

Ventilator Graphics: A Step Wise Approach & Clinical Application

Đồ họa máy thở: Một bước tiếp cận khôn ngoan & Ứng dụng lâm sàng

Dhaliwal, Maninder S MD; Raghunathan, Veena MD; Sharma, Jitender MD

Journal of Pediatric Critical Care 2(1):p 67-84, Jan–Mar 2015

Bản dịch của BS. Đặng Thanh Tuấn – BV Nhi Đồng 1

Giới thiệu

Hiểu biết về cơ học phổi tại giường bệnh đã nổi lên như một công cụ có giá trị để hỗ trợ việc ra quyết định lâm sàng trong việc quản lý bệnh nhân thở máy. Mặc dù dạng sóng máy thở và các phép đo cơ học hô hấp được cung cấp bởi tất cả các máy thở hiện đại, thông tin này vẫn chưa được đưa vào thực hành chăm sóc đặc biệt hàng ngày. Hầu hết các bác sĩ có ít nghiên cứu chính thức về sự hiểu biết và giải thích các dạng sóng của máy thở. Do đó, nhiều thông tin hiển thị trên màn hình máy thở hầu như bị bỏ qua và ít được chú ý ngoài màn hình kỹ thuật số về nhịp thở và thể tích khí lưu thông.

Để hiểu sinh lý tim, chúng ta nghiên cứu ECG (điện tâm đồ) và dạng sóng huyết áp động mạch, giống như cách chúng ta phải hiểu đồ họa máy thở để đánh giá cơ học phổi. Bài viết này nhằm mục đích đơn giản hóa đồ họa máy thở và giải thích việc sử dụng nó như một công cụ đầu giường để đánh giá tốt hơn tình trạng bệnh nhân, đánh giá điều trị và hướng dẫn quản lý cho bệnh nhân thở máy. Những hạn chế về không gian đã ngăn cản các tác giả xuất bản một tập bản đồ đồ họa về phổi rộng rãi; và bài viết này chủ yếu sẽ nhấn mạnh vào các nguyên tắc và một số ứng dụng lâm sàng quan trọng của đồ họa máy thở.

6 bước để diễn giải nhanh đồ họa máy thở (xác định và diễn giải):

1. Xác định loại nhịp thở – thể tích và áp lực
2. Xác định nguyên nhân gây áp lực đỉnh đường thở tăng và phân biệt do độ giãn nở thấp với sức cản đường thở tăng.

3. Giải thích vòng lặp áp lực-thể tích (PV)
4. Nhận diện hình ảnh hiển thị các chế độ thông khí phổ biến
5. Giải thích dạng sóng thở ra và vòng lặp lưu lượng-thể tích (FV)
6. Xác định dấu hiệu không đồng bộ

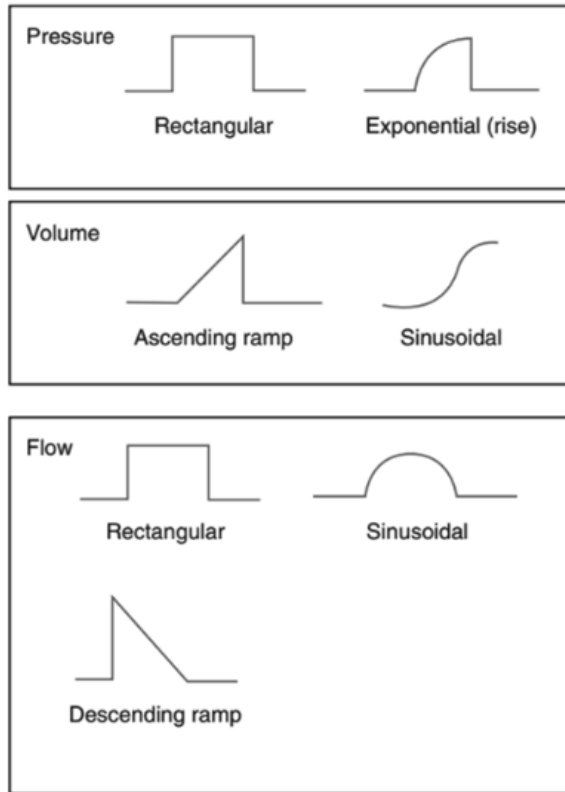
Phân loại dạng sóng máy thở

Máy thở là máy tạo thể tích, áp lực hoặc lưu lượng. Không có máy thở nào thực sự có thể mang lại nhịp thở lý tưởng: máy móc không thể thiết kế được dạng sóng lý tưởng mà Bác sĩ hồi sức mong muốn. Do có nhiều cách mà bệnh nhân và máy thở có thể tương tác, hình dạng của các dạng sóng này có thể có sự thay đổi đáng kể. Các đồ thị trong bài viết này được trình bày dưới dạng dạng sóng lý tưởng hóa; trong khi các bản ghi “theo thời gian thực” luôn bị thay đổi do độ nhiễu, sự hỗn loạn của luồng không khí và động lực tương tác của máy thở với bệnh nhân. Các biểu đồ mang tính minh họa và không được vẽ theo tỷ lệ. Đồ họa của máy thở được phân loại rộng rãi là dạng sóng và vòng lặp [13].

- **Dạng sóng [waveforms]** (còn được gọi là biểu đồ vô hướng [scalars]) là hiển thị thời gian thực của biến kiểm soát (thể tích được đo bằng mL, áp lực được đo bằng cm H₂O, hoặc lưu lượng được đo bằng L/phút hoặc L/giây) được vẽ trên trục thẳng đứng y liên quan đến thời gian (tính bằng giây), được vẽ trên trục x ngang.
- **Vòng lặp [loops]** là đường đi của một biến kiểm soát so với biến kiểm soát khác (thể tích được vẽ theo áp lực, hoặc lưu lượng so với thể tích).

Dạng sóng

Về cơ bản, có sáu dạng sóng được tạo ra bằng các giá trị dạng sóng trong thông khí cơ học [1]-[24] (Hình 1).



Hình 1: Ví dụ về dạng sóng cho áp lực, thể tích và lưu lượng trong thông khí cơ học.

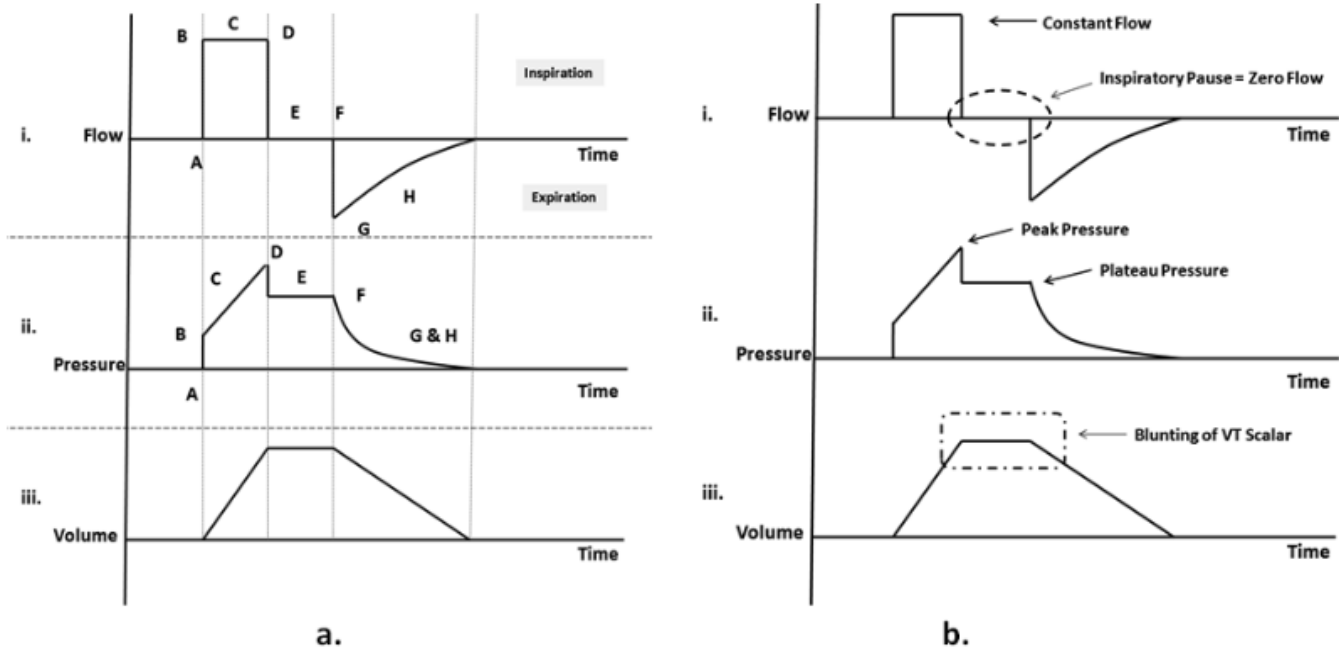
- Hình chữ nhật: thường được gọi là sóng vuông hoặc dạng sóng không đổi
- Đường dốc tăng dần: còn gọi là đường dốc tăng tốc
- Đoạn đường nối giảm dần: còn gọi là đoạn đường dốc giảm tốc
- Sóng hình sin: còn gọi là sóng sin
- Tăng theo hàm số mũ
- Giảm theo hàm số mũ

Dạng sóng áp lực thường có dạng hình chữ nhật hoặc dạng hàm mũ tăng dần (tương tự như đường dốc tăng dần). Dạng sóng thể tích thường là dạng dốc tăng dần hoặc dạng hình sin (giống hình

sin). Các dạng sóng lưu lượng có thể có nhiều dạng khác nhau: hình chữ nhật, đường dốc (tăng dần hoặc giảm dần), hình sin và các loại giảm theo hàm số mũ. Nhiều bác sĩ lâm sàng gọi dạng sóng dốc (và đôi khi là dạng sóng hàm mũ) là dạng lưu lượng “tăng tốc” hoặc “giảm tốc”. Để biểu thị sự thay đổi của lưu lượng, sẽ thích hợp hơn khi gắn nhãn nó là lưu lượng tăng hoặc lưu lượng giảm (hoặc thể tích tăng tốc hoặc thể tích giảm tốc), thay vì lưu lượng tăng tốc hoặc lưu lượng giảm tốc [4]. Về lý thuyết, lưu lượng đỉnh hít vào tăng tương đối chậm - như được cung cấp trong các dạng sóng tăng dần và hình sin - mang lại nhiều thời gian hơn để cung cấp khí trong phổi, và do đó cải thiện quá trình oxygen hóa. Nhưng lưu lượng chậm trong các ống thở này có thể gây khó chịu cho bệnh nhân và có thể gây ra tình trạng đói khí [air hunger]. Dạng sóng lưu lượng không đổi và dạng sóng lưu lượng giảm dần (loại sau mang lại lưu lượng ban đầu cao) vượt trội hơn trong việc ngăn chặn tình trạng “thiếu lưu lượng” [flow starvation].

Bước 1. Xác định loại nhịp thở: lưu lượng không đổi và dốc giảm dần

Kiểm soát Thể tích: Ở chế độ kiểm soát thể tích, mỗi nhịp thở của máy thường được cung cấp với cùng cấu hình thời gian hít vào được xác định trước để đạt được thể tích mục tiêu. Do diện tích dưới đường cong thời gian lưu lượng xác định thể tích nên thể tích khí lưu thông vẫn cố định và áp lực trở thành biến phụ thuộc. Dạng sóng áp lực-thời gian hít vào thay đổi tuyến tính theo thời gian và sẽ thay đổi tùy thuộc vào độ giãn nở và sức cản của hệ thống. Qua đó việc theo dõi và hạn chế áp lực trở nên quan trọng trong chế độ kiểm soát thể tích. Trong quá trình thông khí mục tiêu thể tích, dạng sóng lưu lượng được sử dụng phổ biến nhất là dạng sóng lưu lượng vuông (dạng sóng lưu lượng không đổi) và từ đây trở đi trong bài viết này, thể tích nhịp thở sẽ được coi là đồng nghĩa với lưu lượng không đổi để hiểu đơn giản hơn. Các sự kiện xảy ra trong quá trình thở có lưu lượng liên tục như sau (hình 2).



Hình 2: Các biểu đồ dạng sóng (lưu lượng, áp lực, thể tích) trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích. a) Miêu tả chi tiết sự việc bằng cách đánh dấu. b) Mô tả cùng một sự kiện nêu bật lưu lượng liên tục và tạm dừng thì hít vào trong biểu đồ dạng sóng lưu lượng-thời gian & áp lực cao nguyên tương ứng theo dạng sóng áp lực-thời gian.

i) Biểu đồ dạng sóng lưu lượng-thời gian (Hình 2)

Hít vào được hiển thị dưới dạng độ lệch dương và thở ra dưới dạng độ lệch âm.

- A. Sự khởi đầu của hít vào
- B. Lưu lượng hít vào nhanh chóng tăng lên đến đỉnh.
- C. Sau đó, lưu lượng được duy trì ở mức không đổi (dạng sóng vuông đã được áp dụng) cho đến khi toàn bộ thể tích khí lưu thông đặt trước được cung cấp, trong thời gian nhất định.
- D. Từ thời điểm này, lưu lượng giảm mạnh về không.
- E. Trong thời gian tạm dừng cuối thì hít vào, nhịp thở được giữ lại trong phổi trong thời gian tạm dừng được áp dụng, giúp chúng ta đo áp lực bình nguyên.
- F. Bắt đầu thở ra
- G. Lưu lượng thở ra cao nhất nhanh chóng đạt được.

- H. Thở ra là thụ động, và do đó có sự suy giảm theo hàm số mũ của lưu lượng hít vào xuống đường cơ sở khi phổi dần dần trống rỗng.

ii) Trong dạng sóng áp lực-thời gian (Hình 2)

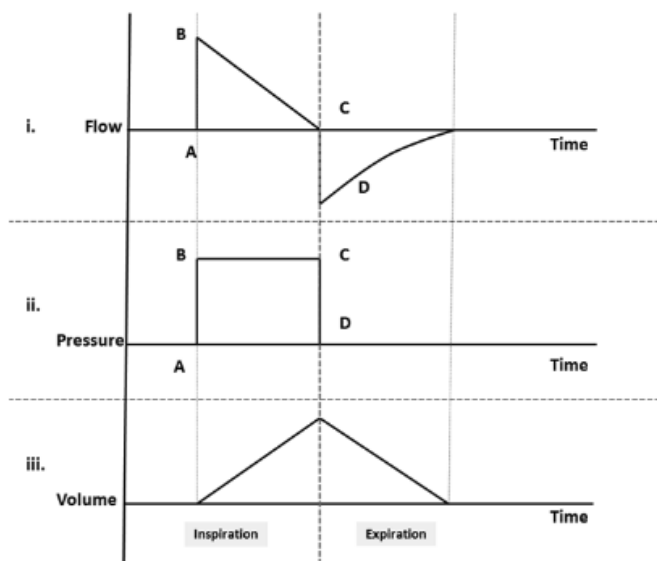
- A. Sự khởi đầu của hít vào. Sự hiện diện của độ lệch âm ở đây có nghĩa là nhịp thở được kích hoạt bởi bệnh nhân. Không có nó có nghĩa là máy thở chịu trách nhiệm kích hoạt nhịp thở.
- B. Sự gia tăng áp lực đường thở ban đầu là do lực cản của ETT và bộ dây máy thở cung cấp. Áp lực này được gọi là áp lực cản lưu lượng hoặc áp lực xuyên đường thở (Pta).
- C. Khi phổi bắt đầu căng ra, áp lực cần thiết để vượt qua các thành phần cản trở và đàn hồi của nó. Áp lực cần thiết để thắng lực đàn hồi là áp lực phế nang đỉnh (Palv)
- D. Khi áp dụng một lưu lượng không đổi—dạng sóng vuông—có tốc độ tăng dần nhưng đồng đều

trong áp lực mở đường thở cho đến khi toàn bộ thể tích khí lưu thông được cung cấp. Áp lực hít vào cao nhất đạt được ở điểm D, phản cả sức cản đường thở và áp lực phế nang.

- E. Áp lực giảm xuống khi áp dụng tạm dừng hít vào.
- F. Kết thúc tạm dừng hít vào. Điều này thể hiện áp lực bình nguyên, phản ánh áp lực tác động lên đường dẫn khí nhỏ và phế nang và nếu cao, được coi là nguyên nhân chủ yếu gây tổn thương căng phế nang; quan trọng trong cơ chế bệnh sinh của tổn thương phổi do thở máy.

G. & H. Thở ra

Kiểm soát Áp lực: Khi máy thở hoạt động ở chế độ kiểm soát áp lực không đổi (ví dụ: chế độ kiểm soát áp lực, chế độ kiểm soát thể tích được điều chỉnh áp lực hoặc thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ-kiểm soát áp lực [chế độ SIMV-PC]), áp lực là một biến độc lập hoặc được kiểm soát (Hình 3).



Hình 3: Các biểu đồ dạng sóng (lưu lượng, áp lực, thể tích) trong quá trình thông khí được kiểm soát áp lực.

Áp lực cài đặt sẽ được cung cấp và duy trì không đổi trong suốt thì hít vào, không phụ thuộc vào lực cản hoặc lực đàn hồi của hệ hô hấp. Mặc dù áp lực không đổi, thể tích khí lưu thông được cung cấp sẽ thay đổi theo độ giãn nở và sức cản, đồng thời lưu

lượng cũng sẽ thay đổi theo thời gian. Thể tích trở thành một hàm của độ giãn nở, do đó việc giảm độ giãn nở có nghĩa là thể tích sẽ được cung cấp ít hơn cho cùng một áp lực. Các sự kiện xảy ra trong nhịp thở lý tưởng ở chế độ kiểm soát áp lực như sau (Hình 3):

i) Trong dạng sóng lưu lượng-thời gian (Hình 3, i)

- A. Bắt đầu hít vào (có thể được kích hoạt lưu lượng trong chế độ trợ giúp/kiểm soát hoặc kích hoạt thời gian trong chế độ kiểm soát)
- B. Lưu lượng hít vào nhanh chóng tăng lên đến đỉnh, tương ứng với áp lực hít vào tối đa do người vận hành cài đặt.
- C. Sau đó, tốc độ lưu lượng giảm nhanh chóng khi phổi của bệnh nhân được bơm phồng đầy không khí (dạng sóng RAMP giảm dần đã được áp dụng) tại cùng một áp lực hít vào đặt trước ở chế độ kiểm soát áp lực và bắt đầu thở ra bắt đầu, theo thời gian hít vào đã đặt ở chế độ kiểm soát hoặc theo phần trăm lưu lượng đỉnh ở chế độ hỗ trợ áp lực.
- D. Thở ra là thụ động, và do đó có sự suy giảm theo hàm số mũ của lưu lượng hít vào xuống đường cơ sở khi phổi dần dần trống đi.

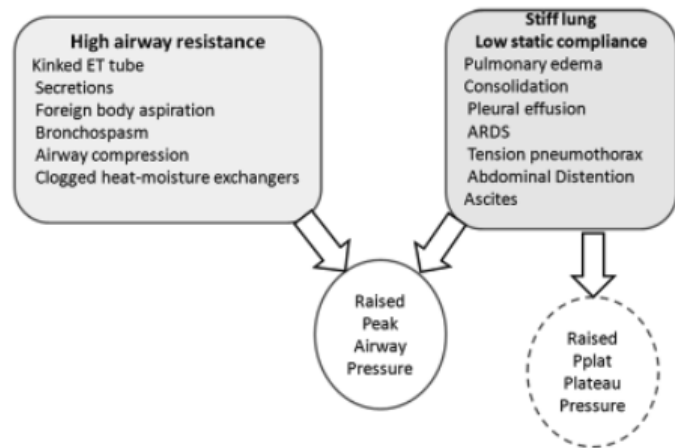
ii) Trong dạng sóng áp lực-thời gian (Hình 3, ii):

- A. Sự khởi đầu của hít vào. Sự hiện diện của độ lệch âm ở đây có nghĩa là nhịp thở được kích hoạt bởi bệnh nhân. Không có nó có nghĩa là máy thở chịu trách nhiệm kích hoạt nhịp thở.
- B. Áp lực ngay lập tức tăng lên đến áp lực hít vào đỉnh do người vận hành cài đặt.
- C. Đạt đến áp lực hít vào cao nhất và giữ nguyên cho đến thời gian hít vào đã cài đặt ở chế độ kiểm soát. Khi áp lực được đặt trước, biểu đồ áp lực-thời gian không hiển thị thay đổi hoặc những thay đổi khó phát hiện do hậu quả của những thay đổi về sức cản và độ giãn nở của toàn bộ hệ thống.
- D. Khi kết thúc thời gian hít vào được cài đặt trước, áp lực giảm xuống bằng không.

Tất cả các chế độ áp lực đều được liên kết với kiểu lưu lượng “RAMP giảm dần” trong thì hít vào. Mô hình lưu lượng giảm dần này thể hiện tốc độ của khí, ban đầu rất cao nhưng giảm dần khi lồng ngực đầy. Kiểu lưu lượng đặc trưng này được coi là sinh lý hơn so với kiểu thông khí dựa trên thể tích và cũng có thể góp phần cung cấp khí tốt hơn [5, 6].

Bước 2. Xác định nguyên nhân làm tăng áp lực đỉnh đường thở và phân biệt độ giãn nở kém của phổi với tình trạng tăng sức cản đường thở.

Áp lực đường thở đỉnh: Trong nhịp thở thông thường do máy thở kiểm soát, áp lực đường thở tăng nhanh đến đỉnh. Đây là áp lực đường thở cao nhất (áp lực bơm phòng tối đa hoặc PIP) - áp lực tối đa được ghi lại trong đường thở trong nhịp thở do máy thở cung cấp. Áp lực đường thở đỉnh bị ảnh hưởng bởi cả sức cản đường thở và độ giãn nở; do đó, áp lực đỉnh đường thở có thể cao do đường thở bị thu hẹp hoặc phổi cứng (Hình 4).

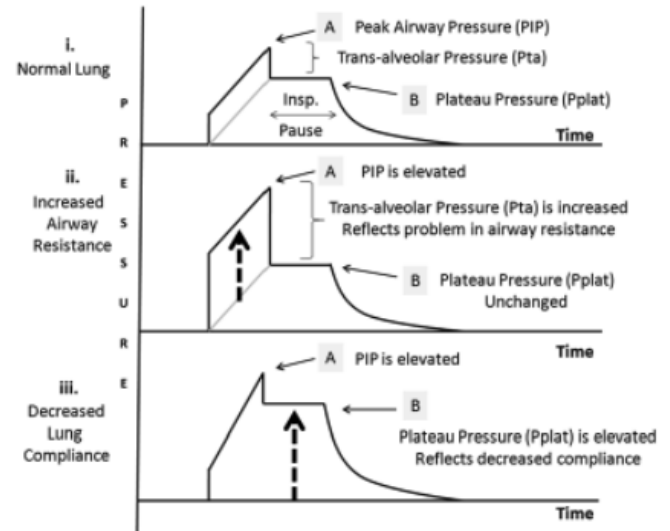


Hình 4: Nguyên nhân gây tăng áp lực đường thở đỉnh.

Áp lực bình nguyên: Khi kết thúc thì hít vào, trong khi tạm dừng thì hít vào, áp lực đường thở giảm xuống mức bình nguyên khi không khí khuếch tán ra ngoại vi của cây khí quản-phế quản. Áp lực trong đường thở trong khoảng thời gian không có lưu

lượng khí này được gọi là áp lực tạm dừng hoặc áp lực cao nguyên, Pplat. Áp lực cao nguyên phản ánh độ giãn nở tĩnh và do đó, bất kỳ tình trạng nào làm phổi cứng lại sẽ làm tăng áp lực cao nguyên [7, 8,9].

Để phân biệt độ giãn nở thấp với sức cản đường thở tăng lên, cần phải giải thích biểu đồ dạng sóng áp lực-thời gian ở chế độ kiểm soát thể tích với tạm dừng thì hít vào (Hình 5)



Hình 5: Dạng sóng áp lực-thời gian trong chế độ kiểm soát thể tích với lưu lượng không đổi và tạm dừng hít vào: i) phổi bình thường, ii) sức cản đường thở tăng, iii) độ giãn nở giảm.

Độ giãn nở tĩnh được đo lúc lưu lượng khí bằng không (zero) và dựa trên áp lực bình nguyên: $C_{stat} = V_t / (P_{plat} - PEEP)$;

Độ giãn nở động được đo lúc có lưu lượng khí và dựa trên áp lực đỉnh: $C_{dyn} = V_t / (P_{peak} - PEEP)$.

Do đó, các tình trạng làm cứng phổi sẽ làm giảm cả độ giãn nở động và độ giãn nở tĩnh, trong khi đó, các tình trạng gây ra sự thu hẹp đường thở sẽ làm giảm độ giãn nở động mà không ảnh hưởng đến độ giãn nở tĩnh.

Bước 3. Giải thích vòng lặp áp lực-thể tích (PV)

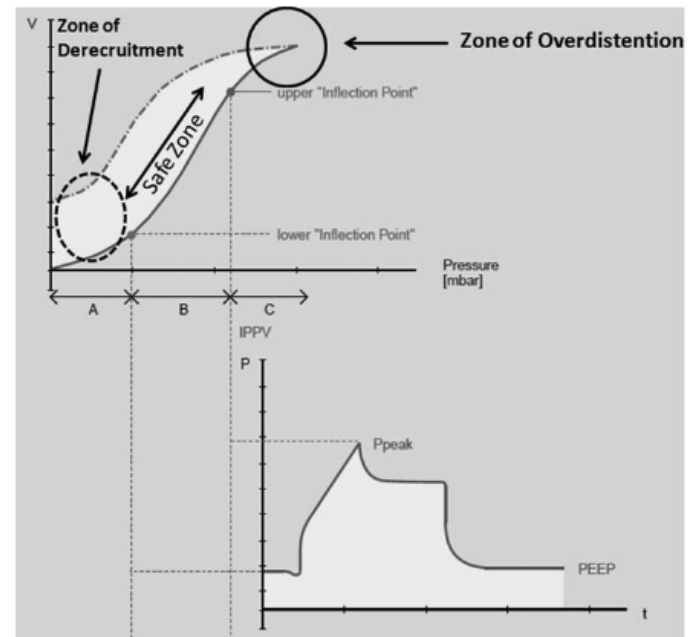
Vòng lặp PV đã thu hút được sự quan tâm trong thập kỷ qua nhờ khái niệm thông khí nhẹ nhàng. Tình trạng căng phổi quá mức gây ra do máy thở (chấn thương thể tích và chấn thương khí áp) và huy động không đủ (chấn thương do xẹp phổi) góp phần làm thông khí kém hiệu quả hơn, giảm độ giãn nở của hệ thống và là cơ chế gây tổn thương phổi do máy thở. Việc phân tích và giám sát cẩn thận vòng lặp PV động có thể hướng dẫn chúng ta cách thông khí tối ưu.

Vòng lặp PV tĩnh:

Vòng lặp PV tĩnh thu được nhờ phương pháp siêu ồng tiêm [11]. Đồ thị thể tích theo áp lực sẽ tạo ra đường cong độ giãn nở, ($C = \Delta V / \Delta P$) [12]. Do đó, vòng lặp PV cho thấy mức độ độ giãn nở phát triển như thế nào khi thể tích tăng lên. Điểm uốn dưới và trên có thể được lấy từ vòng lặp PV tĩnh (Hình 6). Ở phần dưới (A), áp lực trên thể tích tăng lên đặc biệt nhanh chóng. Nó tiếp tục theo một đường thẳng (B) với độ dốc dần dần khi áp lực mở phổi (điểm uốn dưới) đã bị vượt quá. Nếu phổi đạt đến giới hạn độ giãn nở của nó, mức tăng áp lực trên mỗi thể tích sẽ trở nên lớn hơn (điểm uốn trên) (C). Điểm uốn dưới (LIP) được cho là đại diện cho áp lực tại đó một số lượng lớn phế nang được huy động và PEEP được sử dụng để vượt qua LIP. Tuy nhiên, việc huy động có thể xảy ra dọc theo toàn bộ nhánh bơm phòng trong vòng lặp PV. Điểm uốn phía trên trên đường cong áp lực-thể tích được cho là biểu thị tình trạng căng quá mức [13,14,15]. Tuy nhiên, điểm uốn trên (UIP) có thể biểu thị sự kết thúc quá trình huy động chứ không phải là điểm căng quá mức [16].

Độ trễ (Hysteresis): Có thể giải thích là độ trễ của một trong hai hiện tượng liên quan; nghĩa là cả hai không trùng khớp hoặc xảy ra đồng thời. Ở trạng thái không bệnh, sự tương tác của chất hoạt động bề mặt với đặc tính đàn hồi của phổi và thành ngực tạo ra hiện tượng trễ phổi, cho phép duy trì thể tích phổi ở

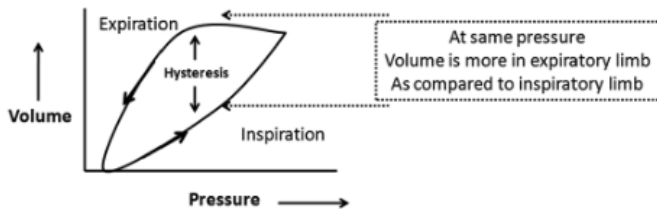
áp lực xuyên phổi thấp hơn khi thở ra so với yêu cầu khi hít vào (Hình 7).



Hình 6: Vòng lặp PV được hiển thị so với dạng sóng PT trong thông khí kiểm soát thể tích. Giai đoạn hít vào của đường cong thể tích áp lực bao gồm ba phần. Khi phổi được bơm căng từ thể tích phổi ban đầu thấp, độ giãn nở của phổi sẽ thấp. Khi áp lực đường thở tăng lên, độ giãn nở của phổi được cải thiện (tương ứng với LIP), điều này tiếp tục cho đến khi phổi được bơm căng hoàn toàn. Việc bơm phòng phổi tiếp tục dẫn đến giảm độ giãn nở của phổi khi kết thúc quá trình bơm phòng khi phổi căng quá mức (tương ứng với áp lực cao hơn HIP). Mục tiêu là thông khí trong cửa sổ an toàn.

Trong khi ở phổi bị tổn thương, độ trễ ít rõ rệt hơn và toàn bộ đường cong bị dịch chuyển xuống dưới và sang phải, phản ánh áp lực cao hơn cần thiết để đạt được và duy trì huy động phổi cũng như sự giảm độ giãn nở của phổi nói chung [17,18]. Độ trễ cũng có thể giải thích lợi thế về mặt lý thuyết của một số thao tác huy động. Một trong những phương pháp sử dụng PEEP để thực hiện thủ thuật huy động (chẳng hạn như áp lực đường thở dương liên tục 40 cm H₂O trong 40 giây hoặc sử dụng thông khí kiểm soát áp lực ở mức PEEP 20-25 cm H₂O với áp lực

đây 15-20 cm H₂O trong 1-3 phút), sau đó là chuẩn độ PEEP giảm dần (bắt đầu ở mức PEEP cao và giảm dần PEEP trong khi quan sát các dấu hiệu giảm huy động). Mục đích của phương pháp này là chuyển thông khí từ nhánh bơm phòng sang nhánh xả xuống của đường cong áp lực-thể tích [19,20]. Điều này dẫn đến thể tích phổi lớn hơn cho cùng một PEEP được áp dụng. Mặc dù hấp dẫn về mặt lý thuyết nhưng liệu nó có ảnh hưởng đến kết quả quan trọng của bệnh nhân hay không vẫn chưa rõ ràng.



Hình 7: Bơm phòng và xả xuống trong vòng lặp áp lực-thể tích minh họa hiện tượng trễ.

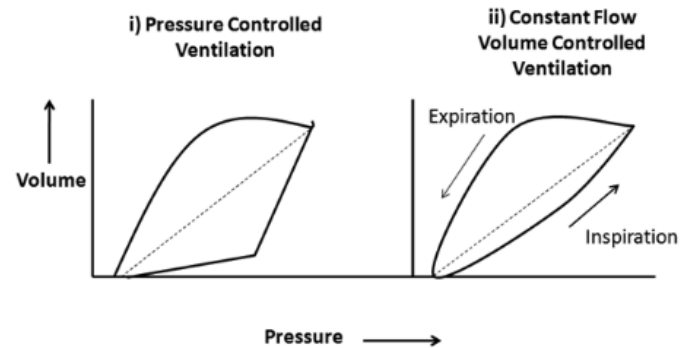
Chế độ thể tích hoặc áp lực để giải thích vòng lặp PV:

Một số nghiên cứu đã chỉ ra rằng vòng lặp PV được ghi lại trong quá trình thông khí có mối tương quan tốt với vòng lặp từ quy trình tiêu chuẩn, miễn là lưu lượng hít vào không đổi. Các nghiên cứu dựa trên giả định rằng sự giảm áp lực do lực cản hít vào cũng sẽ không đổi ở lưu lượng không đổi và độ dốc của vòng hít vào do đó sẽ chỉ phản ánh độ đàn hồi của ngực và phổi. Do đó, trong các chế độ thông khí với lưu lượng giảm tốc (PCV, v.v.), không thể đưa ra kết luận chính xác từ vòng lặp PV liên quan đến độ giãn nở của phổi (Hình 8).

Vòng lặp PV động trong ARDS

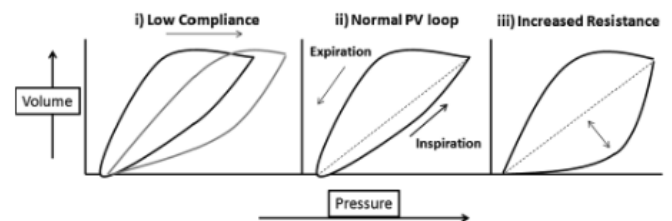
Mặc dù có sự nhiệt tình trong việc sử dụng vòng lặp PV để đặt máy thở ở bệnh nhân mắc hội chứng nguy kịch hô hấp cấp tính (ARDS), một số vấn đề đã ngăn cản việc sử dụng thường quy. Việc đo vòng lặp PV đòi hỏi phải dùng thuốc an thần và thường dùng thuốc liệt cơ để có độ chính xác. Thường rất khó xác định các điểm uốn và có thể yêu cầu các đường cong toán học để xác định chính xác các điểm uốn. Ngoài

ra, vòng lặp PV xử lý phổi như một ngăn duy nhất, nhưng phổi của bệnh nhân mắc ARDS không đồng nhất. Điều này có thể giải thích tại sao việc huy động đã được chứng minh là xảy ra dọc theo toàn bộ nhánh bơm phòng của vòng lặp PV [21-24].



Hình 8: Vòng lặp áp lực-thể tích động. Dạng sóng thở ra ở cả hai đều giống nhau. Chỉ có dạng sóng hít vào là khác nhau ở hai chế độ. i) Thông khí kiểm soát áp lực: Lưu ý hình dạng giống như chiếc hộp vì ở đây áp lực trong hệ thống thở được giữ ở mức không đổi (như người vận hành đặt PIP) trong thì hít vào ii) Thông khí kiểm soát thể tích: ở đây lưu lượng không đổi, cho phép áp lực thay đổi theo động học của hệ thống.

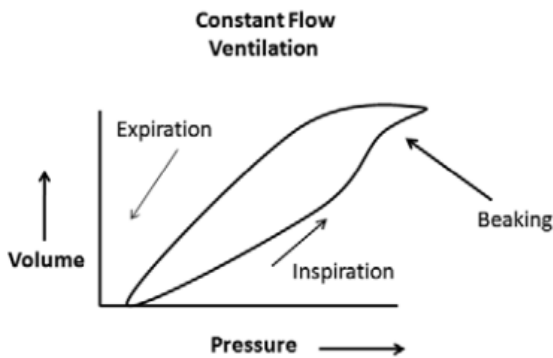
Chế độ kiểm soát thể tích: Hiển thị và phân tích vòng lặp PV



Hình 9: Vòng lặp PV trong thông khí kiểm soát thể tích. i) Độ giãn nở thấp: vòng lặp phẳng hơn vì cần áp lực cao hơn nhiều để tạo ra cùng một sự thay đổi về thể tích, ii) PV bình thường, iii) Sức cản đường thở tăng: vòng lặp phình hơn do công kháng lưu lượng tăng đã dẫn đến sự thay đổi thể tích hít vào chậm hơn sự thay đổi áp lực. Độ trễ đáng chú ý trong đường cong hít vào đã dẫn đến sự mở rộng diện tích đại diện cho công kháng dòng hít vào

Khi độ giãn nở giảm, nói cách khác là khi phổi trở nên kém đàn hồi hơn và cài đặt máy thở vẫn giữ nguyên, vòng lặp PV trong thông khí kiểm soát thể tích sẽ ngày càng phẳng (hình 9), i). Sự thay đổi độ dốc của nhánh hít vào của vòng lặp PV tỷ lệ thuận với sự thay đổi của phổi [25,26]. Nếu sức cản thay đổi trong quá trình thông khí lưu lượng không đổi thì độ dốc của nhánh bên phải của quai vẫn không thay đổi, nhưng nó trở nên phình hơn do độ trễ đường hít vào (hình 9), iii)

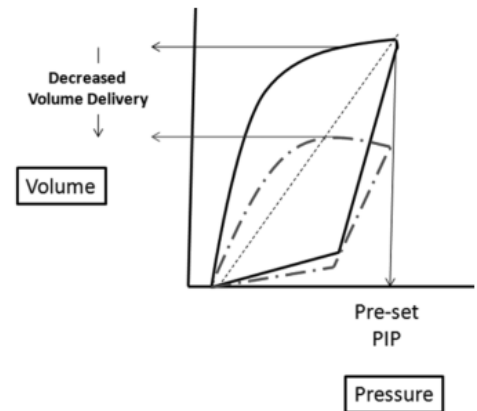
Khi căng quá mức, phổi lại không còn khả năng giãn nở và ít đáp ứng được thể tích khí lưu thông. Khi nó đầy lên, nó ngày càng cứng lại, và do đó, áp lực tác dụng vào cuối nhịp thở sẽ ít thay đổi thể tích hơn so với lúc bắt đầu nhịp thở. Việc làm phẳng phần cuối của đường cong hít vào tạo ra hình mỏ chim đặc trưng cho vòng lặp PV (Hình 10).



Hình 10: Vòng áp lực-thể tích: phổi căng quá mức.

Chế độ kiểm soát áp lực: Hiển thị và phân tích vòng lặp PV

Không thể đưa ra các giả định dựa trên vòng lặp này về độ giãn nở của phổi. Tuy nhiên, khi lưu lượng khí thở bằng 0 khi bắt đầu và kết thúc thì hít vào, độ dốc của đường vẽ giữa điểm bắt đầu thì hít vào và điểm cuối thì hít vào sẽ thể hiện thước đo mức độ độ giãn nở động (Hình 11). Tuy nhiên, điều này giả định rằng lưu lượng đó bằng 0 cả khi kết thúc hít vào và khi kết thúc thở ra.



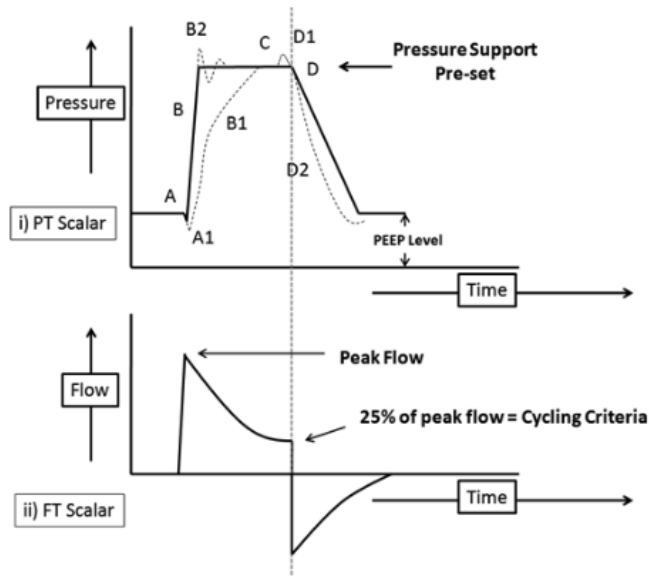
Hình 11: Vòng lặp PV trong quá trình thông khí nhằm mục tiêu áp lực. Áp lực được kiểm soát ở giá trị đặt trước. Với sự suy giảm độ giãn nở của phổi hoặc sức cản tăng lên, thể tích khí lưu thông giảm xuống và vòng lặp nghiêng xuống và sang phải.

Bước 4. Nhận biết hình ảnh hiển thị ở các chế độ thông khí thông dụng

a) Thông khí hỗ trợ áp lực (PSV)

i) Dạng sóng lưu lượng-thời gian:

Trong PSV (pressure support ventilation), giống như bất kỳ chế độ áp lực nào, máy thở cung cấp lưu lượng khí cao cho bệnh nhân khi nhịp thở được kích hoạt. Khi phổi được bơm đầy, lưu lượng và chênh lệch áp lực giữa máy và bệnh nhân sẽ giảm. Dạng sóng lưu lượng giảm dần nhưng không bao giờ giảm về 0 trong thì hít vào vì máy thở được lập trình để đo mức giảm lưu lượng trong thì hít vào cho đến khi đạt đến giá trị xác định trước. Một số máy thở kết thúc thì hít vào khi lưu lượng giảm xuống 25% lưu lượng đỉnh trong thì hít vào (Hình 12). Hầu hết các máy thở hiện đại đều cung cấp chu kỳ lưu lượng như một thông số có thể điều chỉnh được. Điều này cho phép người vận hành thay đổi mức chu kỳ (% lưu lượng đỉnh) dựa trên loại bệnh nhân được thở máy.



Hình 12: Các thành phần của nhịp thở PS. **i) Dạng sóng áp lực-thời gian (PT)** A, Kích hoạt; B, Thời gian tăng, C, Giới hạn áp lực; D, Chu kỳ. Nhịp thở PS, nếu được cung cấp một cách lý tưởng, sẽ xuất hiện dưới dạng một đường liền nét. Những nỗ lực của bệnh nhân và cài đặt máy có thể ảnh hưởng đến nhịp thở. A1, Độ nhạy không chính xác hoặc thời gian tăng chậm; B1, thời gian tăng chậm so với nhu cầu bệnh nhân; B2, thời gian tăng quá nhanh gây tăng quá áp; D1, áp lực tăng đột biến do bệnh nhân chủ động thở ra, nhịp thở D2 có chu kỳ sớm do tiêu chí chu kỳ sớm hoặc B2. **ii) Dạng sóng lưu lượng-thời gian (FT):** hiển thị mô hình lưu lượng giảm dần và làm nổi bật chu kỳ lưu lượng khi tiêu chí chu kỳ được người vận hành đặt (như trong ví dụ minh họa thì hít vào kết thúc khi tốc độ lưu lượng giảm xuống mức đặt 25% lưu lượng hít vào đỉnh ban đầu).

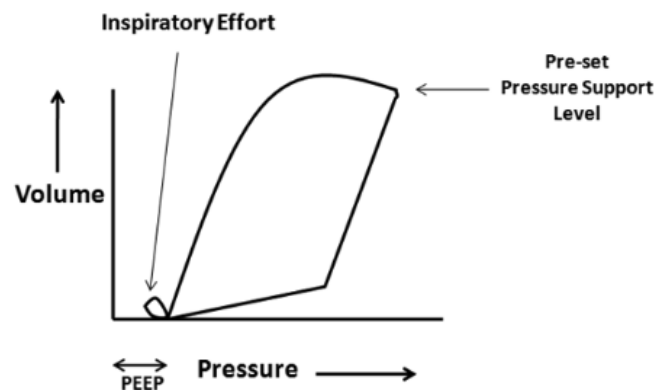
ii) Dạng sóng áp lực-thời gian:

PSV là chế độ thông khí tự phát, trong đó hoạt động hô hấp của bệnh nhân được tăng cường bằng cách cung cấp áp lực hít vào đặt trước. Thể tích khí lưu thông và cung cấp lưu lượng có thể thay đổi, tùy thuộc vào nỗ lực và động học của phổi [27] Cần phải hiểu khái niệm về thời gian tăng (rise time) như được giải thích trong Hình 12. Thời gian tăng là khoảng thời gian cần thiết để đạt được áp lực cài đặt (B trong Hình 12, i). Lưu lượng ban đầu tăng càng nhanh thì

áp lực đạt được càng sớm nhưng không được vượt quá mức. Thời gian tăng chậm có nghĩa là lưu lượng chậm, bệnh nhân thoải mái hơn. Ngược lại, nếu có độ lõm trong dạng sóng PT, điều đó cho thấy thời gian tăng quá chậm, góp phần làm tăng công thở [28].

iii) Vòng lặp PV ở chế độ hỗ trợ áp lực

Vì tất cả nhịp thở đều được bệnh nhân kích hoạt nên trong vòng lặp PV chúng ta thấy một đuôi kích hoạt nhỏ. Đuôi kích hoạt càng lớn thì nỗ lực của bệnh nhân càng lớn, do đó công thở càng lớn (Hình 13).

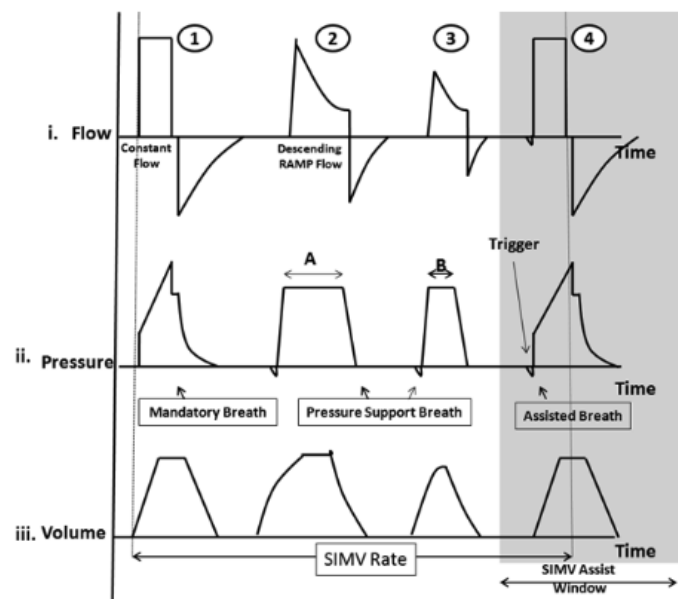


Hình 13: Vòng lặp PV bình thường trong nhịp thở hỗ trợ áp lực, lưu ý PEEP cơ bản và kích hoạt nhịp hít vào.

b) Thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ (SIMV)

SIMV (Synchronized intermittent mandatory ventilation) là chế độ máy thở trong đó nhịp thở bắt buộc được cung cấp không liên tục với thông khí được kiểm soát thể tích hoặc áp lực. Giữa các nhịp thở bắt buộc, bệnh nhân được phép thở tự nhiên. Máy thở cung cấp các nhịp thở bắt buộc đồng bộ với nỗ lực hít vào của bệnh nhân (Hình 14, nhịp thở 4). Nếu không phát hiện thấy nỗ lực hít vào; máy thở cung cấp nhịp thở bắt buộc vào thời gian đã lên lịch. Điều này thường đạt được bằng cách sử dụng cửa sổ hỗ trợ (Hình 14). Cửa sổ này mở theo các khoảng thời gian được xác định bởi tần số SIMV và vẫn mở trong một khoảng thời gian cụ thể của nhà sản xuất. Nếu phát

hiện nỗ lực do bệnh nhân tạo ra trong khi cửa sổ này mở, thì nhịp thở bắt buộc sẽ được thực hiện. Nếu không phát hiện thấy nỗ lực của bệnh nhân trong thời gian cửa sổ mở, máy thở sẽ cung cấp nhịp thở bắt buộc. Cũng trong Hình 14, nhịp thở thứ hai (A) có lưu lượng hít vào đỉnh cao hơn, vì nhu cầu của bệnh nhân có thể cao so với nhịp thở thứ ba khi lưu lượng đỉnh của bệnh nhân thấp, vì nhu cầu của bệnh nhân có thể thấp. Ở nhịp thở thứ 3, thể tích cũng có thể thấp do sức cản đường thở tăng lên; làm nổi bật lưu lượng và cung cấp thể tích có thể thay đổi ở chế độ PSV.

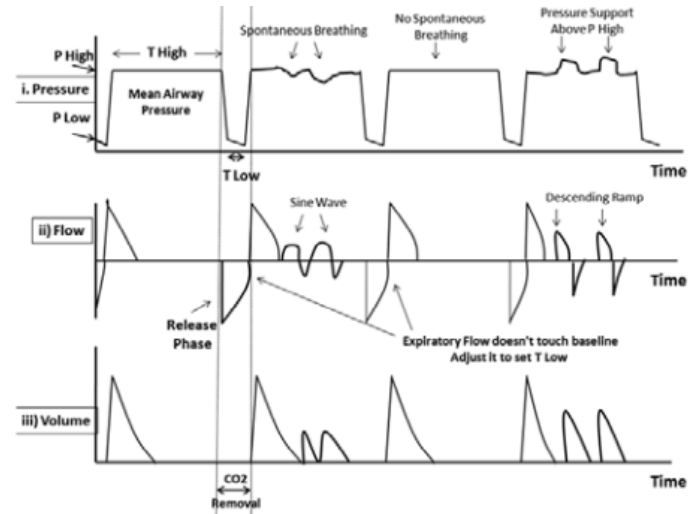


Hình 14: SIMV (kiểm soát thể tích) + chế độ PS: 1. Nhịp thở bắt buộc 2. Nhịp thở PS (A) với nhu cầu lưu lượng bệnh nhân cao 3. Nhịp thở PS (B) với nhu cầu lưu lượng bệnh nhân thấp 4. Nhịp thở bắt buộc được hỗ trợ

c) Thông khí giải phóng áp lực đường thở (APRV)

Chế độ APRV (Airway pressure-release ventilation) sử dụng thời gian bơm phồng dài (T_{High} , 3-5 giây) và thời gian xả xuống ngắn (T_{Low} , 0,2-0,8 giây), mức áp lực cao, thường được đặt ở 20 đến 30 cm H₂O. Áp lực cao này cùng với FiO₂ quyết định quá trình oxygen hóa. Thông khí được xác định bởi tần số mà

áp lực giải phóng đến áp lực thấp hơn, sự chênh lệch giữa áp lực cao (P_{High}) và áp lực thấp (P_{Low}) và cường độ của nhịp thở tự phát [29]. Cài đặt áp lực thấp thường là 0 đến 5 cm H₂O. Thở tự nhiên có thể xảy ra ở cài đặt áp lực cao và áp lực thấp, mặc dù thời gian ở áp lực thấp thường quá ngắn để có thể thở tự nhiên (Hình 15, i).



Hình 15: Các biểu đồ dạng sóng trong thông khí giải phóng áp lực đường thở. i) Dạng sóng áp lực-thời gian: P_{High} tương đương với mức CPAP; T_{High} là khoảng thời gian P_{High} . Pha CPAP (P_{High}) được giải phóng không liên tục xuống mức P_{Low} trong một khoảng thời gian ngắn (T_{Low}) để thiết lập lại mức CPAP ở nhịp thở tiếp theo. Nhịp thở tự nhiên hoặc được hỗ trợ có thể được áp dụng ở cả hai mức áp lực và không phụ thuộc vào chu kỳ thời gian. ii) Biểu đồ lưu lượng-thời gian: Kiểu lưu lượng thở ra rất quan trọng trong giai đoạn giải phóng thông khí giải phóng áp lực đường thở. Phần ban đầu của nhánh lưu lượng thở ra là tốc độ lưu lượng thở ra cao nhất (PEFR) là kết quả của việc giảm áp lực P_{High} xuống P_{Low} . P_{Low} và T_{Low} điều chỉnh thể tích phổi cuối thì thở ra và nên được tối ưu hóa để giảm tình trạng đóng/mất huy động đường thở chứ không phải là điều chỉnh thông khí ban đầu. Thời gian giải phóng được điều chỉnh để điều chỉnh T-PEFR ở mức 60% PEFR, nhằm tạo PEEP tự động và ngăn chặn tình trạng mất huy động. iii) Dạng sóng thể tích-thời gian.

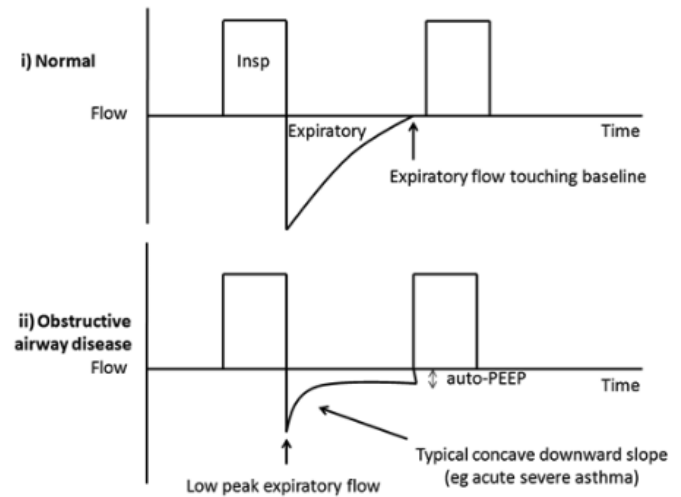
Các tỷ lệ thời gian khác nhau cho áp lực đường thở từ cao đến thấp đã được sử dụng với APRV, từ 1:1 đến 9:1. Để duy trì huy động tối ưu, phần lớn hơn của tổng chu kỳ thời gian (80% -95%) sẽ xảy ra ở áp lực đường thở cao. Để giảm thiểu việc mất huy động, thời gian ở áp lực đường thở thấp (P_{Low}) phải ngắn. Vì khi thời gian ở áp lực đường thở thấp ngắn, quá trình thở ra không hoàn toàn và huy động phế nang do kết quả auto-PEEP. Theo thiết kế, việc tạo auto-PEEP là bắt buộc với cách tiếp cận thông thường đối với APRV trong đó P_{Low} được đặt thành 0 cm H₂O. Với cách tiếp cận này, thời gian ở áp lực đường thở thấp được đặt sao cho lưu lượng thở ra đạt 50% đến 75% lưu lượng thở ra cao nhất. Một số máy thở cho phép bổ sung PSV vào nhịp thở tự phát trong APRV (Hình 15). Thở tự nhiên trong giai đoạn áp lực đường thở cao của APRV có khả năng tạo ra áp lực màng phổi âm, điều này có thể làm tăng thêm độ căng phế nang được áp dụng từ máy thở. Khi PSV được kích hoạt trong giai đoạn P_{High} , thể tích phổi cơ bản cao hơn sẽ giãn ra hơn nữa khi tổng áp lực P_{High} , PSV và màng phổi làm tăng áp lực xuyên phổi nói chung. Hơn nữa, việc áp dụng PSV cho APRV có thể làm giảm lợi ích của nhịp thở tự nhiên bằng cách thay đổi nhịp thở tự nhiên hình sin thành nhịp thở cơ học được hỗ trợ giảm tốc vì sự phát triển dòng chảy và áp lực có thể tách rời khỏi nỗ lực của bệnh nhân [30].

Bước 5. Giải thích dạng sóng thở ra và vòng lặp lưu lượng-thể tích

A. Dạng sóng thở ra

Lưu lượng thở ra thường thụ động (không cần kích hoạt cơ thở ra) và được xác định bởi áp lực đẩy phế nang, sức cản đường thở, thời gian thở ra trôi qua và hằng số thời gian của hệ hô hấp. Theo quy ước, lưu lượng thở ra được hiển thị trên đồ họa thời gian lưu lượng theo hướng âm và lưu lượng hít vào được hiển thị theo hướng dương. Dạng sóng thở ra có hai thành phần: lưu lượng tăng tốc (khi bắt đầu thở ra) và lưu lượng giảm tốc (tốc độ chậm lại khi phổi trống rỗng đến dung tích cận chức năng). Điểm âm thấp nhất của

dạng sóng này là lưu lượng thở ra cao nhất (hình 16, i).



Hình 16: Dạng sóng lưu lượng-thời gian. i) Lưu lượng không đối bình thường, ii) Bệnh tắc nghẽn đường thở, nổi bật là PEF thấp, độ lõm và PEEP nội sinh.

Khái niệm về siêu bơm phòng động và PEEP tự động:

Khi sức cản của luồng khí thở ra tăng lên, thời gian có sẵn (thời gian thở ra) để làm trống thể tích hít vào có thể không đủ. Hít vào tiếp theo có thể bắt đầu trước khi thở ra hết, dẫn đến bẫy khí (air trapping). Do đó, hệ hô hấp không thể trở lại thể tích thư giãn bình thường vào cuối thì thở ra, dẫn đến FRC cao hơn và do đó gây ra bẫy khí. Tình trạng bẫy khí này còn được gọi là siêu bơm phòng động (dynamic hyperinflation, DHI). DHI dẫn đến áp lực phế nang dương vào cuối thì thở ra, được gọi là PEEP tự động (auto-PEEP), PEEP huyền bí (occult PEEP) hoặc PEEP nội tại (intrinsic PEEP). Đôi khi tình trạng siêu bơm phòng phổi động và PEEP tự động có thể xảy ra khi không có giới hạn luồng khí ở bệnh nhân được đặt nội khí quản [31]. Nguyên nhân thường do nhịp thở nhanh, thể tích khí lưu thông cao, thời gian hít vào nhiều hơn thời gian thở ra, ống nội khí quản và ống thông khí có kích cỡ nhỏ. Mặc dù PEEP tự động và siêu bơm phòng động được sử dụng đồng nghĩa nhưng chúng thực sự khác nhau. Auto-PEEP có thể

xảy ra khi có hoạt động mạnh của cơ thở ra, dẫn đến sự hiện diện của lưu lượng ở cuối chu kỳ thở ra, gây ra auto-PEEP mà không thực sự làm phổi căng phồng.

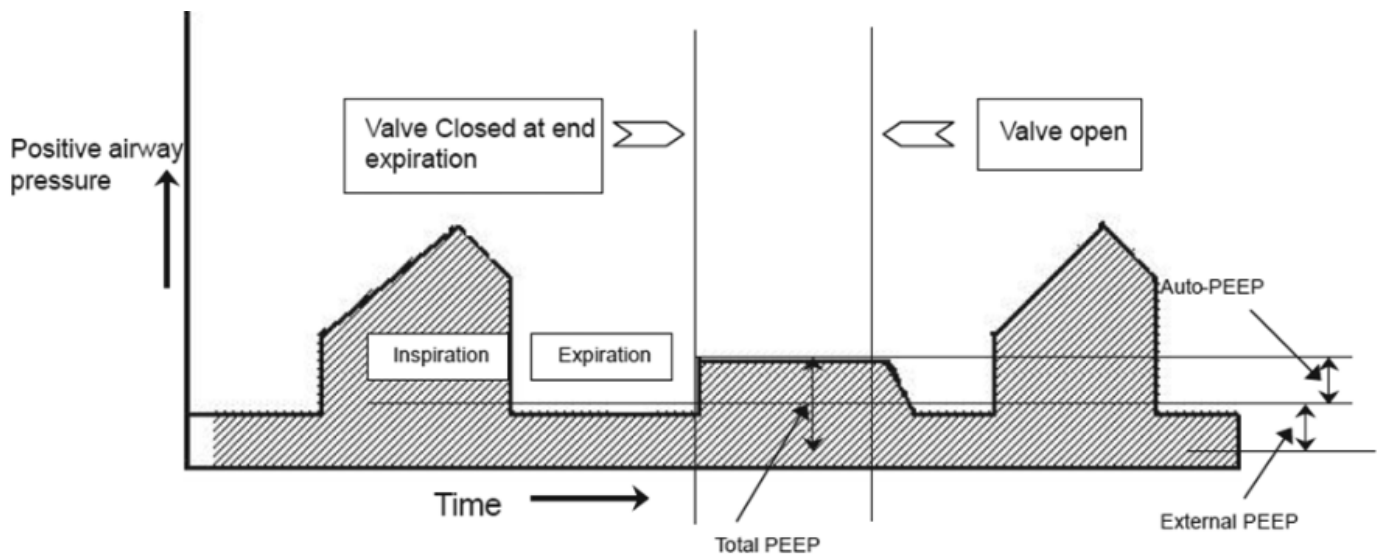
Xác định PEEP tự động:

a. Dạng sóng lưu lượng-thời gian: Trong dạng sóng lưu lượng-thời gian, có thể xác định được sự tắc nghẽn dạng sóng luồng không khí theo tỷ lệ lưu lượng. Một phần thể tích khí lưu thông bị “mất” và không bao giờ được đưa đến phổi do áp lực thông khí cao (do không khí bị mắc kẹt). PEF thấp hơn (hình 16, ii) minh họa cho sự mất mát về thể tích. Đường theo dõi lưu lượng thở ra sử dụng đường viền cong sâu (độ lõm xuống dưới) và không chạm vào đường cơ sở, hướng về bất kỳ khí hoặc PEEP tự động.

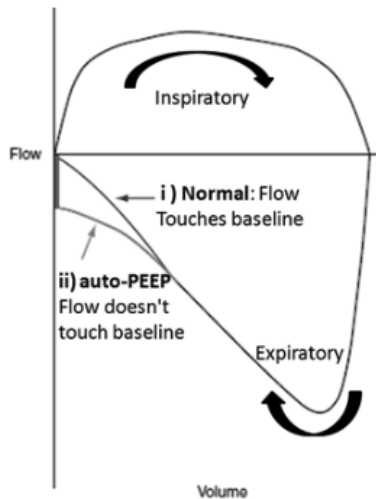
b. Dạng sóng áp lực-thời gian: Thực hiện thao tác giữ cuối thì thở ra có thể xác định được nó (hình 17).

Nếu có PEEP tự động, áp lực đường cơ sở sẽ tăng lên thành PEEP tự động. Thao tác tắc cuối thì thở ra cung cấp thời gian để cân bằng các đơn vị phổi có PEEP tự động theo vùng khác nhau và giá trị thu được sau 2-3 giây tắc nghẽn cuối thì thở ra là giá trị trung bình sau khi cân bằng, miễn là đường thở được mở và bệnh nhân được thư giãn (vì sự co cơ thở ra chủ động có thể làm tăng PEEP tự động mà không gây ra siêu bơm phồng động) [32,33].

c. Vòng lặp lưu lượng-thể tích: (hình 18) hiển thị nhịp thở mục tiêu lưu lượng-thể tích không đổi trong siêu bơm phồng động. Việc theo dõi lưu lượng thở ra không trở về đường cơ sở khi kết thúc quá trình thở ra.



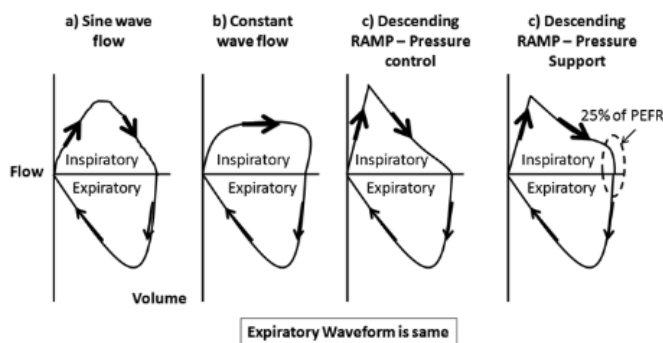
Hình 17: Thao tác giữ thì thở ra để ước tính PEEP tự động. Các van sẽ tắt khi thở ra sử dụng. Khi lưu lượng bằng 0, áp lực sẽ tăng lên mức PEEP tổng. Trừ đi bất kỳ PEEP bên ngoài nào, nếu được áp dụng, khối tổng PEEP sẽ cho giá trị PEEP tự động



Hình 18: Vòng lặp lưu lượng-thể tích: i) bình thường và ii) auto – PEEP

B. Vòng lặp lưu lượng-thể tích

Vòng lặp lưu lượng-thể tích được hiển thị với lưu lượng là hàm của thể tích. Một số hệ thống hiển thị lưu lượng thở ra ở vị trí dương, trong khi các hệ thống khác hiển thị lưu lượng thở ra ở vị trí âm. Trong bài viết này, lưu lượng thở ra được hiển thị ở vị trí âm. Trong quá trình hít vào, hình dạng của vòng lưu lượng-thể tích được xác định bằng cài đặt lưu lượng trên máy thở với thông khí kiểm soát thể tích. Trong quá trình thở ra, hình dạng của vòng lặp lưu lượng-thể tích được xác định bằng cơ học hô hấp. Trong hình 19, tác dụng của việc thay đổi chế độ trên vòng lặp lưu lượng-thể tích được thể hiện. Sự thay đổi được nhận thấy trên các cài đặt lưu lượng hít vào đã đặt trong khi thở ra là thụ động, đều giống nhau.



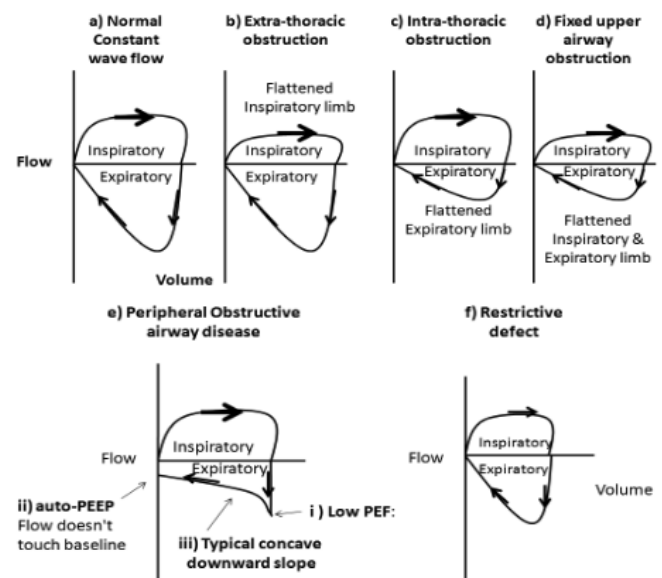
Hình 19: Vòng lặp lưu lượng-thể tích trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích. (a) Mô hình dòng sóng hình sin. (b) Mô hình sóng vuông trong thông khí kiểm soát thể tích. (c) Mô hình đường dốc giảm dần trong thông khí kiểm soát áp lực. (d) Mô hình đường dốc giảm dần trong thông khí hỗ trợ áp lực. Lưu ý sự giảm đột ngột về lưu lượng về cuối quá trình thông khí khi máy thở quay vòng từ hít vào đến thở ra (vòng tròn chấm)

Nhận biết các vòng lặp lưu lượng-thể tích bất thường:

i) Mô hình tắc nghẽn và hạn chế

Hình dạng của vòng lặp lưu lượng-thể tích hướng dẫn chúng ta nhận biết các khiếm khuyết về lưu lượng trong hệ thống thông khí:

Tắc nghẽn ngoài lồng ngực: Đường hô hấp ngoài lồng ngực có xu hướng xẹp xuống khi hít vào, dẫn đến lưu lượng hít vào giảm, trong khi thở ra là bình thường (ví dụ: tổn thương khí quản phía trên rãnh xương ức) (Hình 20b).

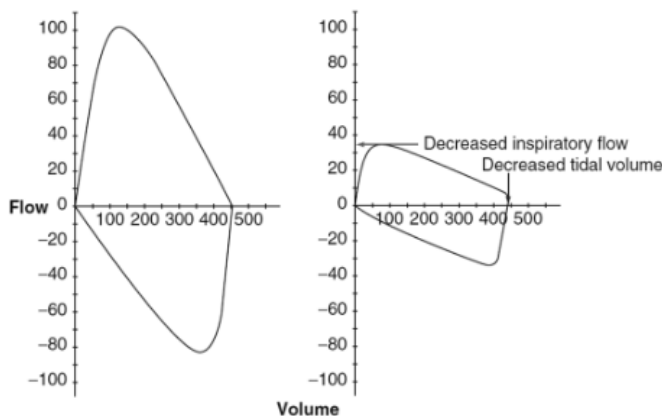


Hình 20: Vòng lặp lưu lượng-thể tích. a) Bình thường, b) Tắc nghẽn ngoài lồng ngực, c) Tắc nghẽn trong lồng ngực, d) Tắc nghẽn đường hô hấp trên cố định, e) Bệnh tắc nghẽn đường thở ngoại biên: nổi bật là PEF thấp, độ dốc xuống lõm và PEEP tự động, f) Kiểu thông khí hạn chế

Tắc nghẽn trong lồng ngực: Trong quá trình thở ra, áp lực dương xuyên lồng ngực được truyền đến đoạn bị thu hẹp trong lồng ngực, dẫn đến tăng sức cản đối với dòng thở ra, trong khi hít vào vẫn bình thường (Hình 20c).

Tắc nghẽn đường hô hấp trên cố định: Ở đây tình trạng dẹt được thấy ở cả hai giai đoạn hô hấp (ví dụ hẹp khí quản) (Hình 20d).

Bệnh tắc nghẽn đường thở ngoại biên: Trong các tình trạng như hen suyễn nặng cấp tính, việc hiểu rõ vòng lặp lưu lượng-thể tích là điều cần thiết. Giai đoạn thở ra được chia thành 3 phần: i) PEF: lưu lượng thở ra đỉnh phụ thuộc vào nỗ lực và được gây ra do sự rộng đột ngột của đường thở trung tâm lớn tạo ra một khoảng thời gian ngắn với lưu lượng cao và nó trở nên thấp trong các bệnh nặng. ii) Độ dốc lõm xuống: là phần không phụ thuộc vào nỗ lực của đường cong và bị ảnh hưởng ở các bệnh nhẹ đến trung bình. Ở đây xảy ra tình trạng nén động của đường thở. iii) Lưu lượng thở ra không chạm vào đường cơ sở, dẫn đến tạo ra PEEP nội tại (Hình 20e).



Hình 21: Vòng lặp lưu lượng-thể tích: ảnh hưởng của việc tăng sức cản đường thở lên lưu lượng và thể tích trong thông khí kiểm soát áp lực. Hình bên trái là vòng lặp lưu lượng-thể tích thông thường. Tác động của tăng sức cản đường thở được thể hiện trong hình bên phải. Cả lưu lượng và thể tích đều giảm

Kiểm khuyết hạn chế của máy thở: Ở đây phổi không thể giãn nở đến giới hạn bình thường. Vòng

lặp lưu lượng-thể tích có hình dáng bình thường nhưng bị giảm kích thước. (ví dụ: Xơ phổi) (Hình 20f).

ii) Tăng sức cản đường thở:

Trong hình 21, thể hiện vòng lặp lưu lượng-thể tích trong chế độ PCV - lưu ý dạng sóng giảm tốc. Với sức cản đường thở tăng lên, thể tích khí lưu thông trở nên hạn chế bởi áp lực đường thở đã đặt (thời gian hít vào không thay đổi). Vì lưu lượng là thể tích chia cho thời gian, nên việc giảm lưu lượng sẽ chuyển thành thể tích khí lưu thông thấp hơn nếu thời gian hít vào không thay đổi.

iii) Rò rỉ hoặc mất thể tích

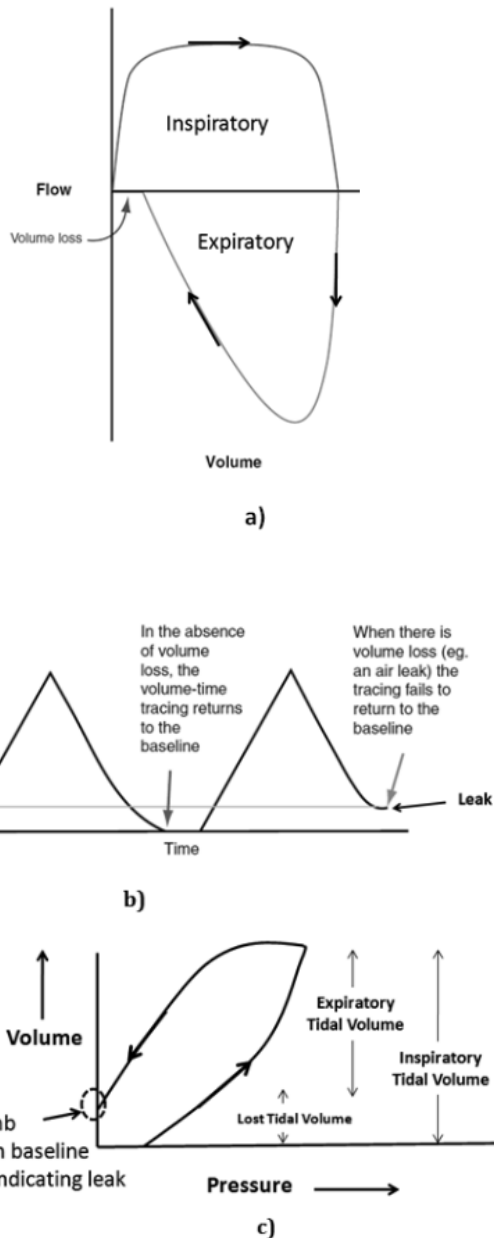
Mất thể tích: Đường thở ra dừng gần trục y - điều này có thể xảy ra khi có rò rỉ không khí (rò rỉ do bộ dây máy thở hoặc bóng chèn của ET; hoặc lỗ rò phế quản màng phổi) và một phần thể tích hít vào không thể thực hiện việc quay trở lại cảm biến thở ra. Rò rỉ cũng có thể được xác định bằng dạng sóng thể tích thời gian (V_T) và vòng lặp PV, trong đó nó tạo ra sự khác biệt giữa thể tích khí lưu thông hít vào và thở ra trong dạng sóng V_T và trong vòng lặp PV, nhánh thở ra không chạm vào đường cơ sở [34]. (Hình 22)

iv) Chặt tiết đường thở:

Chặt tiết trong đường thở gần hoặc ống nội khí quản (hoặc ống mở khí quản) có thể tạo ra hình dạng răng cưa cho biểu đồ dạng sóng đường thở ra (Hình 23).

Bước 6. Nhận biết dấu hiệu không đồng bộ

Sự không đồng bộ là sự không hài hòa hoặc 'giằng co' giữa hai hệ thống tương tác (máy thở và cơ quan điều hòa hô hấp thần kinh của bệnh nhân). Điều này dẫn đến những tác động có hại: bệnh nhân khó chịu, tăng công thở, tăng nhu cầu an thần và cai máy thất bại. Sự không đồng bộ cần được xác định và hiểu rõ để có thể thực hiện các biện pháp can thiệp cần thiết nhằm tối ưu hóa sự tương tác với máy thở của bệnh nhân.



Hình 22: Rò rỉ trong bộ dây máy thở: a) Vòng lặp lưu lượng-thể tích: mất thể tích khí lưu thông hoặc rò rỉ trong bộ dây. b) Dạng sóng thể tích-thời gian: Rò rỉ được đánh dấu bằng mũi tên. c) Vòng lặp PV: rò rỉ được đánh dấu bằng vòng tròn chấm.

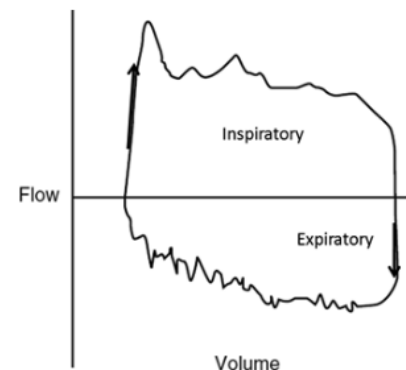
Sự không đồng bộ có thể xảy ra ở các giai đoạn khác nhau của chu kỳ nhịp thở:

- Không đồng bộ kích hoạt: Tương tác không đúng cách khi bắt đầu nhịp thở

- Không đồng bộ lưu lượng: mất cân bằng giữa lưu lượng máy thở cung cấp và nhu cầu của bệnh nhân trong thì hít vào
- Không đồng bộ chu kỳ: chấm dứt nhịp thở không đúng cách

Không đồng bộ kích hoạt: Điều này có thể có 3 loại:

- Kích hoạt không hiệu quả
 - Kích hoạt kép
 - Tự động kích hoạt
1. **Kích hoạt không hiệu quả** là loại không đồng bộ kích hoạt phổ biến nhất. Điều này xảy ra khi bệnh nhân tạo ra nỗ lực cơ hô hấp nhưng không đủ để bắt đầu nhịp thở cơ học. Điều này dẫn đến lãng phí công thở của bệnh nhân và có thể dẫn đến mệt mỏi cơ hô hấp [35]. Kích hoạt không hiệu quả được biểu hiện bằng đồ họa khi giảm áp lực đường thở liên quan đến sự gia tăng đồng thời lưu lượng khí (Hình 24- 25)



Hình 23: Ảnh hưởng của sự chắt tiết trong vòng lặp lưu lượng-thể tích

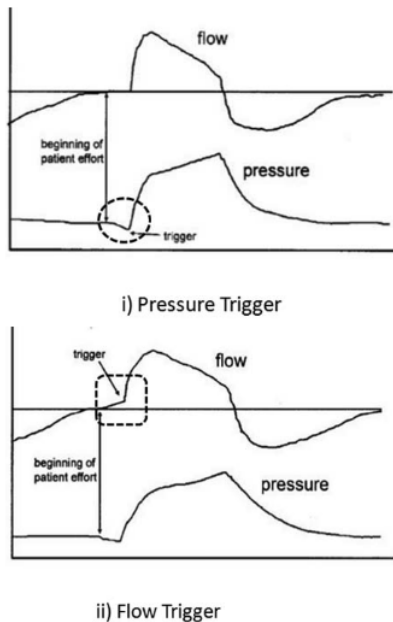
Các yếu tố gây ra việc kích hoạt không hiệu quả là:

a. Liên quan đến máy thở:

- **Kích hoạt không nhạy cảm:** Nỗ lực của bệnh nhân không thể đạt đến ngưỡng kích hoạt đã đặt (áp lực hoặc lưu lượng). Điều này có thể được khắc phục bằng cách giảm ngưỡng cho phù hợp.
- **Thời gian trì hoãn hít vào:** tổng thời gian trễ tính từ nỗ lực ban đầu của bệnh nhân cho đến khi dạng sóng áp lực trở về mức cơ bản. Mặc dù việc kích

hoạt lưu lượng được cho là có lợi hơn so với kích hoạt áp lực ở khía cạnh này nhưng những tiến bộ gần đây trong bộ chuyển đổi áp lực đã mang lại kết quả tương đương.

- **Sức đề kháng của đường thở nhân tạo:** sự sụt giảm áp lực lớn hơn xảy ra trên một ET hẹp hơn hoặc đường thở bị hạn chế đòi hỏi bệnh nhân phải nỗ lực nhiều hơn để khắc phục.



Hình 24: Hiển thị đồ họa kích hoạt áp lực và lưu lượng ở chế độ hỗ trợ áp lực

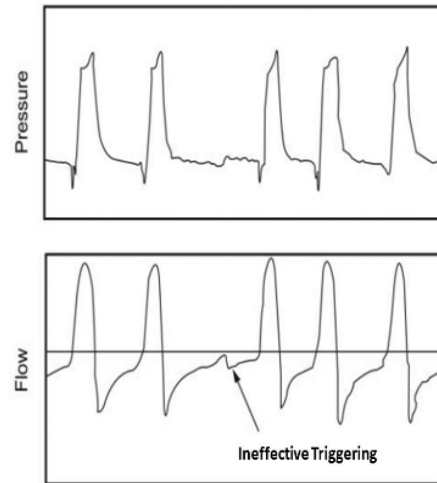
b. Liên quan đến bệnh nhân:

- Không có khả năng khắc phục hiệu ứng auto-PEEP [36] (Hình 26)
- Quá liều an thần: giảm khả năng điều hòa hô hấp
- Yếu cơ hô hấp

2. Kích hoạt kép:

Kích hoạt kép (còn gọi là xếp chồng nhịp thở) xảy ra khi nỗ lực hít vào của bệnh nhân mạnh và tiếp tục trong suốt thời gian hít vào của máy thở đã đặt trước và duy trì sau đó. Nỗ lực hít vào của bệnh nhân này vào cuối thời gian cung cấp thể tích khí lưu thông sẽ kích hoạt một nhịp thở khác. Do đó, thể tích khí lưu thông lại được cung cấp trước khi thở ra hoàn toàn nhịp thở trước đó [37]. Do đó, trên thực tế, bệnh nhân

nhận được thể tích khí lưu thông gấp đôi và có nguy cơ phổi căng phồng quá mức. Kích hoạt kép có thể được gây ra bởi những nỗ lực tích cực của bệnh nhân kết hợp với V_T nhỏ và thời gian hít vào ngắn. Trong PSV với tiêu chí lưu lượng chấm dứt chu kỳ cao, cũng có thể gây kích hoạt kép (Hình 27).



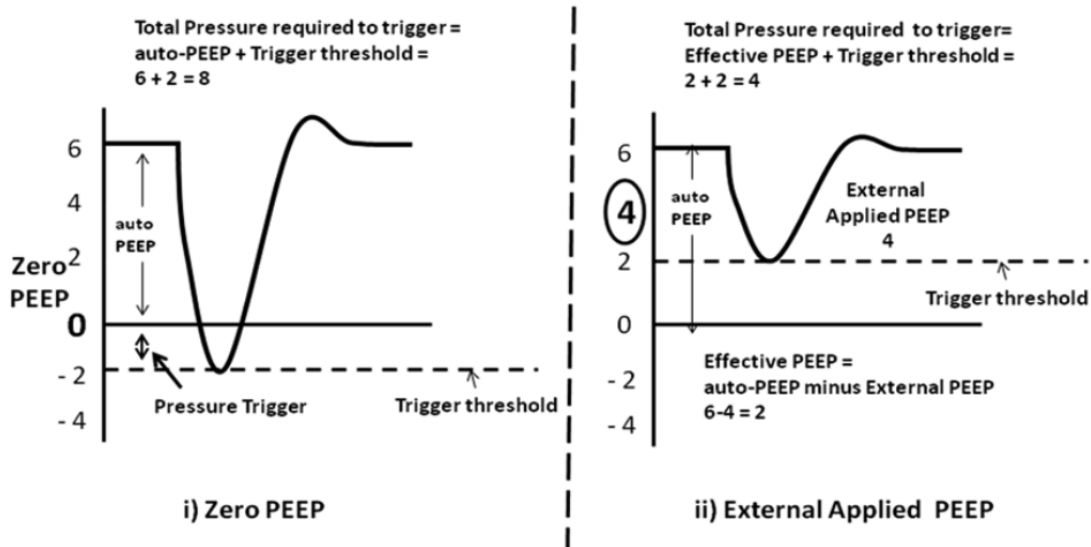
Hình 25: Ví dụ về việc kích hoạt bị bỏ sót hoặc không hiệu quả trong quá trình thông khí kiểm soát áp lực. Mũi tên thể hiện độ lệch dòng dương là dấu hiệu đặc trưng của kích hoạt bị bỏ lỡ.

3. Tự động kích hoạt:

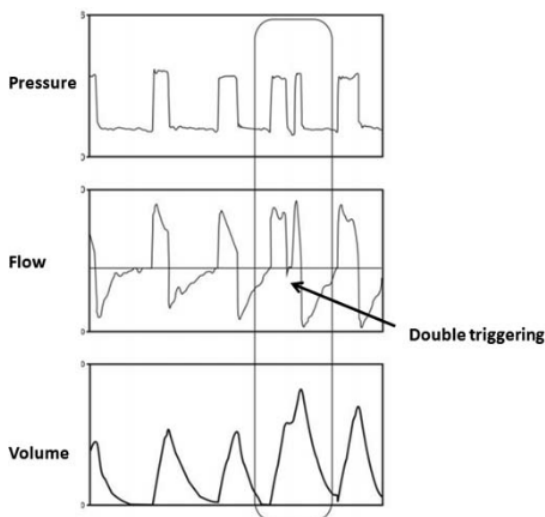
Tự động kích hoạt xảy ra khi máy thở cung cấp nhịp thở được hỗ trợ không phải do bệnh nhân thực hiện. Tự động kích hoạt cũng có thể do rò rỉ đường thở, nước đọng hoặc nhiễu động trong bộ dây, dao động của tim hoặc ngưỡng kích hoạt nhạy cảm không thích hợp. Nó cần được khắc phục bằng cách điều chỉnh cẩn thận độ nhạy kích hoạt

4. Kích hoạt ngược:

Akoumianaki và các đồng nghiệp gần đây đã mô tả “kích hoạt ngược” là một loại không đồng bộ cơ học thần kinh duy nhất [38]. Các cơ cơ thắt cơ hoành được kích hoạt bởi việc bơm khí vào máy thở tạo thành một dạng tương tác giữa bệnh nhân và máy thở được gọi là “sự cuốn vào”. Ở những bệnh nhân được an thần nặng, người ta cho rằng bệnh nhân đã bị ràng buộc nhịp thở thần kinh trong nhịp thở bắt buộc.



Hình 26: Kích hoạt áp lực ở bệnh nhân có áp lực dương cuối thì thở ra (PEEP). Ví dụ, một bệnh nhân có PEEP nội tại là 6 cmH₂O và ngưỡng kích hoạt áp lực hít vào được đặt ở mức 2 cm H₂O. i) ZERO PEEP, biểu đồ này hiển thị một bệnh nhân có PEEP được đặt bằng 0 và ngưỡng kích hoạt là 2 cm H₂O. Tuy nhiên, bệnh nhân này có mức PEEP nội tại là 6 cm H₂O. Do đó, nỗ lực hô hấp của bệnh nhân sẽ phải tạo ra áp lực âm 8 cm H₂O để kích hoạt máy thở, áp lực này rất cao và có thể gây ra hiện tượng bỏ lỡ kích hoạt. ii) PEEP bên ngoài, trong biểu đồ này, mức PEEP bên ngoài được đặt ở mức 4 cm H₂O và ngưỡng kích hoạt được đặt thấp hơn mức đó 2 cm H₂O. Máy thở được kích hoạt khi nỗ lực hít vào của bệnh nhân làm giảm áp lực đường thở xuống mức ngưỡng đã đặt là 4 cm H₂O, dẫn đến việc kích hoạt hiệu quả.



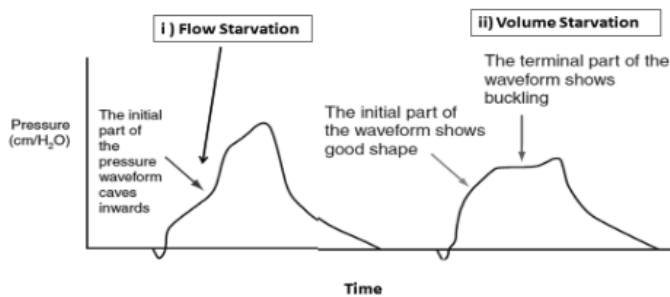
Hình 27: Một ví dụ về kích hoạt kép trong thông khí hỗ trợ áp lực. Nhu cầu của bệnh nhân tiếp tục vượt quá thời gian hít vào đã đặt, dẫn đến việc kích hoạt nhịp thở bắt buộc thứ hai trong cùng một nỗ lực của bệnh nhân.

Sự lôi kéo này xảy ra ở tỷ lệ 1:1 đến 1:3. Chúng xảy ra khi chuyển từ hít vào máy thở sang thở ra. Điều đáng lo ngại là việc kích hoạt ngược có thể dẫn đến tình trạng nhịp thở xếp chồng và căng phổi quá mức, đồng thời có thể góp phần gây ra rối loạn chức năng cơ hoành do máy thở gây ra.

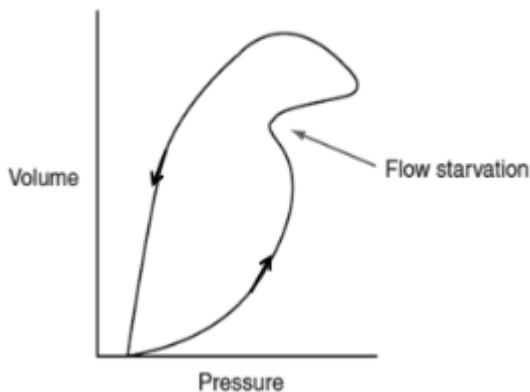
Không đồng bộ lưu lượng

Điều này xảy ra khi lưu lượng máy thở không phù hợp với lưu lượng bệnh nhân (quá nhanh hoặc chậm hoặc không đủ). Kiểu không đồng bộ này cũng phổ biến và có thể xảy ra với thông khí mục tiêu theo lưu lượng hoặc áp lực. Trong quá trình thông khí hỗ trợ, để giải phóng các cơ hô hấp, bệnh nhân không nên có WOB quá mức. Lý tưởng nhất là lượng công thở bệnh nhân thực hiện chỉ đủ để kích hoạt máy thở. Tuy nhiên, trên thực tế, các cơ hô hấp vẫn tiếp tục co thắt ngay cả sau khi kích hoạt máy thở. Do đó, điều quan

trọng là phải đồng bộ hóa việc cung cấp lưu lượng máy thở với bệnh nhân để hạn chế WOB và tránh môi cơ hô hấp. Sự không đồng bộ lưu lượng có thể được xác định trên dạng sóng áp lực-thời gian, biểu hiện sự sụt giảm (hình dạng thu gọn) trong thì hít vào được hỗ trợ (Hình 29). Điều này xảy ra khi lưu lượng máy thở thấp hơn lưu lượng mong muốn của bệnh nhân và bệnh nhân “kéo” dạng sóng áp lực-thời gian xuống và cũng có thể được hiển thị trong vòng lặp PV (Hình 30).



Hình 29: Dạng sóng áp lực thời gian trong nhịp thở thể tích. i) Không đồng bộ lưu lượng– giảm sớm do nỗ lực của bệnh nhân hoặc lưu lượng cài đặt thấp. ii) Tình trạng thiếu thể tích được ghi nhận ở phần cuối.

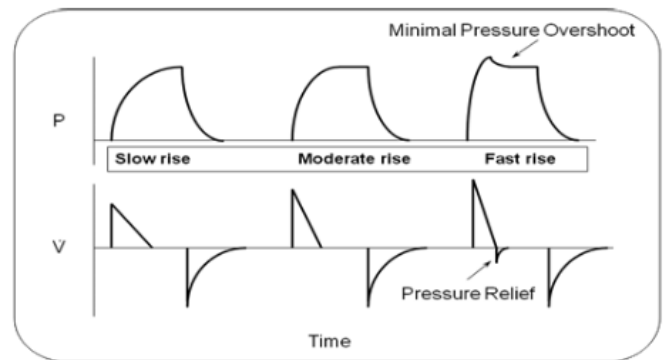


Hình 30: Vòng lặp áp lực-thể tích: thiếu lưu lượng.

Thông khí mục tiêu lưu lượng và áp lực: Trong nhịp thở nhắm mục tiêu theo lưu lượng, bác sĩ lâm sàng chọn tốc độ và kiểu lưu lượng (liều lưu lượng không đổi/giảm dần, v.v.). Việc cung cấp lưu lượng đỉnh sẽ phụ thuộc vào kiểu lưu lượng. Vì nhịp thở

được kiểm soát thể tích có các thông số lưu lượng đặt trước (cả lưu lượng đỉnh và kiểu lưu lượng); không đồng bộ lưu lượng chắc chắn sẽ xảy ra nếu các thông số cài đặt không phù hợp với nhu cầu của bệnh nhân. Lưu lượng dốc giảm dần với lưu lượng đỉnh ban đầu cao có thể phù hợp hơn với nhu cầu ngày càng tăng của bệnh nhân. Trong nhịp thở nhắm mục tiêu áp lực, tốc độ đạt được áp lực mục tiêu (do bác sĩ lâm sàng đặt ra) phụ thuộc vào thời gian tăng (rise time). Thời gian tăng nhanh hơn dẫn đến lưu lượng cao hơn để đạt được áp lực cài đặt nhanh hơn. Nhịp thở mục tiêu áp lực có lưu lượng thay đổi và do đó có thể đáp ứng tốt hơn nhu cầu của bệnh nhân.

Thời gian tăng: Ở kiểu lưu lượng giảm tốc, dạng sóng lưu lượng phải đạt đến lưu lượng đỉnh một cách trơn tru và giảm dần sau đó. Nếu lưu lượng nhanh hơn nhu cầu của bệnh nhân, sẽ có quá áp (áp lực tăng đột biến/vượt mức) khi bắt đầu hít vào trên biểu đồ dạng sóng áp lực-thời gian. Trong thông khí nhắm mục tiêu áp lực, thời gian tăng nên được điều chỉnh phù hợp. Nó thường được giữ < 0,2 giây. Thời gian tăng quá ngắn sẽ dẫn đến áp lực vượt mức (Hình 31).



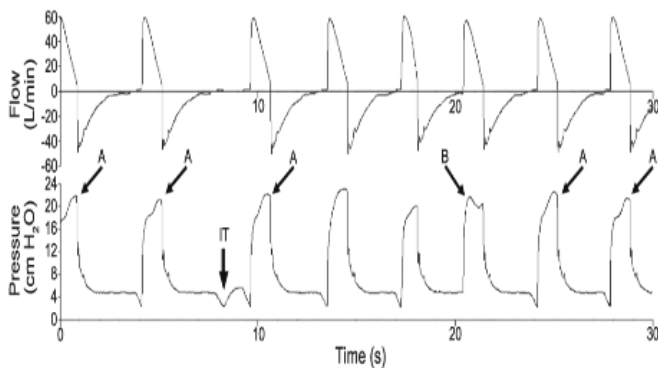
Hình 31: Thời gian tăng: Tăng chậm, vừa phải và nhanh được mô tả. Tăng nhanh (do thời gian tăng ngắn) dẫn đến áp lực tăng vọt. Trên biểu đồ dạng sóng thời gian lưu lượng, áp lực giảm được thấy do van thở ra hoạt động.

Không đồng bộ chu kỳ:

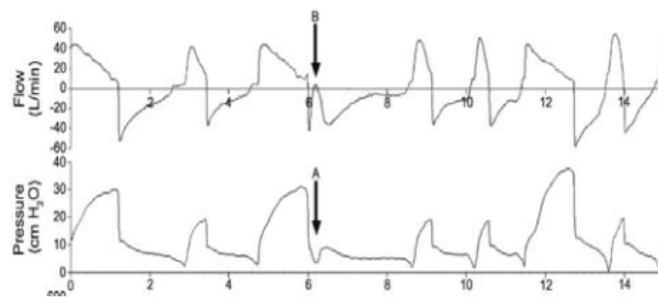
Chu kỳ là việc chấm dứt hít vào bằng máy thở và chuyển sang thì thở ra. Khi có sự không phù hợp giữa thời gian của máy thở và bệnh nhân về việc chấm dứt

thì hít vào, nó sẽ dẫn đến sự không đồng bộ theo chu kỳ. Cái này có 2 loại:

- **Chu kỳ bị trì hoãn:** Khi máy thở tiếp tục lưu lượng hít vào mặc dù bệnh nhân đã bắt đầu nỗ lực thở ra. Điều này dẫn đến sự tăng vọt áp lực ở cuối thì hít vào được hỗ trợ bởi máy thở và lưu lượng giảm nhanh chóng (Hình 32). Việc thở ra chủ động của bệnh nhân cũng có thể được quan sát bằng cách sờ bụng bệnh nhân. Việc chu kỳ bị trì hoãn dẫn đến thời gian thở ra không đủ, bẫy khí và sau đó không kích hoạt được. Nó cần được điều chỉnh bằng cách giảm thời gian hít vào và/hoặc thể tích khí lưu thông. Đối với những bệnh nhân có thời gian hít vào thay đổi, việc chuyển sang hỗ trợ áp lực có thể được xem xét do chu kỳ lưu lượng.



Hình 32: Chu kỳ bị trì hoãn dẫn đến tăng đột biến áp lực được đánh dấu bằng A. Sau đó, trình kích hoạt không hiệu quả (IT) cũng được nhìn thấy.



Hình 33: Chu kỳ sớm được coi là mức giảm âm dưới PEEP trên đường cong áp lực (A). Lưu lượng tăng đồng thời cũng được nhìn thấy (B)

- **Chu kỳ sớm:** Chu kỳ sớm xuất hiện khi bệnh nhân tiếp tục hít vào sau khi ngừng hít vào được hỗ trợ bằng máy thở. Điều này được thấy trên biểu đồ dạng sóng áp lực-thời gian khi áp lực đường thở giảm ở cuối thì hít vào. Biểu đồ dạng sóng lưu lượng-thời gian sẽ cho thấy lưu lượng khí tăng lên ngay sau khi hít vào (Hình 33). Thời điểm của sự kiện này (ngay sau khi được hít vào) giúp phân biệt nó với việc kích hoạt không hiệu quả.

Hỗ trợ áp lực: không đồng bộ chu kỳ

Trong PSV, máy thở thường được chuyển chu kỳ theo lưu lượng ở một tỷ lệ so với lưu lượng đỉnh. Tiêu chí chu kỳ thứ cấp là áp lực (nếu áp lực vượt quá mục tiêu hỗ trợ áp lực) và thời gian (nếu giai đoạn hít vào kéo dài). Thời gian hít vào trong PSV được xác định bởi cơ học phổi và tiêu chí chu kỳ lưu lượng [39]. Khi độ giãn nở giảm, chu kỳ lưu lượng sẽ đạt được sớm hơn trong giai đoạn hít vào và kết quả là ngừng hít vào sớm và có khả năng kích hoạt kép (Hình 27). Với độ giãn nở tăng lên và sức cản tăng lên, như xảy ra với bệnh hen suyễn, lưu lượng thở giảm xuống chậm, có nghĩa là tiêu chí của chu kỳ lưu lượng sẽ đạt được muộn hơn và giai đoạn hít vào sẽ kéo dài hơn. Việc kéo dài giai đoạn hít vào có thể dẫn đến bẫy khí và siêu bơm phòng động. Điều này cũng có thể dẫn đến việc kích hoạt các cơ thở ra, có thể được phát hiện trên lâm sàng bằng cách sờ bụng bệnh nhân hoặc quan sát dạng sóng áp lực để biết mức tăng áp lực ở cuối giai đoạn hít vào (Hình 32). Hít vào kéo dài gây ra sự không đồng bộ của chu kỳ trong PSV có thể được khắc phục bằng cách giảm mức hỗ trợ áp lực hoặc bằng cách tăng tiêu chí chấm dứt của cài đặt lưu lượng.

Các loại không đồng bộ khác:

Ngoài các loại chính được mô tả ở trên, còn có một số điều kiện khác được công nhận là gây ra sự không đồng bộ. Bao gồm:

- **Không đồng bộ thở ra:** Thời gian thở ra không đủ có thể dẫn đến việc tạo ra auto-PEEP (đã được thảo luận trước đó)
- **Thở định kỳ:** Sự không đồng bộ này được thấy ở cài đặt PSV cao, trong đó thông khí phút cao dẫn đến thải CO₂ gây ra ngưng thở, sau đó là tăng CO₂ trở lại và nỗ lực thở này gây ra tình trạng thức giấc khi ngủ.
- **Chế độ không đồng bộ:** đề cập đến việc áp dụng chế độ không phù hợp dẫn đến sự khó chịu của bệnh nhân. Ví dụ, với thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ, sự không đồng bộ có thể xảy ra do các loại nhịp thở bắt buộc và tự phát khác nhau. Điều này là do nỗ lực hít vào của bệnh nhân thường không khác nhau đối với nhịp thở bắt buộc và nhịp thở tự phát, đồng thời việc thiếu khả năng thích ứng với nhịp thở tự phát và nhịp thở bắt buộc đã ngăn cản việc dỡ tải hiệu quả của các cơ hô hấp.[40]

Tóm tắt

Mặc dù thực sự không có gì có thể thay thế cho việc đánh giá lâm sàng tại giường bệnh nhân thở máy, nhưng đồ họa phổi tại giường là một công cụ không xâm lấn mạnh mẽ, cung cấp hiệu suất theo từng nhịp thở của máy thở và sự tương tác của nó với bệnh nhân. Vẫn chưa có cơ sở bằng chứng lớn để xác định hiệu quả lâm sàng, nhưng về mặt lý thuyết, nó giống như một màn hình máy tính và bạn thực sự không thể làm việc bình thường với máy tính nếu không có màn hình. Ngoài ra, không có cách tiếp cận tiêu chuẩn nào về hướng dẫn giải thích bằng đồ họa, khiến việc so sánh các nghiên cứu trở nên khó khăn. Đây là một trong những nguyên nhân khiến nó chưa được sử dụng đúng mức trong thực tế. Theo quan điểm của chúng tôi, sự hiểu biết về đồ họa máy thở là vô giá để theo dõi bệnh nhân trên máy thở cơ học và việc diễn giải nó là kỹ năng mà mọi bác sĩ hồi sức tích cực nên có.