

VENTILAÇÃO MECÂNICA PERSONALIZADA: INTEGRAÇÃO ENTRE MECÂNICA PULMONAR, MONITORIZAÇÃO RESPIRATÓRIA E TECNOLOGIAS DE CONTROLE ADAPTATIVO

PERSONALIZED MECHANICAL VENTILATION: INTEGRATING LUNG MECHANICS, RESPIRATORY MONITORING AND ADAPTIVE CONTROL TECHNOLOGIES

Samir Codognos¹
Bianca Leciuk Gonçalves²
Vinícius Barros Farinha³
Lorenzo Dias de Castro⁴
Vitorio Vargas Rossi⁵
Lara Dalmolin Martins⁶
Beatriz Novachi Mourad⁷
Gustavo Moreira Mendes⁸
Luiza Pimentel Dias Lima⁹
Rafaely Gabriel de Souza¹⁰
Enrico Vargas Rossi¹¹
Guilherme Henrique Bandini¹²

RESUMO: A ventilação mecânica sustenta a vida de pacientes com insuficiência respiratória aguda, mas o próprio suporte pode lesar o pulmão e o diafragma. Estratégias protetoras baseadas em volumes correntes calculados pelo peso predito e em tabelas fixas de pressão positiva expiratória final não contemplam a heterogeneidade da mecânica pulmonar nem a variabilidade do esforço inspiratório entre indivíduos. Esta revisão narrativa interdisciplinar teve por objetivo articular os fundamentos fisiológicos da individualização ventilatória com a cadeia técnica que a viabiliza — instrumentação, identificação de sistemas e controle por realimentação —, explicitando as contribuições da engenharia mecânica em cada etapa. Foram analisados cinco estudos de síntese publicados entre 2023 e 2026, complementados por referências seminais sobre mecânica respiratória e por normas técnicas aplicáveis a ventiladores de terapia intensiva. Os resultados foram organizados em quatro camadas funcionais análogas às de um sistema mecatrônico: instrumentação, processamento e estimação, decisão e controle, e atuação e segurança. Verificou-se que a base fisiológica e a maturidade tecnológica da personalização estão consolidadas, ao passo que a evidência clínica de superioridade sobre protocolos convencionais permanece ausente em desfechos duros, e que faltam padrões de verificação e validação para os modelos computacionais empregados. Conclui-se que o avanço da área depende menos de novas tecnologias de controle do que da identificação de fenótipos de pacientes e da consolidação de critérios de credibilidade dos modelos.

Palavras-chave: Respiração Artificial. Mecânica Respiratória. Síndrome do Desconforto Respiratório. Simulação por Computador. Engenharia Biomédica.

¹Estudante de Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Maringá.

²Estudante de medicina. Universidade Cesumar.

³Estudante de Medicina. Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

⁴Médico pela Afya Centro Universitário de Pato Branco.

⁵Estudante de medicina. Universidade de Santo Amaro.

⁶Estudante de medicina. Universidade Santo Amaro.

⁷Estudante de Medicina. Universidade Santo Amaro.

⁸Estudante de Medicina. Universidade Santo Amaro.

⁹Estudante de Medicina. Universidade Santo Amaro.

¹⁰Médica revalidada pela Universidade Estadual de Londrina.

¹¹Estudante de Medicina. Universidade Santo Amaro.

¹²Estudante de Medicina. Universidade Santo Amaro.

ABSTRACT: Mechanical ventilation sustains life in patients with acute respiratory failure, yet the support itself may injure both the lung and the diaphragm. Protective strategies based on predicted-body-weight tidal volumes and fixed positive end-expiratory pressure tables do not account for the heterogeneity of lung mechanics or for between-patient variability in inspiratory effort. This interdisciplinary narrative review aimed to articulate the physiological rationale for ventilatory individualisation with the technical chain that enables it — instrumentation, system identification and feedback control — while making explicit the contributions of mechanical engineering at each stage. Five synthesis studies published between 2023 and 2026 were analysed, complemented by seminal references on respiratory mechanics and by technical standards applicable to critical care ventilators. Findings were organised into four functional layers analogous to those of a mechatronic system: instrumentation, processing and estimation, decision and control, and actuation and safety. The physiological basis and the technological maturity of personalisation are well established, whereas clinical evidence of superiority over conventional protocols remains absent for hard outcomes, and verification and validation standards for the computational models in use are still lacking. Progress in the field appears to depend less on new control technologies than on the identification of patient phenotypes and on the consolidation of model credibility criteria.

Keywords: Respiration. Artificial. Respiratory Mechanics. Respiratory Distress Syndrome. Computer Simulation. Biomedical Engineering.

1 INTRODUÇÃO

A ventilação mecânica invasiva permanece indispensável no manejo da insuficiência respiratória aguda, particularmente na síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA). O suporte ventilatório, contudo, pode tornar-se iatrogênico: pressões e volumes inadequados produzem sobredistensão alveolar, colapso e reabertura cíclica de unidades pulmonares e liberação de mediadores inflamatórios, conjunto de mecanismos designado lesão pulmonar induzida pelo ventilador (LPIV). Revisão recente sobre o tema sistematiza esses mecanismos e demonstra que suas consequências extrapolam o parênquima, alcançando o endotélio e outros órgãos por disseminação sistêmica de citocinas¹.

A demonstração de que volumes correntes reduzidos diminuem a mortalidade na SDRA² inaugurou a era da ventilação protetora e permanece o alicerce da prática. Análises subsequentes, entretanto, deslocaram o eixo da discussão do volume absoluto para a energia efetivamente transferida ao parênquima. A pressão de distensão, definida pela razão entre volume corrente e complacência do sistema respiratório, mostrou-se a variável ventilatória mais fortemente associada à sobrevida³; a potência mecânica, por sua vez, unificou em uma única grandeza as contribuições do volume corrente, do fluxo, da frequência respiratória e da pressão positiva expiratória final (PEEP) para a energia dissipada por unidade de tempo⁴. Ambas as formulações são, em essência, descrições mecânicas de um sistema deformável submetido a carregamento cíclico.

Paralelamente, consolidou-se a compreensão de que o esforço inspiratório do próprio paciente pode ser lesivo. Esforços excessivos, frequentemente não reconhecidos pela monitorização convencional, associam-se à lesão pulmonar autoinfligida e à disfunção diafragmática induzida pelo ventilador, de modo que a proteção do pulmão e a do diafragma constituem objetivos que por vezes competem entre si⁵. Individualizar a ventilação significa, portanto, arbitrar continuamente esse compromisso a partir de medidas do estado mecânico e do esforço do paciente.

Do ponto de vista da engenharia, essa individualização é um problema clássico de controle sobre uma planta variante no tempo e parcialmente observável. Ela requer captar sinais fisiológicos por meio de transdutores de pressão e fluxo, condicioná-los e digitalizá-los, representá-los em modelos matemáticos da mecânica respiratória, estimar em tempo real os parâmetros desses modelos e realimentar essas estimativas em um algoritmo que ajusta as variáveis manipuladas dentro de limites de segurança. Trata-se de uma cadeia mecatrônica completa, cujo atuador final — o conjunto de válvulas proporcionais do ventilador — obedece a restrições de dinâmica de fluidos e de resposta mecânica que condicionam o desempenho de todo o laço.

A relevância do tema decorre de três fatores convergentes. Primeiro, a LPIV e a lesão autoinfligida são causas potencialmente evitáveis de morbimortalidade em terapia intensiva, e sua prevenção depende de monitorização individualizada^{1,5}. Segundo, o amadurecimento de sensores biomédicos, de sistemas embarcados e de algoritmos de controle adaptativo tornou tecnicamente viável a construção de ventiladores que ajustam a terapia às condições correntes do paciente^{6,7}. Terceiro, o assunto exige diálogo entre a fisiologia respiratória e a engenharia de instrumentação, modelagem e controle — diálogo que a literatura tende a travar em compartimentos separados, com revisões clínicas que tratam a tecnologia como caixa-preta e revisões técnicas que tomam os alvos fisiológicos como dados.

Esta revisão não pretende apresentar achados originais nem esgotar sistematicamente a literatura. Seu objetivo geral é articular, em um único corpo de texto, os fundamentos fisiológicos da personalização ventilatória e a cadeia técnica que a viabiliza. São objetivos específicos: (i) descrever os determinantes fisiológicos da individualização; (ii) caracterizar as tecnologias de sensoriamento, modelagem e controle empregadas; (iii) situar a evidência clínica disponível sobre o benefício da personalização; (iv) explicitar as contribuições específicas da engenharia mecânica clássica ao problema; e (v) propor um modelo conceitual integrador em

camadas funcionais. A pergunta que orienta o texto é: quais tecnologias permitem individualizar a ventilação mecânica segundo as características mecânicas e funcionais do sistema respiratório do paciente, e o que ainda impede que essa individualização se traduza em benefício clínico demonstrável?

2 METODOLOGIA

Trata-se de revisão narrativa de caráter interdisciplinar. A opção pelo delineamento narrativo, e não sistemático, é deliberada e decorre do objetivo do trabalho: articular dois campos que raramente dialogam, o que exige seleção intencional de fontes representativas de cada domínio em vez de mapeamento exaustivo de um domínio único. Essa escolha impõe limitações discutidas na seção 6.

A busca foi conduzida nas bases MEDLINE/PubMed, Scopus e em repositórios de acesso aberto (PMC, ScienceDirect, Frontiers), utilizando os descritores em inglês “personalized mechanical ventilation”, “respiratory mechanics”, “closed-loop ventilation”, “adaptive control”, “driving pressure”, “mechanical power” e “ventilator-induced lung injury”, combinados por operadores booleanos. Priorizaram-se estudos de síntese (revisões sistemáticas, metanálises e revisões narrativas de autores de referência) publicados entre 2023 e 2026 em periódicos indexados e revisados por pares, que contemplassem a dimensão fisiológica ou a dimensão tecnológica da personalização ventilatória.

4

A seleção foi intencional, realizada por conveniência a partir da leitura de títulos e resumos, sem duplo rastreamento independente, sem registro prévio de protocolo e sem avaliação formal de risco de viés. Foram selecionados cinco estudos de síntese, apresentados no Quadro 1, escolhidos por cobrirem de forma complementar as duas dimensões do problema: dois de orientação fisiológica e clínica e três de orientação tecnológica. A esse núcleo somaram-se referências seminais sobre mecânica respiratória e sobre os alvos ventilatórios contemporâneos, uma diretriz de sociedade científica e normas técnicas aplicáveis a ventiladores de terapia intensiva, incorporadas para dar sustentação conceitual e regulatória ao texto. A síntese foi organizada tematicamente e, em seguida, integrada no modelo em camadas apresentado na seção 3.5.

3 RESULTADOS

Estudo (ano)	Delineamento	Principais achados	Contribuição para esta revisão
Merola et al. (2026)	Revisão narrativa (Frontiers in Medicine)	Sistematiza os mecanismos da LPIV (barotrauma, volutrauma, atelectrauma e biotrauma), a heterogeneidade regional da aeração como multiplicadora local de estresse e as repercussões sistêmicas da lesão. Discute ferramentas fisiológicas à beira do leito para individualização.	Fornece a base fisiopatológica do porquê individualizar: define as variáveis-alvo que a cadeia de instrumentação precisa medir.
Muñoz et al. (2024)	Revisão sistemática e metanálise de 13 ECR	Estratégias personalizadas guiadas por imagem, pressão de distensão, pressão transpulmonar ou potência mecânica não reduziram significativamente a mortalidade na SDRA; desfechos secundários (dias livres de ventilador, oxigenação) sem diferenças relevantes. Os autores apontam a fenotipagem como direção prioritária.	Estabelece o limite da evidência clínica atual e delimita a principal ressalva desta revisão.
Warnaar et al. (2023)	Revisão sistemática de 149 publicações (PROSPERO CRD42022301715)	De 6.333 registros únicos, 149 foram incluídos; 131 (88%) modelaram mecânica pulmonar, 38 (26%) trocas gasosas e 36 (24%) homeostase gasosa; apenas 3 (2%) modelaram função muscular respiratória. O relato do projeto do modelo foi insatisfatório em 93% dos artigos e a validação em 21%. Dois modelos (Beacon e CURE Soft) atingiram avaliação em ECR.	Caracteriza o estado da modelagem computacional e evidencia a lacuna de verificação e validação.
Goossen et al. (2024)	Revisão sistemática de 51 ECR	A ventilação em malha fechada gere variáveis relevantes para a proteção pulmonar de modo ao menos equivalente ao das equipes assistenciais, com eventos adversos raramente relatados. Os autores registram, contudo, que a pesquisa disponível é insuficiente para avaliar de forma abrangente o impacto sobre desfechos do paciente e sobre a carga de trabalho da equipe.	Documenta o grau de automação já incorporado à prática e a incerteza que permanece sobre seus benefícios.
Guimarães e Esquinas (2026)	Minirrevisão (no prelo, Frontiers in Anesthesiology)	Sintetiza conceitos de malha fechada aplicados à ventilação não invasiva: compensação de vazamento, disparo e ciclagem automatizados, sincronização guiada por forma de onda, assistência proporcional e neuralmente ajustada, e	Estende a discussão à interface não invasiva, em que o vazamento impõe restrição adicional à estimação de sinais.

Estudo (ano)	Delineamento	Principais achados	Contribuição para esta revisão
		monitorização do esforço inspiratório.	

Quadro 1 — Estudos de síntese incluídos na revisão. Fonte: elaborado pelos autores.

3.1 Fundamentos fisiológicos da personalização

A revisão de Merola et al.¹ argumenta que a ventilação verdadeiramente protetora não pode apoiar-se apenas em faixas fixas de volume corrente, uma vez que a mesma prescrição produz estresse e deformação distintos conforme a aeração regional, a complacência e a recrutabilidade do pulmão. Os autores destacam a heterogeneidade microestrutural como característica definidora da SDRA: unidades colapsadas ou parcialmente aeradas que se reabrem de modo intermitente funcionam como concentradores locais de tensão e, por interdependência mecânica, sobredistendem as regiões aeradas adjacentes. Ferramentas fisiológicas à beira do leito — manometria esofágica, tomografia de impedância elétrica e ultrassonografia pulmonar — permitem estimar o estresse pulmonar, a distribuição regional da ventilação e o esforço do paciente, sustentando ajustes que evitam simultaneamente a sobredistensão e o colapso.

Esse raciocínio é indissociável do compromisso entre proteção pulmonar e proteção diafragmática. A assistência excessiva induz atrofia por desuso; a assistência insuficiente permite esforços inspiratórios que amplificam a deformação regional e podem lesar tanto o pulmão quanto o próprio músculo⁵. A janela terapêutica é, portanto, estreita e individual, o que constitui o argumento fisiológico central em favor da personalização.

A evidência clínica, porém, não acompanhou a solidez desse argumento. A metanálise de Muñoz et al.⁸, reunindo treze ensaios clínicos randomizados que empregaram estratégias guiadas por imagem, pressão de distensão, pressão transpulmonar ou potência mecânica em pacientes com SDRA, não encontrou redução significativa da mortalidade em relação aos protocolos convencionais, tampouco diferenças relevantes em dias livres de ventilador ou em oxigenação. Os autores concluem que a investigação futura deve concentrar-se na identificação de fenótipos específicos, e não na aplicação genérica de parâmetros personalizados. Esse achado converge com a orientação das diretrizes da European Society of Intensive Care Medicine, que dedicam domínio próprio à fenotipagem da SDRA e reconhecem a heterogeneidade da síndrome como obstáculo central à demonstração de eficácia de intervenções⁹.

3.2 Instrumentação e aquisição de sinais

A personalização depende, em primeiro lugar, de uma cadeia de instrumentação capaz de captar com fidelidade as variáveis mecânicas do sistema respiratório. Transdutores piezorresistivos ou capacitivos medem a pressão nas vias aéreas; associados a cateteres com balão esofágico, permitem estimar a pressão pleural e, por diferença, a pressão transpulmonar, que é a variável fisiologicamente pertinente para quantificar o estresse aplicado ao parênquima. O fluxo é obtido tipicamente por pneumotacógrafos de diferencial de pressão, dos tipos Fleisch ou Lilly, ou por sensores de fio quente, e o volume corrente resulta da integração temporal do sinal de fluxo.

A qualidade metrológica dessa etapa condiciona todo o restante da cadeia. A integração do fluxo acumula erros sistemáticos: qualquer desvio de linha de base, ainda que pequeno, propaga-se como deriva no volume estimado, o que exige correção contínua. A resposta em frequência do conjunto transdutor-tubulação precisa acomodar os transientes rápidos do início da inspiração sem introduzir atraso de fase, pois esse atraso compromete diretamente a sincronia entre o esforço do paciente e a resposta do ventilador. A filtragem anti-aliasing e a resolução da conversão analógico-digital devem ser dimensionadas ao conteúdo espectral dos sinais respiratórios; a especificação numérica desses parâmetros, contudo, varia entre fabricantes e não é uniformemente documentada na literatura revisada, razão pela qual não são aqui reproduzidos valores de referência.

Sensores acessórios complementam esse núcleo. Eletrodos de superfície para eletromiografia diafragmática fornecem estimativa do drive respiratório central e sustentam a assistência ventilatória neuralmente ajustada; abordagens baseadas em modelo têm sido propostas para extrair o esforço inspiratório a partir desses sinais¹⁰. Cintos de tomografia de impedância elétrica fornecem informação espacial sobre a distribuição regional da ventilação, dado que sensores de pressão e fluxo nas vias aéreas, por operarem na abertura da via aérea, não conseguem capturar. Convém registrar que essas modalidades permanecem restritas a um número limitado de pacientes e de unidades, o que constitui obstáculo prático relevante ao desenvolvimento e à validação de modelos que delas dependem⁶.

3.3 Modelagem matemática da mecânica respiratória

O elo entre os sinais brutos e a decisão do controlador é a modelagem matemática do sistema respiratório. O formalismo mais empregado clinicamente é o modelo de compartimento

único, que descreve a pressão nas vias aéreas como a soma de uma parcela resistiva e uma parcela elástica, conforme a equação do movimento do sistema respiratório:

$$Paw(t) = R \cdot V'(t) + E \cdot V(t) + P_o$$

Em que $Paw(t)$ é a pressão nas vias aéreas, R a resistência das vias aéreas, E a elastância do sistema respiratório (inverso da complacência), $V'(t)$ o fluxo instantâneo, $V(t)$ o volume instantâneo e P_o a pressão de referência ao final da expiração. A formulação deriva diretamente da tradição de caracterização mecânica do pulmão estabelecida na fisiologia respiratória clássica^{11,12}, e é a mesma equação que fundamenta, de modo implícito, modos comerciais como a ventilação assistida proporcional e a ventilação de suporte adaptativo⁶.

Os parâmetros R e E são estimados em tempo real por técnicas de identificação de sistemas — tipicamente regressão por mínimos quadrados recursivos ou filtragem de Kalman — aplicadas a janelas móveis do ciclo respiratório, o que permite ao modelo acompanhar variações da mecânica pulmonar. A estimação torna-se substancialmente mais difícil na presença de esforço inspiratório espontâneo, pois a pressão muscular constitui uma entrada não medida que se confunde com os parâmetros a estimar; contornar essa indeterminação é um dos problemas técnicos abertos da área¹⁰.

A revisão sistemática de Warnaar et al.⁶ oferece o mapeamento mais completo desse campo. Dos 6.333 registros únicos identificados, 149 publicações foram incluídas. A mecânica pulmonar foi modelada em 131 artigos (88%), predominantemente com finalidade de ventilação protetora; trocas gasosas apareceram em 38 (26%) e homeostase gasosa em 36 (24%), com aplicação sobretudo no controle da oxigenação e da eliminação de dióxido de carbono. Modelos de função muscular respiratória, voltados à proteção diafragmática, restringiram-se a três artigos (2%) e são de emergência recente. Os autores atribuem essa sub-representação à compreensão ainda incompleta da fisiopatologia da disfunção diafragmática e à escassez de dados adequados para o desenvolvimento desses modelos.

Modelos de maior complexidade — multicompartimentais ou que incorporam a não linearidade da curva pressão-volume próxima aos limites de recrutamento e de sobredistensão — oferecem maior fidelidade fisiológica ao custo de maior esforço computacional e de maior sensibilidade ao ruído de medição, impondo um compromisso de projeto entre acurácia e exequibilidade em tempo real. Dois modelos alcançaram o estágio de avaliação em ensaios

clínicos randomizados: o Beacon, voltado à proteção pulmonar e à otimização do trabalho respiratório, e o CURE Soft, dedicado à titulação de PEEP⁶.

O achado mais relevante dessa revisão para os fins do presente trabalho é de natureza metodológica. Avaliando os artigos segundo a norma ASME V&V 40¹³, os autores constataram que o relato do projeto do modelo foi insatisfatório em 93% dos casos e a validação em 21%; apenas doze artigos (8%) disponibilizaram o próprio modelo computacional. Ou seja, o obstáculo dominante não é a inexistência de modelos, mas a ausência de padrões consolidados de verificação, validação e quantificação de incerteza capazes de sustentar sua credibilidade clínica⁶.

3.4 Controle por realimentação e sistemas de malha fechada

A partir da mecânica estimada, o sistema de controle define a ação aplicada ao atuador. A arquitetura básica é uma malha de realimentação negativa: o valor medido de uma variável-alvo — pressão de distensão, volume corrente ou saturação periférica de oxigênio, conforme a aplicação — é comparado a um valor de referência, e o erro alimenta um algoritmo que ajusta a variável manipulada, como pressão inspiratória, fração inspirada de oxigênio ou frequência respiratória.

Os controladores variam em sofisticação. Estruturas proporcional-integral-derivativas, eventualmente com escalonamento de ganhos, são adequadas a laços mais simples, como o ajuste automático de PEEP e de fração inspirada de oxigênio. O controle preditivo baseado em modelo emprega o modelo de mecânica respiratória para prever a trajetória de pressão e volume nos ciclos seguintes e otimizar a ação sujeita a restrições explícitas de segurança, o que o torna particularmente apropriado a um domínio em que os limites são fisiológicos e não podem ser violados. Controladores adaptativos reestimam continuamente R e E e reajustam os ganhos em função da mecânica corrente, aproximando-se do comportamento de um regulador auto-ajustável.

A revisão sistemática de Goossen et al.⁷, que reuniu 51 ensaios clínicos randomizados, documenta que esses algoritmos já assumem, na prática, o ajuste de parâmetros tradicionalmente definidos pela equipe assistencial, gerindo variáveis relevantes para a proteção pulmonar de modo ao menos equivalente ao dos profissionais e com eventos adversos raramente relatados. Os autores são explícitos, contudo, quanto ao limite da evidência: a pesquisa disponível é insuficiente para avaliar de forma abrangente o impacto desses modos

sobre desfechos centrados no paciente e sobre a carga de trabalho das equipes. Trata-se, portanto, de tecnologia de desempenho técnico demonstrado e de benefício clínico ainda não estabelecido — assimetria que se repete, nesta revisão, em cada uma das camadas analisadas.

Na ventilação não invasiva, a mesma lógica encontra dificuldade adicional. Guimarães e Esquinas¹⁴ sintetizam os conceitos de malha fechada aplicáveis a essa modalidade: algoritmos de compensação que estimam e subtraem em tempo real o fluxo de fuga pela interface, disparo e ciclagem automatizados por reconhecimento de padrões na curva de fluxo, sincronização guiada por forma de onda, assistência proporcional e neuralmente ajustada, e estimativa do drive respiratório central. Como o vazamento introduz uma perturbação de magnitude variável entre o atuador e o paciente, a estimação de volume e de esforço torna-se estruturalmente menos confiável do que na ventilação invasiva. Os autores concluem que a maior parte das tecnologias disponíveis deve ser entendida como malha fechada parcial — automação de uma ou poucas variáveis sob supervisão humana — e não como sistema autônomo.

3.5 Segurança intrínseca e enquadramento normativo

Um requisito crítico desses sistemas é a robustez frente a incertezas de modelagem e à saturação dos atuadores. Projetos contemporâneos incorporam mecanismos de segurança intrínseca: limites de pressão implementados em hardware, monitoramento de plausibilidade dos sinais e reversão automática para modo convencional em caso de falha de sensor ou de não convergência do algoritmo. Essa camada não é acessória; é ela que torna admissível, do ponto de vista de risco, delegar decisões a um controlador.

O enquadramento normativo reflete essa preocupação. A norma ISO 80601-2-12, em sua terceira edição, estabelece requisitos particulares de segurança básica e desempenho essencial para ventiladores de terapia intensiva e trata explicitamente da condição em que o equipamento emprega uma variável fisiológica do paciente para ajustar os parâmetros da terapia, caracterizando-o então como sistema de controle fisiológico em malha fechada¹⁵. No plano dos modelos computacionais embarcados, a norma ASME V&V 40¹³ e as orientações regulatórias sobre credibilidade de modelagem e simulação em submissões de dispositivos médicos¹⁶ fornecem o arcabouço de avaliação — precisamente aquele cuja aplicação Warnaar et al.⁶ encontraram deficiente na literatura publicada.

3.6 Contribuições específicas da engenharia mecânica

Embora a literatura sobre ventilação personalizada seja habitualmente atribuída à engenharia biomédica, várias de suas questões centrais são problemas de engenharia mecânica em sentido estrito, e explicitá-los é uma das finalidades desta revisão.

O primeiro conjunto diz respeito à mecânica dos fluidos. A resistência das vias aéreas não é constante: o escoamento no interior da árvore brônquica transita entre regimes laminar e turbulento conforme a geração brônquica e a vazão instantânea, o que faz a queda de pressão depender do quadrado do fluxo em parcela crescente da faixa operacional. O termo $R \cdot V(t)$ da equação do movimento é, portanto, uma linearização — adequada para estimação em tempo real, mas que perde validade sob fluxos elevados ou em vias aéreas obstruídas. Reconhecer essa aproximação é indispensável para interpretar corretamente os parâmetros estimados.

O segundo conjunto refere-se ao comportamento do material. O parênquima pulmonar é viscoelástico: sua curva pressão-volume exhibe histerese, e a resposta a um degrau de pressão inclui componentes dependentes do tempo, com relaxamento de tensão. Um modelo puramente elástico atribui esses efeitos à elastância, introduzindo viés sistemático nas estimativas. A escolha entre representar ou desprezar a viscoelasticidade é uma decisão de modelagem com consequência direta sobre o desempenho do controlador.

O terceiro conjunto envolve o atuador. A capacidade de um controlador de impor uma trajetória de pressão é limitada pela dinâmica das válvulas proporcionais inspiratória e expiratória — tempo de resposta, histerese, zona morta, saturação de vazão. Nenhum ganho de sofisticação algorítmica compensa um atuador incapaz de executar a ação calculada, e a interação entre a banda passante do controlador e a do atuador determina a estabilidade do laço. Acrescente-se a complacência do circuito paciente-ventilador, que se comporta como elemento acumulador em paralelo ao pulmão e cuja compensação é requisito para a estimação correta do volume efetivamente entregue.

O quarto conjunto é termodinâmico e diz respeito ao condicionamento do gás inspirado — aquecimento e umidificação — cujo dimensionamento é problema de transferência de calor e massa, com repercussão clínica sobre a função mucociliar e sobre a resistência do circuito ao longo do tempo de uso.

Esses quatro conjuntos não constituem contribuições marginais. Eles determinam a validade dos modelos que alimentam o controlador, a fidelidade da execução das ações calculadas e, em última análise, a margem de segurança do sistema.

3.7 Síntese integradora: modelo em camadas

Os estudos analisados permitem organizar a cadeia técnica da ventilação personalizada em quatro camadas funcionais, análogas às de um sistema mecatrônico de controle:

Camada de instrumentação — aquisição de pressão nas vias aéreas, fluxo e volume e, quando disponíveis, pressão esofágica, eletromiografia diafragmática e tomografia de impedância elétrica.

Camada de processamento e estimação — filtragem digital e algoritmos de identificação de sistemas que convertem sinais brutos em estimativas de resistência, elastância, pressão de distensão, potência mecânica e esforço inspiratório.

Camada de decisão e controle — algoritmos proporcional-integral-derivativos, preditivos baseados em modelo ou adaptativos, que calculam a ação de atuação a partir do erro em relação aos alvos fisiológicos.

Camada de atuação e segurança — válvulas proporcionais do ventilador e limites codificados em hardware e software que restringem a ação do controlador a uma janela fisiologicamente admissível, com reversão automática em caso de falha.

O fluxo pode ser lido, portanto, como: paciente (mecânica pulmonar individual, esforço respiratório, função diafragmática) → sensores → identificação da mecânica e do esforço → sistema de controle → ajuste da ventilação dentro de limites de segurança, com realimentação contínua para a camada de instrumentação. A Figura 1 representa graficamente essa arquitetura.

[INSERIR FIGURA 1 — diagrama de blocos da malha de controle, com as quatro camadas funcionais, as variáveis medidas em cada transição e o laço de realimentação]

Figura 1 — Arquitetura em camadas da ventilação mecânica personalizada. Fonte: elaborada pelos autores.

O que essa organização evidencia é que a personalização não resulta de uma tecnologia isolada, mas do encadeamento entre conhecimento fisiológico — que define o que medir e por quê — e engenharia de instrumentação, modelagem e controle — que define como medir, representar e agir dentro de margens seguras. Cada camada impõe seu próprio limite ao desempenho do conjunto, e o desempenho global é governado pela camada mais fraca.

4 DISCUSSÃO

O resultado mais consistente desta revisão é uma assimetria: a racionalidade fisiológica e a maturidade tecnológica da personalização estão estabelecidas, mas a demonstração de benefício clínico não. Nenhuma das sínteses analisadas encontrou superioridade em mortalidade, e essa convergência entre trabalhos de escopos distintos^{7,8} merece explicação em vez de mera constatação.

Uma primeira explicação é a heterogeneidade da população. A SDRA não é uma doença, mas uma síndrome que agrupa mecanismos biológicos distintos. Se apenas um subgrupo se beneficia de determinada estratégia, a diluição em uma amostra heterogênea reduz o efeito médio a valores indetectáveis com os tamanhos amostrais usuais. É exatamente esse o raciocínio que leva Muñoz et al.⁸ a apontar a fenotipagem como prioridade e que motiva as diretrizes da ESICM a dedicar-lhe domínio específico⁹. Há evidência empírica congruente: o efeito da redução do volume corrente sobre a mortalidade varia conforme a elastância do sistema respiratório¹⁷, o que é a formulação precisa da hipótese de que a resposta ao ajuste ventilatório depende da mecânica individual.

Uma segunda explicação é de natureza metodológica e diz respeito ao braço controle. Os protocolos convencionais contemporâneos já incorporam limitação de volume corrente e de pressão de platô, de modo que a comparação não se dá entre personalização e ausência de proteção, mas entre duas formas de proteção. A margem de melhoria disponível é, por construção, estreita, e detectá-la exigiria estudos de porte muito superior ao dos ensaios até aqui realizados.

Uma terceira explicação, mais próxima da engenharia, refere-se à qualidade da estimativa. Se o controlador atua sobre parâmetros estimados com viés — por linearização da resistência, por desprezo da viscoelasticidade, por esforço inspiratório não medido ou por vazamento não compensado —, a personalização opera sobre uma representação imprecisa do paciente. O diagnóstico de Warnaar et al.⁶, segundo o qual a esmagadora maioria dos modelos publicados não documenta adequadamente premissas, análise de sensibilidade e quantificação de incerteza, é diretamente pertinente: sem quantificar a incerteza da estimativa, não é possível saber se a individualização está corrigindo ou introduzindo erro. A norma ASME V&V 40¹³ e as orientações regulatórias correspondentes¹⁶ existem precisamente para responder a essa questão, e sua adoção sistemática é provavelmente pré-requisito, e não consequência, da demonstração de eficácia clínica.

Uma quarta explicação é de disponibilidade. As modalidades de monitorização que dariam substrato à personalização mais fina — pressão esofágica, tomografia de impedância elétrica, eletromiografia diafragmática — permanecem concentradas em centros de pesquisa⁶. Isso cria um viés de contexto: as estratégias são testadas onde há mais recursos e experiência, o que compromete a generalização, ao mesmo tempo em que limita o volume de dados disponíveis para desenvolver e validar modelos de função muscular respiratória, hoje representados por apenas três dos 149 artigos revisados⁶.

Há, ainda, uma tensão de projeto que atravessa toda a literatura e que raramente é enunciada: a proteção pulmonar e a proteção diafragmática requerem, em determinadas situações, ações opostas⁵. Um controlador de variável única não pode resolver esse conflito; ele exige formulação multiobjetivo com pesos que dependem do estado clínico e da fase da doença. A predominância de modelos que representam exclusivamente a mecânica pulmonar⁶ sugere que a área ainda está, em larga medida, otimizando um objetivo por vez.

Por fim, cabe registrar a distinção entre modelos fisiológicos computacionais e abordagens baseadas em aprendizado de máquina. As primeiras derivam de princípios físicos e são explicáveis, permitindo auditar por que uma recomendação foi emitida; as segundas capturam padrões estatísticos em coortes e tendem a reproduzir a decisão de especialistas sem oferecer o mecanismo¹⁸. Em um domínio de suporte à vida, em que a rastreabilidade da decisão é requisito regulatório e clínico, essa diferença não é secundária. A hipótese mais promissora parece ser a combinação: emprego de métodos estatísticos para estimar parâmetros ou detectar transições de estado, com o modelo físico permanecendo como estrutura de decisão auditável⁶.

5 LIMITAÇÕES

Esta revisão apresenta limitações que devem ser consideradas na interpretação de seus achados. Por tratar-se de revisão narrativa, a seleção das fontes foi intencional e não exaustiva, o que a torna suscetível a viés de seleção: estudos relevantes podem ter sido omitidos, e não é possível afirmar que o conjunto analisado represente a totalidade da literatura disponível. Não houve registro prévio de protocolo, rastreamento por dois revisores independentes, avaliação formal de risco de viés nem síntese quantitativa.

O núcleo da revisão apoia-se em cinco estudos de síntese, o que introduz dependência de segunda ordem: os achados aqui reportados refletem as escolhas metodológicas e os critérios de inclusão desses trabalhos. Uma das fontes¹⁴ encontrava-se, no momento da redação, em versão

aceita e ainda não formatada definitivamente, condição que deve ser verificada antes da publicação. A restrição a publicações em inglês e português pode ter excluído contribuições relevantes em outros idiomas.

Por fim, a articulação entre os dois campos aqui proposta é conceitual e não foi submetida a validação empírica. O modelo em camadas apresentado na seção 3.7 constitui organização didática do conhecimento existente, não um sistema implementado ou testado.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A literatura recente confirma que a ventilação mecânica deixou de ser concebida como intervenção padronizada para ser tratada como terapia dinâmica e adaptativa, sustentada pela articulação entre fisiologia respiratória e engenharia de controle. Do lado clínico, complacência, pressão de distensão, potência mecânica e monitorização do esforço fornecem os alvos da individualização; do lado técnico, a instrumentação, a identificação de sistemas e os algoritmos de controle fornecem os meios de persegui-los dentro de limites seguros.

A evidência disponível, entretanto, não demonstra superioridade consistente das estratégias personalizadas sobre os protocolos convencionais em desfechos duros. Esse resultado não invalida a racionalidade da abordagem, mas redefine o que constitui progresso na área. As prioridades que emergem desta revisão são três: a identificação de fenótipos de pacientes que permita direcionar cada estratégia a quem dela se beneficia; a consolidação de padrões de verificação, validação e quantificação de incerteza para os modelos computacionais embarcados, sem os quais a personalização opera sobre representações de credibilidade desconhecida; e o tratamento explícito do conflito entre proteção pulmonar e proteção diafragmática como problema de otimização multiobjetivo.

A contribuição da engenharia mecânica a esse programa não se resume ao fornecimento de instrumentação. Ela está na caracterização do escoamento e do comportamento viscoelástico que definem os limites de validade dos modelos, na dinâmica dos atuadores que delimita o desempenho realizável do controlador e nos critérios de credibilidade de modelagem que a própria norma ASME V&V 40 codifica. A integração entre os dois campos é, nesse sentido, menos uma elegância conceitual do que a condição prática para que a individualização ventilatória se converta em benefício mensurável para o paciente.

REFERÊNCIAS

1. MEROLA R, Battaglini D, Schultz MJ, Rocco PRM. Physiology-guided personalized mechanical ventilation to prevent ventilator-induced lung injury. *Front Med (Lausanne)*. 2026;13:1764151. doi:10.3389/fmed.2026.1764151
2. THE ACUTE Respiratory Distress Syndrome Network. Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 2000;342(18):1301-8. doi:10.1056/NEJM200005043421801
3. AMATO MBP, Meade MO, Slutsky AS, Brochard L, Costa ELV, Schoenfeld DA, et al. Driving pressure and survival in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 2015;372(8):747-55. doi:10.1056/NEJMsai410639
4. GATTINONI L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringer P, Herrmann P, Moerer O, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Med*. 2016;42(10):1567-75. doi:10.1007/s00134-016-4505-2
5. GOLIGHER EC, Dres M, Patel BK, Sahetya SK, Beitler JR, Telias I, et al. Lung- and diaphragm-protective ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2020;202(7):950-61. doi:10.1164/rccm.202003-0655CP
6. WARNAAR RSP, Mulder MP, Fresiello L, Cornet AD, Heunks LMA, Donker DW, et al. Computational physiological models for individualised mechanical ventilation: a systematic literature review focussing on quality, availability, and clinical readiness. *Crit Care*. 2023;27(1):268. doi:10.1186/s13054-023-04549-9
7. GOOSSEN RL, Schultz MJ, Tschernko E, Chew MS, Robba C, Paulus F, et al. Effects of closed loop ventilation on ventilator settings, patient outcomes and ICU staff workloads: a systematic review. *Eur J Anaesthesiol*. 2024;41(6):438-46. doi:10.1097/EJA.0000000000001972
8. MUÑOZ J, Cedeño JA, Castaneda G, Visedo LC. Personalized ventilation adjustment in ARDS: a systematic review and meta-analysis of image, driving pressure, transpulmonary pressure, and mechanical power. *Heart Lung*. 2024;68:305-15. doi:10.1016/j.hrtlng.2024.08.013
9. GRASSELLI G, Calfee CS, Camporota L, Poole D, Amato MBP, Antonelli M, et al.; European Society of Intensive Care Medicine Taskforce on ARDS. ESICM guidelines on acute respiratory distress syndrome: definition, phenotyping and respiratory support strategies. *Intensive Care Med*. 2023;49(7):727-59. doi:10.1007/s00134-023-07050-7
10. GRASHOFF J, Petersen E, Waltersbacher S, Rostalski P. Model-based estimation of inspiratory effort using surface EMG. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2023;70(1):247-58. doi:10.1109/TBME.2022.3188183
11. OTIS AB, Fenn WO, Rahn H. Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol*. 1950;2(11):592-607. doi:10.1152/jappl.1950.2.11.592

12. MEAD J. Mechanical properties of lungs. *Physiol Rev.* 1961;41:281-330. doi:10.1152/physrev.1961.41.2.281
13. AMERICAN Society of Mechanical Engineers. ASME V&V 40-2018: assessing credibility of computational modeling through verification and validation — application to medical devices. New York: ASME; 2018.
14. GUIMARÃES F, Esquinas AM. Closed-loop non-invasive ventilation in critical care: current evidence and clinical perspectives. *Front Anesthesiol.* 2026;5. doi:10.3389/fanes.2026.1948602 [publicação antecipada; verificar dados finais de paginação antes da submissão]
15. INTERNATIONAL Organization for Standardization. ISO 80601-2-12:2023: medical electrical equipment — part 2-12: particular requirements for basic safety and essential performance of critical care ventilators. 3rd ed. Geneva: ISO; 2023.
16. U.S. Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. Assessing the credibility of computational modeling and simulation in medical device submissions. Silver Spring: FDA; 2021.
17. GOLIGHER EC, Costa ELV, Yarnell CJ, Brochard LJ, Stewart TE, Tomlinson G, et al. Effect of lowering tidal volume on mortality in acute respiratory distress syndrome varies with respiratory system elastance. *Am J Respir Crit Care Med.* 2021;203(11):1378-85. doi:10.1164/rccm.202009-3536OC
18. GALLIFANT J, Zhang J, Del Pilar Arias Lopez M, Zhu T, Camporota L, Celi LA, et al. Artificial intelligence for mechanical ventilation: systematic review of design, reporting standards, and bias. *Br J Anaesth.* 2022;128(2):343-51. doi:10.1016/j.bja.2021.09.025