

Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power

L. Gattinoni, T. Tonetti, M. Cressoni, P. Cadringer, P. Herrmann, O. Moerer, A. Protti, M. Gotti, C. Chiurazzi, E. Carlesso, D. Chiumello & M. Quintel

Intensive Care Medicine volume 42, pages 1567–1575 (2016)

Dịch bài: BS Đặng Thanh Tuấn – BV Nhi Đồng 1

Tóm tắt

Mục đích

Chúng tôi giả thuyết rằng các nguyên nhân liên quan đến máy thở gây tổn thương phổi có thể được thống nhất trong một biến số duy nhất: năng lượng cơ học. Chúng tôi đã đánh giá xem liệu năng lượng cơ học được đo bằng các vòng áp lực - thể tích có thể được tính toán từ các thành phần của nó: thể tích khí lưu thông (TV)/áp lực đẩy (ΔP_{aw}), lưu lượng, áp lực dương cuối thì thở ra (PEEP) và tần số hô hấp (RR). Nếu vậy, có thể ước tính được đóng góp tương đối của mỗi biến vào năng lượng cơ học.

Phương pháp

Chúng tôi tính năng lượng cơ học bằng cách nhân từng thành phần của phương trình chuyển động với sự biến thiên của thể tích và RR (xem box bên dưới) trong đó ΔV là thể tích khí lưu thông, EL_{rs} là độ đàn hồi của hệ hô hấp, I:E là tỷ số thời gian hít vào-thở ra và R_{aw} là sức cản của đường thở. Ở 30 bệnh nhân phổi bình thường và 50 bệnh nhân

ARDS, năng lượng cơ học được tính toán thông qua phương trình năng lượng và được đo từ đường cong áp lực - thể tích động ở PEEP 5 và 15 cmH₂O và TV 6, 8, 10, và 12 ml/kg. Sau đó, chúng tôi tính toán ảnh hưởng của các biến thành phần riêng lẻ lên năng lượng cơ học.

Kết quả

Năng lượng cơ học được tính toán và đo lường là tương tự nhau ở PEEP 5 và 15 cmH₂O cả ở người bình thường và ở bệnh nhân ARDS (độ dốc = 0,96, 1,06, 1,01, 1,12 tương ứng, $R^2 > 0,96$ và $p < 0,0001$ cho tất cả). Năng lượng cơ học tăng theo cấp số nhân với TV, ΔP_{aw} , và lưu lượng (số mũ = 2) cũng như với RR (số mũ = 1,4) và tuyến tính với PEEP.

Kết luận

Phương trình năng lượng cơ học có thể giúp ước tính sự đóng góp của các nguyên nhân tổn thương phổi liên quan đến máy thở và các biến thể của chúng. Phương trình này có thể dễ dàng thực hiện trong mọi phần mềm của máy thở.

$$\text{Power}_{rs} = RR \cdot \left\{ \Delta V^2 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot EL_{rs} + RR \cdot \frac{(1 + I:E)}{60 \cdot I:E} \cdot R_{aw} \right] + \Delta V \cdot PEEP \right\},$$

Giới thiệu

Tổn thương phổi do máy thở/thông khí (VILI, *Ventilator/ventilation-induced lung injuries*) là kết quả của sự tương tác giữa những gì máy thở cung cấp cho nhu mô phổi và cách nhu mô phổi tiếp nhận nó. Qua nhiều thập kỷ, sự hiểu biết của chúng ta về hai thực thể này ngày càng tăng lên: từ một phía, các thành phần khác nhau của tải trọng máy thở đã được nhấn mạnh khác nhau; mặt khác, các tình trạng của nhu mô phổi quyết định phản ứng với một tải trọng máy thở nhất định đã được nghiên cứu và làm rõ. Các nguyên nhân gây VILI do máy thở tạo ra bao gồm áp lực [1], thể tích [2], lưu lượng [3] và tần số hô hấp [4, 5]. Mặt khác, tình trạng phổi tạo thuận lợi cho VILI chủ yếu phụ thuộc vào số lượng phù nề, dẫn đến giảm kích thước phổi [6], tăng tính không đồng nhất của phổi, tăng yếu tố tăng căng thẳng (*stress risers*) [7] và xẹp và giải xẹp phổi theo chu kỳ (*cyclic collapse and decollapse*) [8, 9]. Ở đây, chúng ta bỏ qua các yếu tố “ngoài phổi” như tưới máu, pH, áp lực khí và nhiệt độ. Rõ ràng, máy thở và các nguyên nhân phổi gây ra VILI có thể tương tác với nhau. Ví dụ, áp lực dương cuối thì thở ra (PEEP) ở một mặt làm tăng tải áp lực của máy thở, và mặt khác có thể làm giảm tính không đồng nhất của phổi và xẹp/giải xẹp phổi theo chu kỳ thở. Tuy nhiên, sự phân biệt giữa đóng góp của máy thở và phổi đối với VILI có thể giúp đạt được chiến lược phòng ngừa VILI tốt hơn. Trên thực tế, cần xem xét rằng tất cả các nguyên nhân liên quan đến máy thở của VILI, mặc dù được nghiên cứu riêng rẽ, đều là các thành phần của một biến số vật lý duy nhất (tức là năng lượng cơ học), trong khi hầu hết các nguyên nhân liên quan đến phổi của VILI chủ yếu là hậu quả của lượng phù (tức là mức độ nghiêm trọng của ARDS, ít nhất là trong giai đoạn đầu). Nếu chúng ta xem xét cài đặt thông khí, rõ ràng là

thể tích, áp lực và lưu lượng của khí lưu thông là tất cả các thành phần của tải năng lượng, được biểu thị trên một đơn vị thời gian, là năng lượng cơ học. Trong bài báo này, chúng tôi muốn đề xuất một mô hình đơn giản để định lượng năng lượng cơ học tại giường bệnh và thảo luận về sự liên quan có thể có của nó trong việc thiết lập một hệ thống thông khí cơ học “an toàn”.

Phương pháp

Phương trình năng lượng cơ học

Phương trình chuyển động

Theo phương trình chuyển động cổ điển [10] (có bổ sung PEEP [11]), tại bất kỳ thời điểm nào, áp lực (P) trong toàn bộ hệ hô hấp bằng:

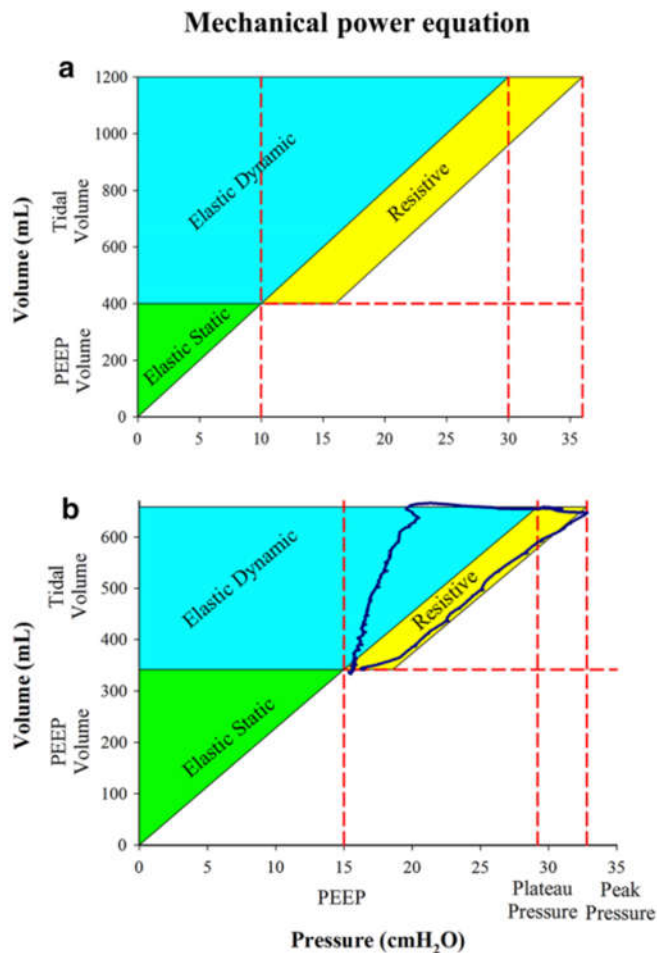
$$P = EL_{rs} \cdot \Delta V + R_{aw} \cdot F + PEEP. \quad (1)$$

Trên thực tế, mọi thành phần của phương trình chuyển động đều là áp lực:

- $EL_{rs} \times \Delta V = \Delta P$ (thành phần áp lực do độ đàn hồi), là $EL_{rs} = (P_{plat} - PEEP)/\Delta V$ (tức là độ đàn hồi của hệ hô hấp).
- $R_{aw} \times F = P_{peak} - P_{plat}$ (thành phần áp lực do chuyển động), là $R_{aw} = (P_{peak} - P_{plat})/F$,
- $PEEP = P_{end-expiration}$ không liên quan đến chuyển động, nhưng nó thể hiện sức căng cơ bản của phổi, vì nó là áp lực hiện có trong hệ hô hấp khi ΔV và lưu lượng bằng không.

Năng lượng mỗi hơi thở

Trong hình 1, chúng ta biểu diễn năng lượng phải tác dụng vào hệ hô hấp để tăng thể tích (ΔV) trên thể tích nghỉ. Để rõ ràng hơn, chúng tôi giả định rằng đường cong áp lực - thể tích của hệ hô hấp (hoặc của phổi) là tuyến tính trong phạm vi thể tích được xem xét, tức là lên đến vùng của tổng dung tích phổi (TLC).



Hình 1 a Một biểu diễn bằng đồ thị của phương trình năng lượng. Hình vẽ bao gồm một hình tam giác lớn (màu xanh lá cây cộng với xanh da trời), hình bình hành (sức cản, màu vàng) được thêm vào bên phải. Tam giác bên trái của tam giác lớn đại diện cho tổng thể tích (tức là thể tích TV + PEEP), trong khi tam giác trên đại diện cho áp lực bình nguyên. Độ dốc của cạnh huyền thể hiện độ giãn nở của hệ thống, (trong trường hợp của chúng tôi là $1200 \text{ ml}/30 \text{ cmH}_2\text{O} = 40 \text{ ml}/\text{cmH}_2\text{O}$). Diện tích của tam giác lớn này là tổng năng lượng đàn hồi có ở áp lực bình nguyên và bằng với $(1200 \text{ ml} \times 30 \text{ cmH}_2\text{O})/2 \times 0,000098 = 1764 \text{ J}$. Tổng năng lượng đàn hồi này có hai thành phần: tam giác nhỏ hơn (đàn hồi tĩnh, màu xanh lục), biểu thị năng lượng được phân phối chỉ một lần khi PEEP được áp dụng và hình thang hình chữ nhật lớn

hơn (đàn hồi động, màu xanh), có diện tích đại diện cho năng lượng đàn hồi được phân phối tại mỗi nhịp thở theo chu kỳ. Lưu ý rằng hình thang chữ nhật là kết quả của tổng của hai thành phần (cả hai phương): hình chữ nhật có diện tích là $TV \times PEEP$ (thành phần thứ ba của phương trình lũy thừa) và hình tam giác có diện tích là $TV \times \Delta P_{aw} \times 1/2$, bằng $EL_{rs} \times TV \times 1/2$ (thành phần đầu tiên của phương trình năng lượng). Thành phần thứ ba của phương trình năng lượng là diện tích được mô tả bởi hình bình hành Sức cản (màu vàng), có diện tích bằng $(P_{peak} - P_{plat}) \times TV$. **b** Vòng lặp áp lực - thể tích động thu được ở PEEP 15 cmH₂O, với các thông số đo được như sau: P_{peak} 32,8 cmH₂O, P_{plat} 29,2 cmH₂O, TV 303 ml. Năng lượng đo được, tức là diện tích của hình thang được mô tả bởi đường màu xanh lam, đường áp lực đỉnh (đáy chính), đường PEEP (đáy nhỏ) và đường TV (chiều cao) là 0,77 J, được tính là 0,80 J. Với RR = 18 bpm, năng lượng đo được khi đó là 13,9 J/phút và năng lượng tính toán là 14,4 J/phút

- Năng lượng mỗi hơi thở ở ZEEP. Năng lượng (tức là khu vực giữa đường bơm phồng và trực y) là tích của giá trị tuyệt đối của áp lực (P) nhân với sự biến thiên của thể tích (ΔV), tức là $P \times \Delta V$. Do đó, khi PEEP bằng 0, năng lượng được áp dụng để bù cho độ đàn hồi sẽ là diện tích của tam giác, tức là $1/2 \times P_{plat} \times \Delta V$.
- Năng lượng mỗi hơi thở với PEEP. Khi PEEP được áp dụng, năng lượng để đạt đến thể tích PEEP (ΔV_{PEEP}) sẽ bằng $1/2 \times PEEP \times \Delta V_{PEEP}$, nhưng sẽ chỉ cần một lần (miễn là PEEP sẽ được duy trì), vì trong quá trình thông khí khí lưu thông ΔV_{PEEP} bằng 0 và do đó số hạng $1/2 \times P \times \Delta V$ cũng bằng không. Tuy nhiên, khi có PEEP, cần nhiều năng lượng hơn để làm phồng phổi. Theo đó, năng lượng cần thiết để TV đạt đến mức P là $\Delta P + PEEP$ (tức là mức P)

nhân với thể tích dịch chuyển từ thể tích PEEP lên đến thể tích bình nguyên. Năng lượng này bằng diện tích của hình thang có P và PEEP là đáy và TV là chiều cao (xem Hình 1). Để có một cuộc thảo luận chi tiết hơn về vai trò của PEEP, hãy xem Phụ lục Điện tử, phần E-1.

- Năng lượng mỗi hơi thở cho chuyển động của khí. Năng lượng này gần bằng diện tích của hình bình hành bên phải của Hình 1, trong đó một mặt là $(P_{\text{peak}} - P_{\text{plat}})$ và mặt kia là ΔV . Biểu diễn này thực sự là một sự đơn giản hóa thực tế, vì nó có thể thay đổi trong quá trình thông khí được kiểm soát thể tích hoặc kiểm soát áp lực.

Theo đó, chúng ta có thể tính năng lượng mỗi hơi thở nhân mỗi áp lực trong phương trình chuyển động với sự biến thiên thể tích, như sau:

$$E_{\text{breath}} = \Delta V \cdot \Delta V \cdot EL_{\text{rs}} \cdot \frac{1}{2} + \Delta V \cdot R_{\text{aw}} \cdot F + \Delta V \cdot \text{PEEP}. \quad (2)$$

Số hạng đầu tiên của phương trình (2), bằng $\Delta V \times \Delta P$, đã được chia cho 2 (diện tích tam giác) để tính gần đúng tích phân của chúng (xem Hình 1a), trong khi số hạng thứ hai và thứ ba thì không. yêu cầu bất kỳ hiệu chỉnh nào, vì chúng đại diện cho một phép tính tiến song song dọc theo trục.

Từ phương trình (2):

$$E_{\text{breath}} = \Delta V^2 \cdot EL_{\text{rs}} \cdot \frac{1}{2} + \Delta V \cdot \left(R_{\text{aw}} \cdot \frac{\Delta V}{T_{\text{insp}}} \right) + \Delta V \cdot \text{PEEP}. \quad (3)$$

Vì vậy:

$$E_{\text{breath}} = \Delta V^2 \cdot \left(EL_{\text{rs}} \cdot \frac{1}{2} + \frac{1}{T_{\text{insp}}} \cdot R_{\text{aw}} \right) + \Delta V \cdot \text{PEEP}. \quad (4)$$

Để biểu thị T_{insp} như một hàm của tần số hô hấp (RR) và tỷ số hít vào-thở ra (I:E), cả hai đều có sẵn trong mọi cài đặt của máy thở, có thể áp dụng suy ra sau:

Giả thuyết:

$$T_{\text{insp}}/T_{\text{exp}} = I/E,$$

$$T_{\text{insp}} + T_{\text{exp}} = T_{\text{tot}},$$

$$T_{\text{tot}} = 60/\text{RR}.$$

$$T_{\text{insp}} = T_{\text{tot}} \times (I:E/(1 + I:E))$$

Do đó, thay thế T_{insp} trong phương trình (4):

$$E_{\text{breath}} = \Delta V^2 \cdot \left(EL_{\text{rs}} \cdot \frac{1}{2} + \text{RR} \cdot \frac{(1 + I:E)}{60 \cdot I:E} \cdot R_{\text{aw}} \right) + \Delta V \cdot \text{PEEP} \quad (5)$$

Nếu chúng ta biểu thị thể tích bằng lít và áp lực bằng cmH₂O, thì tích của chúng nhân với 0,098 sẽ được biểu thị bằng Joules.

Năng lượng cơ học

Theo phương trình (5), năng lượng cơ học tính bằng J/phút sẽ là:

$$\text{Power}_{\text{rs}} = 0.098 \cdot \text{RR} \cdot \left\{ \Delta V^2 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot EL_{\text{rs}} + \text{RR} \cdot \frac{(1 + I:E)}{60 \cdot I:E} \cdot R_{\text{aw}} \right] + \Delta V \cdot \text{PEEP} \right\}. \quad (6)$$

Từ công thức trên, có thể tính được ảnh hưởng của việc thay đổi bất kỳ biến số nào (thể tích khí lưu thông, áp lực đẩy, tần số hô hấp, lực cản) đến cơ năng tác dụng lên hệ hô hấp.

Đối với một phiên bản đơn giản của phương trình (6) và để tính toán năng lượng cơ học được áp dụng cho phổi thay vì cho toàn bộ hệ thống hô hấp, hãy xem Phần Bổ sung Điện tử, phần E-2 và E-3.

Năng lượng đo đạc/năng lượng sử dụng

Chúng tôi sử dụng dữ liệu từ một nghiên cứu trước đó, bao gồm 30 bệnh nhân có phổi bình thường (19 đối tượng phẫu thuật và 11 đối tượng kiểm soát y tế) không có ARDS và 50 bệnh nhân ARDS (nhẹ = 26, trung bình = 16, nặng = 8). Các đặc điểm của dân số được tóm tắt trong Bảng 1 (chi tiết hơn có thể được tìm thấy trong bảng 1-3 của nghiên cứu ban đầu) [12]. Mỗi bệnh nhân có và không có ARDS được kiểm tra với bốn thể tích khí lưu thông (6, 8, 10 và 12 ml/kg) và hai mức PEEP (5 và 15 cmH₂O). Áp lực đường thở (Paw) và lưu lượng được ghi lại ở 100 Hz và được xử lý trên một hệ thống thu thập dữ liệu chuyên dụng (Colligo; Elekton, Milan, Ý). Năng lượng áp dụng cho mỗi lần thở đã được đo bằng cách sử dụng đường cong áp lực-thể tích động được ghi lại trong quá trình thông khí theo chu kỳ thở. Năng lượng cung cấp cho mỗi lần thở

(đường thở + hệ hô hấp) được định nghĩa là diện tích giữa nhánh hít vào của áp lực đường thở và trục thể tích (xem Hình 1b). Lưu ý rằng áp lực được biểu thị bằng giá trị tuyệt đối (nghĩa là bao gồm PEEP) trong khi thể tích được biểu thị bằng thể tích delta phía trên EELV. Tích phân của diện tích áp lực-thể tích, được đo bằng lít × cmH₂O, sau đó được biểu thị bằng Joules (1 l × cmH₂O = 0,000098 J). Năng lượng cơ học có được bằng cách nhân năng lượng mỗi hơi thở với tần số hô hấp.

Phương pháp thống kê

Hồi quy logistic đơn biến được sử dụng để đánh giá mối liên hệ giữa năng lượng cơ học đo được và tính toán. Để đánh giá thêm sự thống nhất giữa các giá trị năng lượng cơ học đo được và tính toán, đồ thị Bland – Altman đã được sử dụng. Phân tích được thực hiện bằng phần mềm SAS, v.9.2 (Viện SAS, Cary, NC, Hoa Kỳ).

Bảng 1 Đặc điểm của bệnh nhân

Đặc điểm	Nhóm kiểm soát, phẫu thuật (n = 19)	Nhóm kiểm soát, nội khoa (n = 11)	Bệnh nhân ARDS nhẹ (n = 26)	Bệnh nhân ARDS trung bình và nặng (n = 24)	p value
Age, years	56 ± 14	51 ± 18	64 ± 15	57 ± 16	0.11
Female sex, no. of patients	12	5	12	6	0.09
Body mass index, kg/m ²	24 ± 2	23 ± 2	23 ± 3	25 ± 5	0.58
Height, cm	168 ± 7	169 ± 8	172 ± 10	172 ± 9	0.35
TV/IBW, mL/kg	9.9 ± 2.0	8.7 ± 1.7	9.0 ± 2.2	8.8 ± 2.3	0.29
Minute ventilation, l/min	6.3 ± 1.0	7.5 ± 1.5	7.3 ± 1.5	9.1 ± 2.5	<0.0001
Respiratory rate, bpm	10.7 ± 2.6	13.0 ± 4.9	12 ± 4	16 ± 4	0.0002
Respiratory system elastance, cmH ₂ O/l	19 ± 6	24 ± 6	24 ± 9	26 ± 8	0.02
FRC, ml	1715 ± 734	1166 ± 392	1088 ± 391	1013 ± 593	0.002
PaO ₂ /FiO ₂	443 ± 101	314 ± 77	249 ± 30	126 ± 43	<0.0001

Kết quả

Năng lượng cơ học tính toán so với đo được

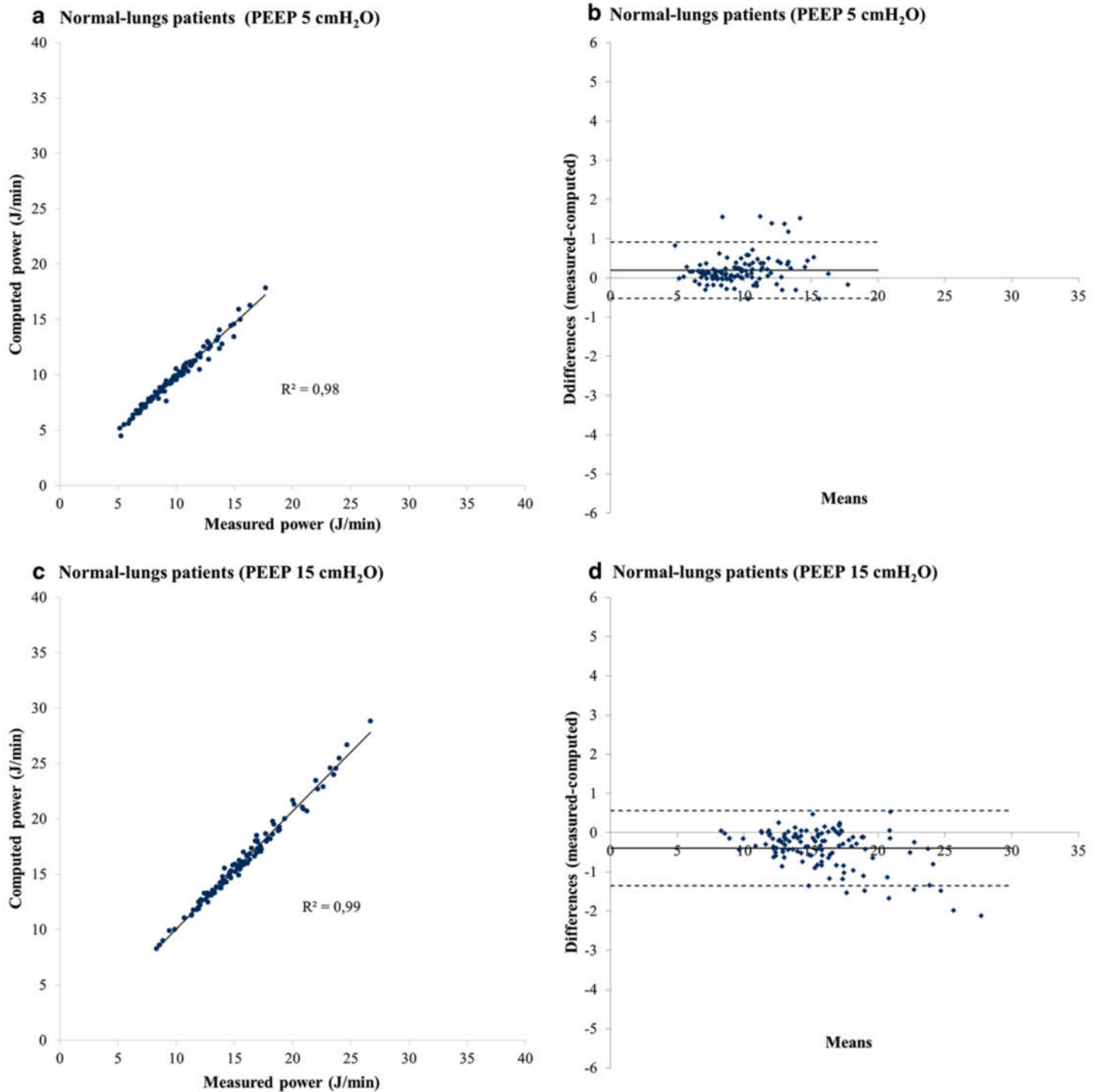
Hồi quy giữa năng lượng cơ học được đo và tính toán ở 30 bệnh nhân thở máy đối với các bệnh lý không liên quan đến phổi (tức là phổi “bình thường”) được báo cáo trong Hình 2a (PEEP 5 cmH₂O) và bảng C (PEEP 15 cmH₂O). Năng lượng cơ học được đo ở 6, 8, 10, 12 ml/kg TV, chiếm 120 phép đo cho mỗi mức PEEP. Năng lượng cơ học đo được (trục x) tương quan chặt chẽ với năng lượng được tính toán thông qua phương trình năng lượng, theo các hồi quy sau: được tính = $0,96 \times \text{đo được} + 0,16$, $R^2 = 0,98$, $p < 0,0001$ (ở PEEP 5 cmH₂O) và được tính = $1,05 \times \text{đo được} - 0,52$, $R^2 = 0,99$, $p < 0,0001$ (ở PEEP 15 cmH₂O). Các đồ thị Bland – Altman được báo cáo trong Hình 2b, d. Như được chỉ ra, ở PEEP 5 cmH₂O, trung bình của sự khác biệt là 0,196 J/phút, giới hạn trên của thỏa thuận là 0,916 J/phút, giới hạn dưới của thỏa thuận là -0,525 J/phút. Ở PEEP 15 cmH₂O, giá trị trung bình của sự khác biệt là -0,396 J/phút, giới hạn trên của thỏa thuận là 0,560 J/phút và giới hạn dưới của thỏa thuận là -1,353 J/phút.

Hồi quy giữa năng lượng cơ học được đo và tính toán ở 50 bệnh nhân ARDS được báo cáo trong Hình 3a (PEEP 5 cmH₂O) và Hình 3c (PEEP 15 cmH₂O). Năng lượng cơ học được đo ở 6, 8, 10, 12 ml/kg TV, chiếm 200 phép đo cho mỗi mức PEEP. Năng lượng cơ học đo được (trục x) tương quan chặt chẽ với năng lượng được tính toán thông qua phương trình năng lượng, theo các hồi quy sau: được tính = $1,01 \times \text{đo được} - 0,48$, $R^2 = 0,96$, $p < 0,0001$ (ở PEEP 5 cmH₂O) và được tính = $1,12 \times \text{đo được} - 1,38$, $R^2 = 0,97$, $p < 0,0001$ (ở PEEP 15 cmH₂O). Các đồ thị Bland –

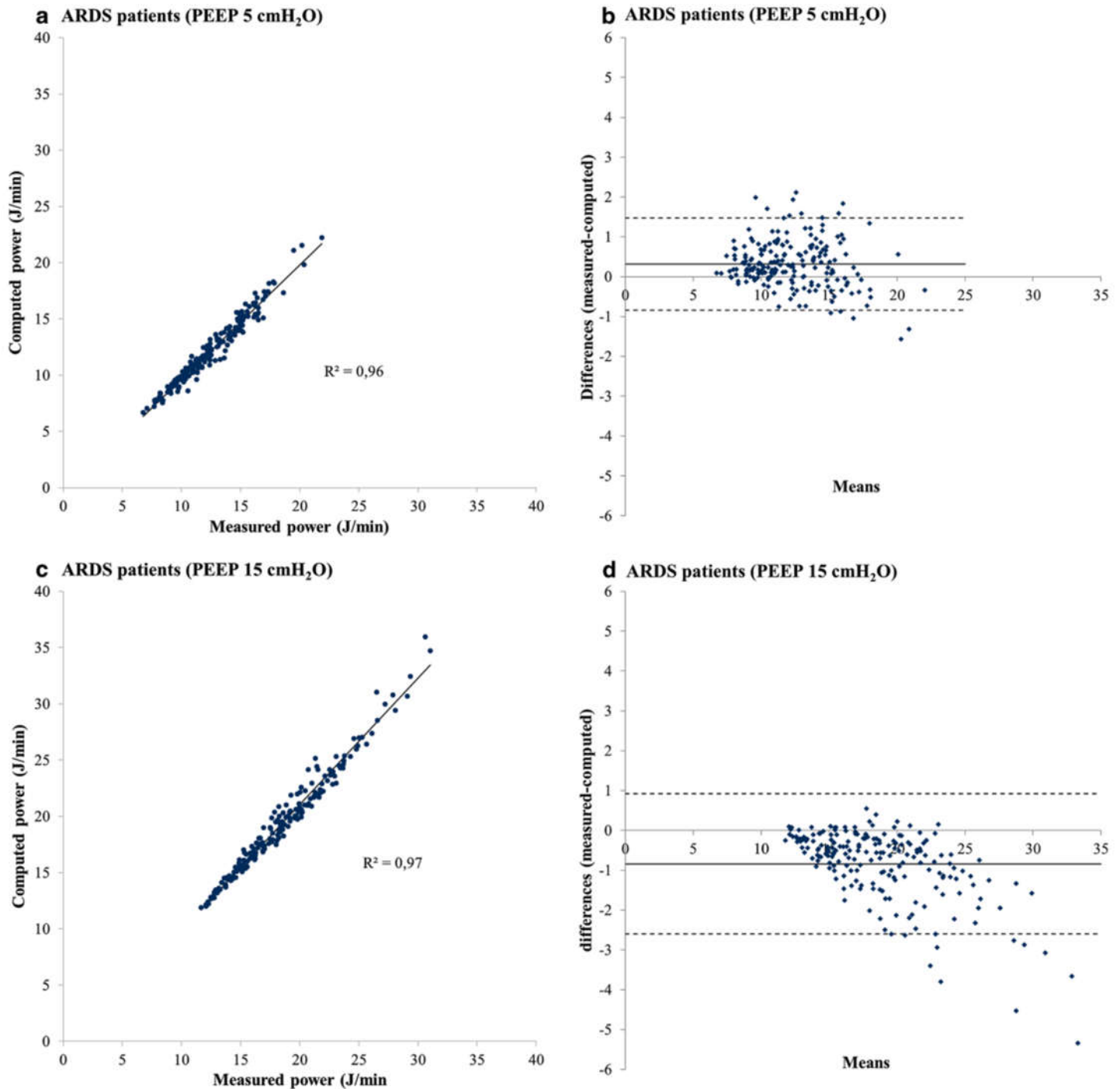
Altman được báo cáo trong Hình 3b, d. Như được chỉ ra, ở PEEP 5 cmH₂O trung bình của sự khác biệt là 0,316 J/phút, giới hạn trên của thỏa thuận là 1,471 J/phút, giới hạn dưới của thỏa thuận là -0,840 J/phút. Ở PEEP 15 cmH₂O, trung bình của sự khác biệt là -0,840 J/phút, giới hạn trên của thỏa thuận là 0,924 J/phút và giới hạn dưới của thỏa thuận là -2,604 J/phút.

Ảnh hưởng của các thông số thông khí đến năng lượng cơ học

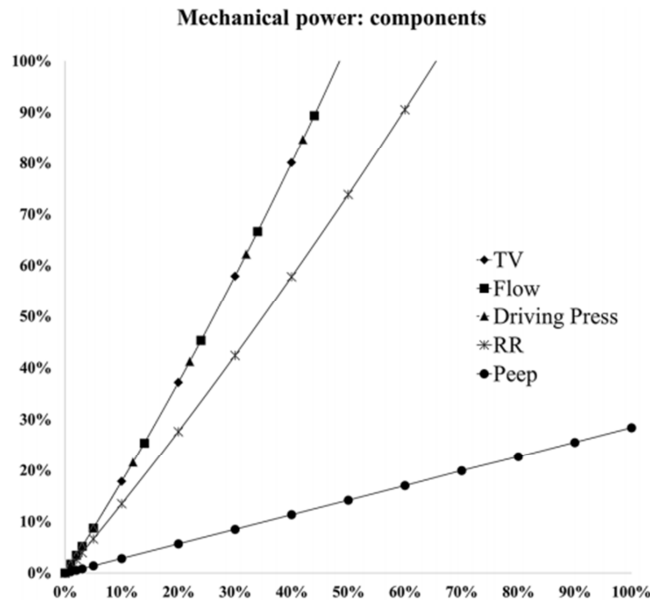
Trong Hình 4, bắt đầu từ điều kiện bình thường (EL_{rs} 10 cmH₂O/l, R_{aw} 8 cmH₂O/l/s), chúng tôi cho thấy những thay đổi của năng lượng cơ học như là một hàm của sự gia tăng của một trong các thành phần của nó (TV, ΔP_{aw} , lưu lượng hít vào, RR và PEEP) trong các bước 10%, trong khi các thành phần khác được duy trì không đổi. Như được minh họa, cùng một tỷ lệ phần trăm thay đổi của TV, áp lực đẩy và lưu lượng hít vào tạo ra mức tăng năng lượng cơ học theo cấp số nhân giống hệt nhau (lũy thừa = 2), tức là tăng gấp đôi TV (ví dụ: từ 6 đến 12 ml/kg), tạo ra gấp bốn lần tăng năng lượng cơ học. Đối với cùng một tỷ lệ phần trăm tăng của tần số, năng lượng cơ học tăng theo cấp số nhân, nhưng với số mũ là 1,4, trong khi sự gia tăng của PEEP gây ra sự gia tăng tuyến tính của năng lượng cơ học. Ảnh hưởng đến năng lượng cơ học của những thay đổi trong sức cản đường thở và độ đàn hồi của hệ thống hô hấp được báo cáo trong Hình 5. Ảnh hưởng của sự kết hợp khác nhau của các biến số máy thở lên năng lượng cơ học có thể được xem trên chương trình máy tính ad hoc, có thể tải xuống từ liên kết sau : <http://www.ains.med.uni-goettingen.de/de/abteilung-anaesthesiologie/forschung/energy-calculator-software>.



Hình 2 Đối tượng bình thường. a, c Năng lượng cơ học được tính tại PEEP 5 và 15 cmH₂O (trục y) được vẽ dưới dạng hàm của năng lượng đo được (trục x). Tại PEEP 5 cmH₂O, $y = 0,9633x + 0,1609$; ở PEEP 15 cmH₂O, $y = 1,0592x - 0,5218$. b, d Các đồ thị Bland – Altman tương ứng (xem văn bản để biết chi tiết)



Hình 3 Bệnh nhân ARDS. a, c Năng lượng cơ học được tính tại PEEP 5 và 15 cmH₂O (trục y) được vẽ dưới dạng hàm của năng lượng đo được (trục x). Ở PEEP 5 cmH₂O, $y = 1,0137x - 0,4842$; ở PEEP 15 cmH₂O, $y = 1,1216x - 1,3833$. b, d Các đồ thị Bland – Altman tương ứng (xem văn bản để biết chi tiết)

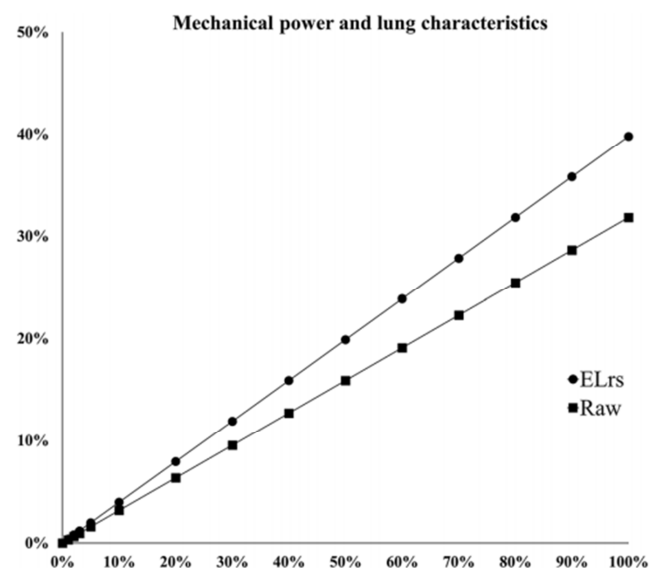


Hình 4 Mức tăng phần trăm của năng lượng cơ học như một hàm của TV/ ΔP_{aw} /lưu lượng hít vào (kim cương, hình vuông và hình tam giác), RR (sao), PEEP (hình tròn). Các biến thể của năng lượng cơ học với TV, ΔP_{aw} và lưu lượng hít vào hoàn toàn giống nhau, nằm trên cùng một đường (để rõ ràng, chúng tôi hiển thị các biến thể năng lượng cơ học ở các biến thể phần trăm khác nhau của TV, ΔP_{aw} và lưu lượng hít vào, nếu không thì tất cả các điểm sẽ được chồng lên nhau). Trong khi năng lượng cơ học tăng 37% khi TV/ ΔP_{aw} /lưu lượng hít vào tăng 20%, thì nó tăng 27% và tăng 5,7% với tần số hô hấp và PEEP tăng 20%, tương ứng. Tất cả các phép tính được thực hiện bằng cách thay đổi một biến tại một thời điểm, trong khi giữ cho tất cả các biến khác không đổi

Thảo luận

Xem xét yếu tố thời gian cùng với ít nhất một số thành phần của năng lượng cơ học trong nguồn gốc của VILI rõ ràng không phải là mới [13–15]. Những gì chúng tôi tìm thấy trong nghiên cứu này là "phương trình năng lượng", được rút ra từ phương trình cổ điển của chuyển

động [10, 16] (PEEP đã được thêm vào, trong khi lực quán tính đã bị bỏ qua), cung cấp kết quả rất giống với thu được bằng thực nghiệm thông qua phân tích đường cong áp lực-thể tích. Ưu điểm của mô tả toán học về năng lượng cơ học là nó cho phép định lượng sự đóng góp tương đối của các thành phần khác nhau của nó (TV, RR, ΔP_{aw} , PEEP, I:E, lưu lượng) và dự đoán tác động của những thay đổi của chúng.



Hình 5 Các biến thể phần trăm của năng lượng cơ học như một hàm của EL_{rs} (hình tròn) và R_{aw} (hình vuông). Các biến thể của năng lượng cơ học với R_{aw} thấp hơn với EL_{rs} . Trong khi năng lượng cơ học tăng 8% với mức tăng 20% của EL_{rs} , thì nó tăng 6% với mức tăng 20% của R_{aw} tương ứng. Tất cả các phép tính được thực hiện bằng cách thay đổi một biến tại một thời điểm, trong khi giữ cho tất cả các biến khác không đổi

Các thành phần của năng lượng cơ học

Sự đàn hồi của hệ thống hô hấp

Thành phần đầu tiên của phương trình năng lượng (tức là năng lượng liên quan đến thể

tích khí lưu thông/áp lực đẩy) giả định một đường cong áp lực-thể tích tuyến tính. Nếu độ đàn hồi tăng lên gần tổng dung tích phổi, do quá căng, năng lượng tính toán sẽ bị đánh giá thấp hơn. Ngược lại, năng lượng được tính toán sẽ được đánh giá quá cao nếu độ đàn hồi giảm, chẳng hạn như do huy động. Tuy nhiên, cần phải lưu ý rằng hai hiện tượng (quá căng và huy động) có thể xảy ra đồng thời ở các vùng phổi khác nhau, dẫn đến tổng độ đàn hồi không thay đổi. Ngoài ra, 10–20% thay đổi độ đàn hồi (tăng hoặc giảm) phải tương ứng với thay đổi 5–10% (tăng hoặc giảm) trong năng lượng cơ học được tính toán (xem Hình 5). Một hệ thống tự động đo đạo hàm của áp lực - thể tích ở mỗi cặp P – V sẽ tránh được bất kỳ sự đánh giá quá cao hoặc thấp nào có thể xảy ra.

Sức cản đường thở

Thành phần thứ hai của phương trình năng lượng là năng lượng liên quan đến chuyển động của chất khí. Như thể hiện trong Hình 1a, trong mô hình của chúng tôi, chúng tôi giả định rằng cả lực cản và lưu lượng đều không đổi trong thời gian bơm phồng. Theo đó, độ chênh lệch $P_{peak} - P_{plat}$ ngay lập tức đạt đến mức làm việc của nó, sau đó được duy trì cho đến khi kết thúc hít vào. Giả định này rõ ràng là một sự đơn giản hóa quá mức. Trên thực tế, trong quá trình thở máy, sức cản đường thở giảm khi thể tích phổi cuối kỳ thở ra (EELV) tăng lên [17, 18]. Cả ở đối tượng bình thường và bệnh nhân ARDS, khi thông khí bắt đầu từ PEEP 15 cmH₂O, chúng tôi nhận thấy rằng năng lượng cơ học tính toán cao hơn năng lượng đo được. Đánh giá quá mức có hệ thống được thể hiện rõ ràng trong đồ thị Bland-Altman liên quan đến sự thông khí ở PEEP 15 cmH₂O (Hình 2, 3d). Cũng trong trường hợp này, một hệ thống tự động đo sức cản và lưu lượng đường

thở sẽ làm tăng độ chính xác của năng lượng tính toán được ước tính.

Áp lực dương cuối kỳ thở ra

Thành phần thứ ba của phương trình năng lượng tương đương với năng lượng cần thiết để vượt qua, trong toàn bộ giai đoạn hít vào, sức căng của các sợi do PEEP.

Trong các phép tính về nhịp thở được thực hiện trong máy thở, PEEP không được xem xét, vì vòng lặp P-V bắt đầu từ điểm (0, 0), bất kể PEEP và thể tích phổi cuối kỳ thở ra. Tuy nhiên, mặc dù PEEP không đóng góp vào tải năng lượng theo chu kỳ liên quan đến thông khí, sự hiện diện của nó làm tăng tải năng lượng cung cấp cho hệ hô hấp bằng một hệ số bằng $PEEP \times \Delta V$ (xem thêm Phần bổ sung điện tử, phần E-1). Tác dụng này của PEEP thường bị bỏ qua, mặc dù sự gia tăng PEEP từ 10–20% sẽ làm tăng năng lượng cơ học ở mức độ tương tự.

Năng lượng cơ học và VILI

VILI bắt nguồn từ sự tương tác giữa năng lượng cơ học truyền đến nhu mô phổi thông khí và các đặc điểm giải phẫu-bệnh lý của nhu mô phổi. Trên thực tế, $TV/\Delta P_{aw}$, RR, flow và PEEP đều là các thành phần của một chiều vật lý duy nhất, mặc dù mỗi thứ trong số chúng đã được nghiên cứu riêng biệt với các thứ nguyên khác và có khả năng đóng góp khác nhau vào năng lượng cơ học. Nếu tổn thương cơ học đối với nhu mô phổi là tùy thuộc năng lượng cơ học, thì có thể sự kết hợp khác nhau của các thành phần của nó, dẫn đến năng lượng cơ học lớn hơn một ngưỡng nhất định, có thể tạo ra tổn thương tương tự, như các thí nghiệm trên động vật đã đề xuất gần đây [5]. Rõ ràng, vì năng lượng cơ học bị ảnh hưởng bởi các đặc tính điện dung của hệ thống, nên nó cần được tiêu chuẩn hóa cho một đơn vị thể tích

khí phổi hoặc gam mô phổi tiếp xúc với hệ thống thông khí.

Phổi khỏe mạnh

Hầu hết các tài liệu về VILI ở phổi khỏe mạnh ngụ ý sử dụng các kết hợp khác nhau giữa TV và PEEP, trong khi RR thường được thiết lập để duy trì một phạm vi PaCO_2 nhất định. Để gây tổn thương cho phổi khỏe mạnh ở tần số “bình thường”, cần có TV lớn hơn 30–40 ml/kg hoặc thậm chí hơn. Những giá trị này, nếu được gọi là kích thước phổi, tương ứng với một sức căng cần thiết để đạt được tổng dung tích phổi (2–3 lần thể tích FRC) [15]. Để hiểu mối quan hệ giữa năng lượng cơ học và phổi khỏe mạnh ở các loài khác nhau, chúng tôi tin rằng phải tính đến hai yếu tố: thứ nhất là kích thước phổi và thứ hai là độ đàn hồi đặc trưng của phổi, phản ánh tính đàn hồi nội tại của nhu mô phổi. (12 cmH₂O ở người, 6 cmH₂O ở lợn và 4 cmH₂O ở chuột) [19]. Ở lợn khỏe mạnh có trọng lượng trung bình 21 kg, với FRC trung bình là 295 ml, chúng tôi tiến hành tìm kiếm giá trị ngưỡng cho VILI, được đánh giá bằng mức độ phù trong chụp CT, là 12 J/phút [5], tương ứng với khoảng 40 mJ/phút/ml.

Phổi bệnh

Các cân nhắc về kích thước phổi và độ đàn hồi đặc hiệu của phổi cũng áp dụng cho phổi bị bệnh nặng. “Phổi em bé” càng nhỏ thì năng lượng cơ học cần thiết để gây ra tổn thương càng thấp, là độ đàn hồi đặc hiệu của phổi tương tự như bình thường [20]. Rất khó để một năng lượng cơ học, chẳng hạn như tăng “phổi em bé” lên gần bằng tổng năng lượng của nó, có thể được áp dụng trong thực hành lâm sàng. Tuy nhiên, phổi bị bệnh được đặc trưng bởi sự hiện diện của một số mặt phân cách giữa các vùng có độ đàn hồi khác nhau, có thể bằng cách tăng gấp đôi chúng tập trung lực tác dụng [7]. Thật vậy, tính không

đồng nhất của phổi, quy định sự phân bố lực không đồng nhất và rõ ràng là năng lượng cơ học, có khả năng là nguyên nhân chính phụ thuộc vào phổi cho sự xuất hiện của VILI.

Hạn chế của nghiên cứu

Năng lượng được cung cấp trong mỗi hơi thở một phần được lưu trữ dưới dạng năng lượng đàn hồi và một phần bị tiêu tán, thông qua nhiều cơ chế khác nhau, vào phổi. Phần này, được đại diện bởi vùng trể của vòng lặp P-V, là phần có khả năng gây hại. Tuy nhiên, vì vùng trể là một phần gần như không đổi của năng lượng được phân phối (ít nhất là trong phạm vi sinh lý của thể tích khí lưu thông) [21, 22], để đơn giản, chúng tôi đề cập đến vùng cuối cùng, có thể dễ dàng tính toán và dễ hiểu hơn.

Năng lượng tính toán/năng lượng giả định mối quan hệ tuyến tính giữa thể tích phổi với độ đàn hồi và sức cản. Như đã thảo luận trước đây, các tuyến tính này có thể bị mất ở thể tích cao hơn (PEEP 15 cmH₂O), dẫn đến khả năng đánh giá quá mức/đánh giá thấp năng lượng cơ học. Tuy nhiên, nếu khái niệm năng lượng cơ học được chứng minh là hữu ích, cả độ đàn hồi và sức cản và có thể được tính toán tự động tại mỗi điểm âm lượng trên vòng lặp P – V, khắc phục sự sai lệch tuyến tính.

Để hiểu trọng số tương đối của các biến khác nhau được giới thiệu trong phương trình lũy thừa, chúng tôi đã khảo sát chúng riêng lẻ, đồng thời giữ cho các biến khác không đổi. Cách tiếp cận này rõ ràng là đáng nghi ngờ, vì việc tăng TV — làm ví dụ — trong thực tế bình thường có thể liên quan đến việc giảm tần số thở, thay đổi lưu lượng, v.v. Tuy nhiên, chúng tôi cung cấp một công cụ dễ dàng để tính toán bất kỳ sự kết hợp nào của biến được cho là phù hợp.

Cần phải nhấn mạnh rằng năng lượng cơ học chỉ là một phần của vấn đề. Phần khác được đại diện bởi các tình trạng của phổi. Cùng một năng lượng cơ học có thể có các tác động khác nhau tùy thuộc vào kích thước của phổi, sự hiện diện của tính không đồng nhất, mức độ của các tác nhân gây căng thẳng và trạng thái làm đầy của các mạch, tất cả các yếu tố tạo điều kiện cho sự phân bố không đồng đều của năng lượng được phân phối. Vì vậy, để có ý nghĩa về mặt lâm sàng, cơ năng phải được bình thường hóa, ít nhất là thể tích phổi [23].

Kết luận

Phân tích năng lượng cơ học nhấn mạnh các khái niệm có thể liên quan đến lâm sàng. Đầu tiên, nó giải thích tầm quan trọng cực kỳ của

$TV/\Delta P_{aw}$ trong việc tạo ra VILI [24], đã được công nhận rộng rãi trong cộng đồng khoa học. Thứ hai, nó có thể giải thích cho tác động không rõ ràng của PEEP. Trên thực tế, năng lượng cơ học tăng tuyến tính với PEEP, và có thể góp phần vào VILI. Mặt khác, PEEP có thể làm giảm các nguyên nhân phụ thuộc phổi của VILI (phổi không đồng nhất và xẹp/giải xẹp theo chu kỳ thở). Hiệu quả cuối cùng (tích cực hoặc tiêu cực) sẽ phụ thuộc vào hành động nào trong hai hành động chiếm ưu thế và bệnh nhân nào. Thứ ba, năng lượng cơ học nhấn mạnh tác động thường bị bỏ qua, nhưng có khả năng liên quan đến tần số hô hấp, vì năng lượng tăng theo cấp số nhân khi RR tăng. Tóm lại, việc xem xét tổng thể năng lượng cơ học có thể cung cấp những hiểu biết tốt hơn so với việc xem xét các thành phần của nó một cách riêng biệt.