robôs”, vistas nos centros de terapia intensiva, o paciente é exposto a todo um aparato tecnológico, múltiplos aparelhos sofisticados e complexos que podem determinar, por exemplo, os padrões ventilatórios, a identificação dos sinais vitais e até mesmo controlar os valores hemodinâmicos. Assim, como em outras situações, são as técnicas e procedimentos invasivos que definem a complexidade do tratamento (VASCO; SILVA; PINHEIRO, 2015).

A ventilação mecânica (VM) é uma tecnologia resistente, que tem por objetivo principal promover adequada troca gasosa em situações de comprometimento da função respiratória normal não curativa, sendo um suporte à vida, auxiliando a ventilação de pacientes até que se tenha algum protocolo clínico imediato para a dificuldade respiratória daquele momento. O uso prolongado do ventilador ou até mesmo cuidados inadequados podem levar a complicações graves como a pneumonia (NEPOMUCENO; SILVA, 2007 e ALBUQUERQUE, 2010).

A mecânica de fluidos é bastante complexa, tem importantes aplicações, mas não possui forma definida e sua classificação mais usada no sistema respiratório é na forma de gás e líquido ocupando o maior volume possível do espaço onde se encontram, devido à sua configuração molecular. A compreensão da mecânica de fluidos se dá por grandezas que possibilitam o cálculo da quantidade e saída de fluidos que circula e sai da ventilação mecânica (MOSSMANN, 2017).

Pela avaliação do mecanismo respiratório é possível verificar as resistências ao movimento dos pulmões, sendo necessário o conhecimento do volume inspirado/expirado (V), dos fluxos (F) e das pressões (P) existentes no sistema respiratório (SILVA, 2010). Em pacientes sadios, as principais resistências são: (I)

resistência ao fluxo de ar através da árvore brônquica definida pelas propriedades físicas do gás, sua velocidade e a geometria das vias aéreas; (II) retração elástica das paredes alveolares definidos pelo volume inspirado/expirado, propriedades elásticas das paredes alveolares e tensão superficial do revestimento líquido da parede alveolar; (III) resistência devido à viscosidade nas paredes alveolares. (QUTAYBA; JOANNE; JAMES, 2005).

Na avaliação da mecânica respiratória é necessário a utilização de um instrumento denominado Ventilômetro FML Serrariz Cardiorespiratory®, que se dá pelo volume corrente (VT) e pelo volume minuto (VE), dividindo o VE pela frequência respiratória (FR) por meio da respiração lenta por um minuto, com utilização da fita antropométrica 1,5 M ISP® para expansão torácica por meio da perimetria de tórax, com a utilização do Manovacuômetro Comercial Médica® para mensuração da PIMAX e PEMAX (FERREIRA et al., 2011).

MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia utilizada nesta pesquisa foi do tipo qualitativa descritiva exploratória, com a realização de pesquisas bibliográficas em diversas fontes como artigos científicos e livros, ambos relacionados ao assunto pesquisado.

VENTILAÇÃO MECÂNICA

A ventilação mecânica de um paciente pode ser descrita pela equação do movimento, conforme mostrado a seguir.

EQUAÇÃO DO MOVIMENTO

A pressão aplicada ao sistema respiratório de um paciente sob ventilação mecânica é a soma da pressão gerada pelo respirador medida na abertura da via aérea (boca) e a pressão gerada pela musculatura respiratória, que pode ser descrita pela equação do movimento:

$$P_{SR} = P_{AO} + P_{mus} = V' \times R + \frac{V}{C} + k \quad [1]$$

Onde PSR é a pressão do sistema respiratório, PAO é a pressão na abertura da via aérea, Pmus é a pressão gerada pela musculatura respiratória, V é o volume, V' é o fluxo, R é a resistência das vias aéreas, C é a complacência do sistema respiratório, e k é a constante que representa a *positive end. expiratory pressure* (PEEP, pressão expiratória final positiva, ou quando associada a auto-PEEP, PEEP total).

Quando a atividade respiratória do paciente é inteiramente passiva, ou seja, a ventilação é controlada, a pressão desenvolvida pela musculatura respiratória é insignificante, e a pressão necessária para mover o ar para o interior e para o exterior do sistema respiratório pode ser descrita pela equação do movimento simplificada:

$$P_{SR} = P_{AO} = V' \times R + \frac{V}{C} + k \quad [2]$$

A equação do movimento pode ser desmembrada em dois componentes conforme a característica das forças a serem superadas: o componente resistivo e o componente elástico.

$V' \times R$ corresponde à pressão dissipada através da via aérea e do tubo endotraqueal para superar forças de fricção geradas pelo fluxo de gás, o qual, associado ao V' , determina a resistência do sistema respiratório.

V/C corresponde à pressão que deve ser aplicada no sistema para superar as forças elásticas; V/C depende tanto do volume insuflado em excesso ao volume residual, quanto da complacência do sistema respiratório.

COMPONENTE RESISTIVO

Fluxo é o movimento do ar, que depende de um gradiente de pressão e é inversamente relacionado com a resistência ao fluxo. Essa relação pode ser descrita pela equação 3:

$$V' = \frac{\Delta P}{R} \quad [3]$$

Onde ΔP é o gradiente de pressão.

Portanto, a mensuração da resistência pode ser realizada conforme a equação 4:

$$R = \frac{\Delta P}{V'} \quad [4]$$

O ΔP que gera o fluxo pode ser determinado ao final da inspiração, subtraindo-se a pressão de pico (ou dinâmica) da pressão de platô (ou estática) da via aérea, sendo essa última mensurada pela aplicação de uma pausa ao final da fase inspiratória, o que resultará em fluxo zero no sistema respiratório. Em indivíduos normais, a resistência inspiratória raramente excede 15 cmH₂O/ml/s.

Quanto à resistência total do sistema respiratório, ela pode ser dividida em dois componentes: “ôhmico”, que representa a resistência da via aérea, e adicional, que representa o fenômeno viscoelástico ou diferentes constantes de tempo (*pendelluft*), e ambas estão elevadas na SDRA, possivelmente em decorrência dos seguintes fatores: via aérea preenchida ou “inundada”, hiperatividade da via aérea, reflexos vacais e redução do volume pulmonar. Gattinoni et al. relacionaram a resistência da via aérea com o volume pulmonar absoluto e assim obtiveram a “resistência específica da via aérea”, que não foi diferente do normal, indicando que o aumento da resistência na SDRA provavelmente não está relacionado ao estreitamento anatômico, mas sim ao volume pulmonar reduzido e, possivelmente, à redução da área pulmonar ventilada referente ao pulmão de bebê (*baby lung*).

Alguns estudos investigaram os efeitos da PEEP na resistência respiratória, tendo sido observado em dois deles uma elevação significativa e inesperada da mesma. Entretanto, geralmente a PEEP se relaciona com a redução da resistência das vias aéreas por induzir broncodilatação, tanto diretamente, quanto como resultado do aumento do volume pulmonar. Níveis de PEEP > 10 cmH₂O reduzem a resistência da via aérea de acordo com o volume pulmonar, mas também podem aumentar de forma significativa a resistência adicional, sugerindo a ocorrência de alterações nas propriedades viscoelásticas do tecido pulmonar ou a heterogeneidade de abertura e/ou colapso alveolar que podem ocorrer quando um nível elevado de PEEP é aplicado na SDRA. Deve ser considerado também que a etiologia da SDRA pode influenciar no comportamento da resistência conforme a PEEP aplicada

COMPONENTE ELÁSTICO

Os pulmões e a parede torácica podem ser considerados estruturas elásticas e apresentam uma característica que é a elastância.

A elastância é definida como a variação de pressão (cmH₂O, mmHg ou kPa) por unidade de variação de volume (L ou ml) e é comumente usada para descrever as propriedades elásticas do sistema respiratório, sendo expressa em cmH₂O/L, conforme a equação 5:

$$E_{sr} = \frac{\Delta P_{el,sr}}{\Delta V} \quad [5]$$

Onde E_{sr} representa as propriedades elásticas do sistema respiratório, e $\Delta P_{el,sr}$ e ΔV são variações na pressão e no volume elástico transrespiratório, respectivamente. Assume-se que, no humano adulto ereto, a elastância estática respiratória encontra-se em 10 cmH₂O/L. E_{sr} é a soma da elastância estática pulmonar e da elastância da parede torácica, e cada uma encontra-se aproximadamente em 5 cmH₂O/L, conforme as equações 6-8:

$$E_{st,L} = \frac{\Delta P_L}{\Delta V} \quad [6]$$

$$E_{st,w} = E_{st,sr} - E_{st,L} \quad [7]$$

$$E_{st,sr} = E_{st,L} + E_{st,w} \quad [8]$$

Onde $E_{st,L}$ é a elastância estática pulmonar, P_L é a pressão transpulmonar, isto é, a diferença de pressão entre a abertura da via aérea e a pressão no espaço pleural, uma estimativa da pressão pleural sendo provida pela pressão esofágica (P_{es}), $E_{st,w}$ é a elastância da parede torácica, $E_{st,sr}$ é a elastância estática respiratória, e $E_{st,L}$ é a elastância estática pulmonar.

A elastância é um termo popular entre os fisiologistas, e a complacência, que é o inverso da elastância ($C = 1/E$), é um termo mais popular entre os clínicos e intensivistas. Dessa forma, seguem as equações 9 e 10:

$$C_{st,sr} = \frac{\Delta V}{\Delta P_{el,sr}} \quad [9]$$

$$\frac{1}{C_{st,sr}} = \frac{1}{C_{st,L}} + \frac{1}{C_{st,w}} \quad [10]$$

Onde $C_{st,sr}$ é a complacência estática do sistema respiratório (valor de 0,100 L/cmH₂O), $C_{st,L}$ é a complacência pulmonar (valor aproximado de 0,200 L/cmH₂O), e $C_{st,w}$ é a complacência da parede torácica (valor aproximado de 0,200 L/cmH₂O).

A definição das propriedades elásticas do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica com um único número faz sentido quando a relação volume \times pressão é linear durante a variação do volume. Entretanto, as propriedades elásticas completas do sistema respiratório, do pulmão e da parede torácica não podem ser descritas por um único valor. A relação volume \times pressão do sistema respiratório é linear apenas na porção central e torna-se achatada (complacência reduzida) quando ainda acomoda volumes pequenos (por exemplo, predomínio de áreas

colapsadas em paciente com SDRA), ou quando alcança volumes pulmonares elevados (próximo da capacidade pulmonar total), como um resultado da não linearidade da curva volume × pressão pulmonar em volumes elevados. Na SDRA, a curva volume × pressão do sistema respiratório apresenta formato sigmoide pela heterogeneidade da distribuição da lesão pulmonar.

Ressalta-se a importância do reconhecimento dos pontos de inflexão (Pflex) da curva, ou seja, aqueles nos quais a curva muda de direção, e esses são o Pflex inferior e superior. Entre esses pontos, na porção central, observa-se um padrão linear onde, para um determinado volume, há menor variação de pressão (área de maior complacência). Por outro lado, antes do Pflex inferior e após o Pflex superior, há maior variação de pressão para um determinado volume (área de menor complacência; Figura 1). A partir do Pflex inferior, ocorre o início da abertura de áreas alveolares previamente colapsadas, e, após o Pflex superior, ocorre a hiperinsuflação alveolar, ou seja, são dois pontos relacionados a stress e strain pulmonares.

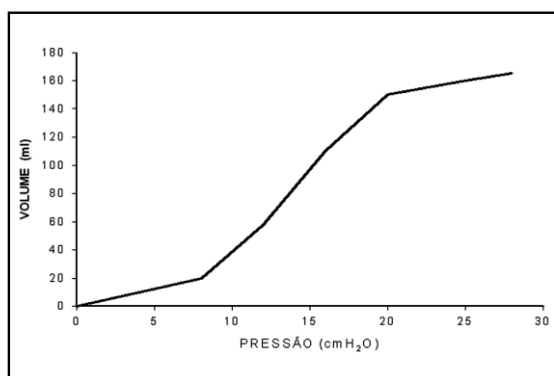


Figura 1 - Curva volume × pressão estática na fase inspiratória do sistema respiratório em pulmão com SDRA.

PRESSÃO PLEURAL

A pressão no espaço pleural, conforme discutido anteriormente, tem fundamental importância na mensuração da pressão de distensão do sistema respiratório e, sob condições estáticas, pode ser utilizada da seguinte forma:

$$PL = Palv - Ppl \quad [11]$$

Onde Palv representa a pressão alveolar, que é igual a pressão da via aérea (PAO) ou pressão de platô mensurada de forma estática, ou seja, com fluxo de ar zero através de pausa inspiratória de 3-4 s no respirador (ao final da inspiração), e Ppl é a pressão pleural.

Já Pw representa a pressão transtorácica ou da parede torácica, e Pbs é a pressão da superfície corpórea (pressão barométrica).

$$Psr = Ppl + Pw \quad [13]$$

$$\text{ou} \\ Psr = Palv - Ppl + Ppl - Pbs = Palv - Pbs \quad [14]$$

Onde Psr é a pressão do sistema respiratório.

Portanto, a mensuração da pressão pleural torna-se necessária para a mensuração da pressão transpulmonar,

que está diretamente relacionada com o nível de stress pulmonar, além de dividir a mecânica do sistema respiratório em um componente pulmonar e um da parede torácica.

Na prática clínica, não se executa a mensuração direta da pressão pleural pelos riscos envolvidos, e, por isso, dá-se preferência à mensuração da ΔPes, já que essa reflete as mudanças na pressão pleural. Para tanto, instala-se um cateter de látex com balão ou preenchido com líquido no terço distal do esôfago, onde o mesmo entra em contato com as pleuras bilateralmente, e há menor interferência da pressão do mediastino (coração e grandes vasos). Seu posicionamento deve ser confirmado para que haja a correta leitura das variações das pressões intratorácicas.

As medidas de mecânica que podem ser realizadas e avaliadas à beira do leito e suas respectivas equações estão resumidas na Figura 2.

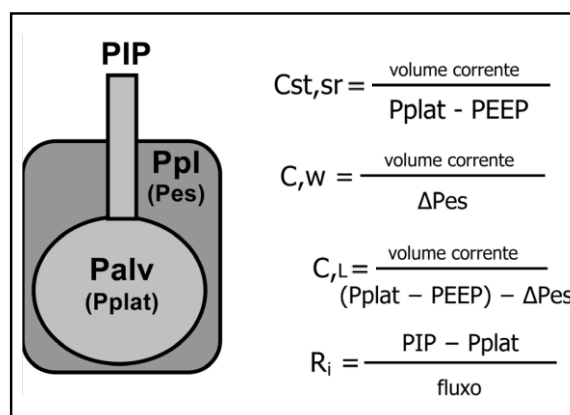


Figura 2 - Representação esquemática do tórax e as respectivas equações para a avaliação da mecânica à beira do leito. PIP = pressão de pico inspiratória; Ppl = pressão pleural; Palv = pressão alveolar; Pplat = pressão de platô; Cst,sr = complacência estática do sistema respiratório; C,w = complacência da parede torácica; C,L = complacência pulmonar; Ri = resistência inspiratória.

$$Pw = Ppl - Pbs \quad [12]$$

VANTAGENS

Tem como vantagem a monitorização e a análise da mecânica do sistema respiratório auxiliando no diagnóstico de doenças pulmonares e no entendimento da dinâmica ventilatória durante a ventilação mecânica, o que permite ajustar de forma adequada ou “protetora” os parâmetros ventilatórios para cada paciente que se encontra dependente de suporte ventilatório e, principalmente, para doenças em estado grave com lesões pulmonar aguda (LPA) ou síndrome de desconforto respiratório agudo (SDRA) (SADDY, 2011).

DESVANTAGENS

O uso de ventilação mecânica tem risco aumentado para pneumonia, tal condição decorre da imunossupressão; risco elevado de ter as vias aéreas inoculadas com grande quantidade de material contaminado; a presença de microrganismos mais agressivos e resistentes aos antimicrobianos no ambiente, superfícies próximas, materiais e colonizando o próprio

paciente. Estão entre as causas que podem levar à patologia, a presença de doenças de base, como as neoplasias, as enfermidades pulmonares agudas ou crônicas e as doenças autoimunes; o uso de drogas imunossupressoras (corticosteroides, quimioterapia) e o uso de próteses traqueais (BRASIL, 2019).

CONCLUSÕES

A pesquisa proporcionou o conhecimento de avanços tecnológicos envolvendo a engenharia, a física e a matemática, que embora por um lado acabe distanciando o médico do paciente, possibilita um suporte fundamental à vida, sobretudo, no que se refere à ventilação mecânica em pacientes, sendo eficientes, inclusive, na determinação de padrões ventilatórios, na identificação de sinais vitais e no controle de valores hemodinâmicos.

Todo o aparato tecnológico desenvolvido e utilizado, principalmente no suporte à ventilação mecânica, possibilita uma compreensão mais clara de como o sistema respiratório opera num verdadeiro ciclo termodinâmico, explicitando o quanto a termodinâmica está presente em nosso dia a dia, inclusive, diretamente em nosso bem maior que é nosso corpo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, F.J. **Monitorização da mecânica respiratória de camundongos durante ventilação artificial.** Dissertação (mestrado em engenharia biomédica). Universidade federal do Rio de Janeiro, 2010.

BRASIL. **Ministério da Saúde.** DATASUS; 2019b. Disponível em: ftp://ftp.datasus.gov.br/caderno/geral/br/Brasil_GeralBR.xls. Acesso: 19 mar. 2019.

FERREIRA, T.C.R. et al. **Avaliação da mecânica respiratória em paciente queimados com curativo oclusivo.** Revista brasileira de queimadura; Belém do Pará, v.10, n.2, p.50-6, 2011.

GONZALEZ, C.; SUAREZ, K.; SANCHEZ, G. **Aplicacion biofluidica del análisis complejo del sistema respiratório.** Revista de la facultad de ingeniería U.C.V., volume. 28, n.4, p. 7-14, 2013.

GONZÁLEZ, N.C. **Introdução à fisiologia respiratória: aspectos mecânicos da ventilação pulmonar.** In: cingolani, h.e.; houssay, a.b. (ed.). Fisiologia humana de Houssay. 7.ed. Porto Alegre: Artmed, 2004. p.398-413.

MERHY, E. E. et al. **Em busca de ferramentas analisadoras das tecnologias em saúde: a informação e o dia a dia de um serviço, interrogando e gerindo trabalho em saúde.** In: MERHY, E. E. Práxis em salud un desafío para lo publico. São Paulo: Hucitec, 1997.

MOSSMANN, E. H. **Sobre a mecânica de fluidos e suas aplicações.** Universidade Federal de Pelotas, Instituto de física e matemática, 2017.

NEPOMUCENO, R. M.; SILVA, L. D. **Pesquisa Bibliográfica dos Sistemas de Vigilância em Ventilação**

Mecânica: o Estado da Arte na Enfermagem. Revista Eletrônica de Enfermagem [serial on line]; v.9, n.1, 2007. p.191-199.

QUTAYBA, H.; JOANNE, S.; JAMES. M. **Physiologic Basis of Respiratory Disease.** Hamilton, Ontario, Canada: BC Decker Inc, 2005.

SADDY, F. **Avaliação da Mecânica Respiratória na Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo.** Pulmão, rio de janeiro, v.20, n.1, p.31-36, 2011.

SILVA, T.H.G. **Análise da mecânica respiratória de traqueias isoladas de ratos.** Dissertação (mestrado em engenharia biomédica). Universidade de São Paulo. São Paulo, 2013.

VASCO, A. M. V.; SILVA, L.M.; PINHEIRO, F.G.M.S. **Tecnologia e avanços nos estudos da assistência ao paciente com pneumonia associada à ventilação mecânica.** Ciências humanas e de saúde unit, Aracaju, v.2, n. 3, p.81-86, 2015.