

Steven M. Donn • Mark C. Mammel

Neonatal Pulmonary Graphics

A Clinical Pocket Atlas

S.M. Donn, M.C. Mammel, Neonatal Pulmonary Graphics:
A Clinical Pocket Atlas, DOI 10.1007/978-1-4939-2017-4_1,
© Springer Science+Business Media New York 2015

Lược dịch: BS. Đặng Thanh Tuấn
Bệnh viện Nhi Đồng 1

Chương 1

Nguyên lý đồ họa phổi theo thời gian thực

1.1 Giới thiệu

Gần một phần tư thế kỷ, trẻ sơ sinh thở máy được theo dõi chủ yếu bằng các phương tiện lâm sàng, bổ sung thêm dữ liệu xét nghiệm như phân tích khí máu và chụp X quang ngực. Rất ít kiến thức về cơ học phổi hoặc tương tác giữa em bé và máy thở. Trong thời đại đó, “tiêu chuẩn vàng” của cơ học phổi, phép đo phế dung, không sử dụng thực tế trong dân số sơ sinh.

Những nỗ lực sớm để đưa xét nghiệm chức năng phổi đến đơn vị chăm sóc tích cực sơ sinh (NICU) cũng không kém phần bực bực khó khăn. Thiết bị này cực kỳ cồng kềnh, cần hiệu chỉnh cẩn thận và thường cung cấp những dữ liệu không thể giải thích được. Những tiến bộ lớn trong công nghệ vào giữa những năm 1980 đã mở ra kỷ nguyên của máy tính xách tay thực tế, cho phép đánh giá tại giường cùng lúc các kiểu sóng lưu lượng khí với sóng áp lực và thể tích ở trẻ sơ sinh bị bệnh nặng. Vì các thiết bị này độc lập, và không được tích hợp vào máy thở, kỹ thuật này được giới hạn trong việc lấy kiểu ngắt quãng, vì các thiết bị phải được đưa từ giường này sang giường khác và không thể sử dụng liên tục. Vào đầu thập niên 1990, hệ thống thông khí dựa trên bộ vi xử lý, cũng như sự ra đời của đồ họa phổi theo thời gian thực, đã theo dõi liên tục và có thể theo dõi cả cơ học phổi và xu hướng. Lần đầu tiên, các bác sĩ sơ sinh đã có thể nhìn thấy trên màn hình các dạng sóng và “vòng lặp” theo từng nhịp thở, để đạt được những lợi ích về xu hướng và lưu trữ dữ liệu, và để phản ánh kết quả điều trị với các chỉ số điều trị hẹp.

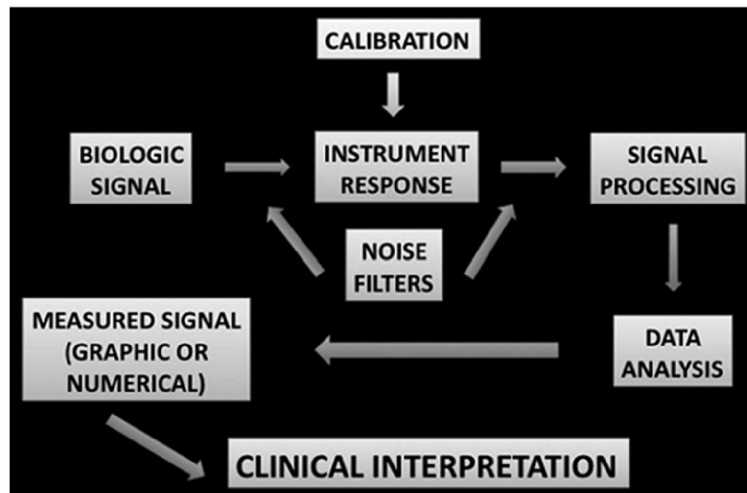
1.2 Nguyên tắc đồ họa phổi

Hệ thống giám sát đồ họa phổi ([pulmonary graphic monitoring systems](#)) bao gồm nhiều đơn vị hoạt động cùng nhau để tạo ra một màn hình hiển thị trực quan hoặc số. Hình 1.1 minh họa sơ đồ các thành phần chính.

Các tín hiệu quan tâm, chẳng hạn như lưu lượng và áp lực, được chuyển đổi bởi một bộ chuyển đổi ([transducer](#)) thành các tín hiệu tương tự điện ([electrical analogues](#)). Công cụ hiện nay thường được tự động hiệu chuẩn và các bộ lọc loại bỏ tín hiệu nhiễu ([noise and interference](#)). Tín hiệu tương tự điện được chuyển thành định dạng số (xử lý tín hiệu) và được gửi tới máy tính để phân tích dữ liệu. Kết quả cuối cùng là tín hiệu đo được, hoặc là số hoặc đồ họa, sau đó được giải thích lâm sàng.

Bộ chuyển đổi, cũng được gọi là cảm biến ([sensor](#)), là một thiết bị khoảng chết thấp, trọng lượng nhẹ được lắp vào đường dẫn khí gần (Hình 1.2). Ngày nay hầu hết

các máy thở cơ học đều sử dụng công nghệ đo gió dây nóng ([heated wire anemometer technology](#)). Dây bạch kim, vonfram, hoặc bạch kim-iridium ở giữa cảm biến được làm nóng đến nhiệt độ cố định. Khi dòng khí chảy qua dây dẫn, làm mát nó, phải cung cấp thêm nguồn điện để đưa dây trở lại nhiệt độ cố định của nó. Số lượng cường độ dòng điện yêu cầu này sau đó có thể được chuyển đổi thành tín hiệu lưu lượng và thể tích. Đối với xác định dòng hai chiều, có thể thêm dây thứ hai. Cả hai áp lực hít vào và thở ra có thể được đo bằng đầu dò nằm trong máy thở hoặc thông qua việc sử dụng bộ chuyển đổi phụ kiện ở đường thở gần, giúp cải thiện độ chính xác của phép đo.



Hình 1.1 Sơ đồ dòng sơ đồ thể hiện xử lý tín hiệu, hiển thị và phân tích đồ họa phổi



Hình 1.2 Cảm biến đường thở gần (bộ chuyển đổi)

1.3 Màn hình đồ họa (Graphic Screen)

Một màn hình điều khiển đồ họa điển hình được mô tả trong hình 1.3. Một đường biểu diễn sơ đồ được hiển thị phía trên (Hình 1.3a) và một đường biểu diễn thực tế được hiển thị ở phía dưới (Hình 1.3b). Ở phía bên trái của màn hình, cột số hiển thị giá trị đo thực tế. Các bác sĩ có thể chọn bất kỳ thông số quan tâm. Hàng số ở cuối

màn hình hiển thị các thông số thông khí do bác sĩ cài đặt. Trung tâm của màn hình có thể được sử dụng để hiển thị dạng sóng, vòng lặp, màn hình xu hướng hoặc màn hình điều khiển số (chúng được thảo luận chi tiết sau).



Hình 1.3 Màn hình giám sát đồ họa điển hình (a, sơ đồ; b, thực tế). Trong ví dụ này, áp lực, tần số thở, thể tích hít vào, thể tích thở ra và thể tích hít vào/kg được đo được hiển thị trên trục thẳng đứng; các thông số cá nhân hóa thường có thể tùy chỉnh và các thông số khác có thể được hiển thị. Các tham số được cài đặt bởi người vận hành máy được hiển thị trên trục ngang; trong ví dụ này, chúng bao gồm tần số, áp lực hít vào, thời gian hít vào, PEEP, kích hoạt lưu lượng và FiO₂. Chúng thường được nhà sản xuất cài đặt và có thể không được thay thế. So sánh kết quả hai nhóm trị số này cho phép người sử dụng để xác định những gì (nếu có) đóng góp của bệnh nhân vào các giá trị hỗ trợ đã cài đặt.

Hầu hết các màn hình sử dụng màn hình màu, có thể rất hữu ích trong việc giải thích dữ liệu. Màn hình cụ thể này phân biệt hít vào với thở ra bằng mã màu. Hít vào

được vẽ bằng màu đỏ nếu nó được khởi động bằng máy và có màu vàng nếu nó được khởi đầu bởi bệnh nhân. Thở ra được biểu thị bằng màu xanh lam. Thỉnh thoảng một đường màu xanh lá cây xuất hiện, cho biết thiết bị đang tự động hiệu chỉnh.

Không phải tất cả các thiết bị đều có chức năng tự động chỉnh tỷ lệ (**auto-scale function**). Khi có mặt, chức năng tự động chỉnh tỷ lệ mở rộng quy mô lựa chọn các trục thích hợp cho dạng sóng và vòng lặp và làm cho nhận dạng kiểu dễ dàng hơn. Nếu không có chức năng tự động chỉnh tỷ lệ, các bác sĩ phải chú ý đến các trục và điều chỉnh chúng cho phù hợp. Các trục phải được đặt để chứa toàn bộ dạng sóng hoặc vòng lặp và phải gần với tỷ lệ 1: 1 nhất có thể.

1.4 Hạn chế

Một nhược điểm lớn là các thiết bị cần thiết để đo lường và hiển thị cơ học và đồ họa phổi đã không được chuẩn hóa. Giải thích đồ họa phổi yêu cầu nhận dạng kiểu. Thật không may, điều này có thể bị bóp méo bởi việc nhân rộng các trục không đúng cách, và thậm chí cả hướng của các vòng thể tích - lưu lượng có thể là theo chiều kim đồng hồ hoặc ngược chiều kim đồng hồ. Một số giá trị tham chiếu vẫn còn thiếu. Thay đổi đáng kể giữa các bệnh nhân và cùng bệnh nhân ở thời điểm khác nhau đã được báo cáo. Các bác sĩ lâm sàng cần phải lưu ý rằng những gì đang được đo lường là các tính chất cơ học của phổi và đường thở (cơ học phổi), và không phải là sự trao đổi khí thực sự (chức năng phổi). Cuối cùng, chúng ta phải nhận thức được rằng việc sử dụng các ống nội khí quản không bóng chèn sẽ dẫn đến một mức độ rò rỉ nào đó, và điều này có thể có tác động quan trọng đến chức năng của hệ thống.

Chương 2

Biểu đồ dạng sóng (Waveforms)

2.1 Giới thiệu

Dạng sóng (**waveforms**) mô tả mối quan hệ giữa các thông số hô hấp và thời gian trên nền tảng từng nhịp thở (**breath-to-breath**). Ba tín hiệu thường được sử dụng nhất là áp lực – pressure (cm H₂O), thể tích – volume (mL) và lưu lượng – flow (mL/s), và ba tín hiệu này mô tả chu kỳ hô hấp. Hầu hết các màn hình đồ họa giờ đây có khả năng hiển thị cả ba dạng sóng cùng một lúc; một số chỉ hiển thị một hoặc hai.

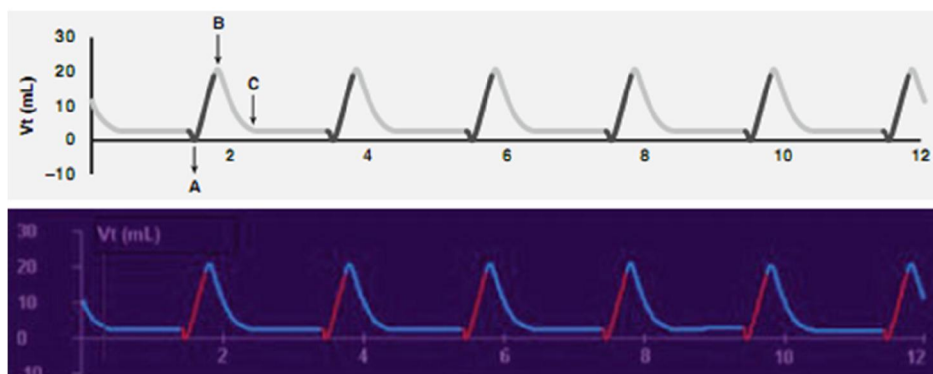


Hình 2.1 Dạng sóng phổi (a, sơ đồ; b, thực tế). Các dạng sóng áp lực được hiển thị phía trên, các dạng sóng lưu lượng nằm ở giữa và các dạng sóng thể tích ở phía dưới. Điểm A thể hiện sự khởi đầu của hít vào. Điểm B thể hiện hít vào đỉnh. Điểm C thể hiện sự kết thúc của hít vào và bắt đầu thở ra. Điểm D là kết thúc thì thở ra.

Khi được hiển thị tổng hợp, các pha chu kỳ của hô hấp có thể được đánh giá cao. Mỗi dạng sóng có những điểm khác nhau của sự khởi đầu của hít vào (**initiation of inspiration**), hít vào đỉnh (**peak inspiration**), kết thúc của hít vào/bắt đầu thở ra, và kết thúc thở ra (**end of expiration**). Chúng được mô tả sơ đồ trong hình 2.1a và thực tế trong hình 2.1b.

2.2 Dạng sóng Thể tích (Volume Waveform)

Biểu đồ dạng sóng hiển thị các thay đổi về thể tích được phân phối theo thời gian. Nó được xác định bằng cách tích hợp các tín hiệu lưu lượng hít vào và thở ra. Một dạng sóng thể tích điển hình được thể hiện trong hình 2.2. Như đã thấy trong hình 2.2a, dạng sóng có một số điểm tham chiếu. Điểm A mô tả sự khởi đầu của hít vào. Điểm B thể hiện thể tích khí hít vào tối đa. Điểm C thể hiện sự kết thúc của hít vào và bắt đầu thở ra. Điểm D mô tả thể tích thở ra và phải rất gần với đường thể tích bằng không (trục hoành); thể tích thở ra thường là ít hơn một chút so với thể tích hít vào vì rò rỉ không khí xung quanh ống nội khí quản không bóng chèn. Một dạng sóng thể tích thực được thể hiện trong hình 2.2b.



Hình 2.2 Dạng sóng thể tích (a, sơ đồ; b, thực tế). Điểm A là khởi đầu của thì hít vào. Điểm B thể hiện thể tích khí hít vào tối đa. Điểm C là thể tích cuối thì hít vào

Việc đánh giá dạng sóng thể tích khí lưu thông (V_t) có thể hữu ích trong việc xác định sự đóng góp tương đối của nhịp thở cơ học và tự phát trong quá trình thông khí bắt buộc ngắt quãng (**IMV, intermittent mandatory ventilation**) hoặc thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ (**SIMV, synchronized intermittent mandatory ventilation**). Hình 2.3 minh họa điều này. Lưu ý rằng nhịp thở có thể tích lớn hơn là nhịp thở SIMV, và nhịp thở có thể tích nhỏ hơn, chỉ được hỗ trợ bởi áp lực dương cuối kỳ thở (PEEP), là nhịp thở tự phát (**spontaneous**).

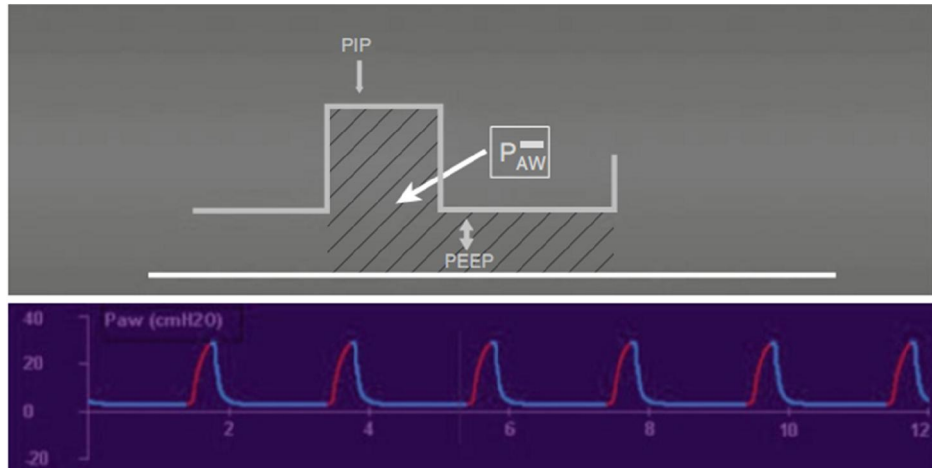


Hình 2.3 Các dạng sóng trong quá trình thông khí SIMV theo áp lực/hỗ trợ áp lực (PC SIMV/PS). Lưu ý những đóng góp tương đối trong các nhịp thở SIMV (nhịp thở A) và hỗ trợ áp lực 1 phần (nhịp thở B) trong dạng sóng (a) và thực tế (b). Trong ví dụ này, vì hỗ trợ áp lực được đặt ở 0, chúng ta thấy không có độ lệch áp lực (vì không có áp lực dương nào được thêm vào để hỗ trợ nhịp thở tự phát) nhưng chúng ta thấy sự thay đổi lưu lượng và thể tích do bệnh nhân khởi động.

2.3 Dạng sóng Áp lực (Pressure Waveform)

Dạng sóng áp lực thể hiện áp lực đường thở trong suốt chu trình hô hấp (Hình 2.4). Hầu như tất cả trẻ sơ sinh cần thông khí cơ học thông thường đều nhận được một mức độ PEEP. Do đó, dạng sóng ở cuối thì thở ra hoặc bắt đầu hít vào sẽ nằm trên giá trị nền (trị số không). Áp lực tăng lên trong hít vào, đạt giá trị tối đa, hoặc áp lực hít vào đỉnh (PIP, **peak inspiratory pressure**), sau đó giảm trong khi thở ra về mức PEEP. Diện tích khu vực dưới đường cong một chu kỳ thở duy nhất thể hiện áp lực đường thở

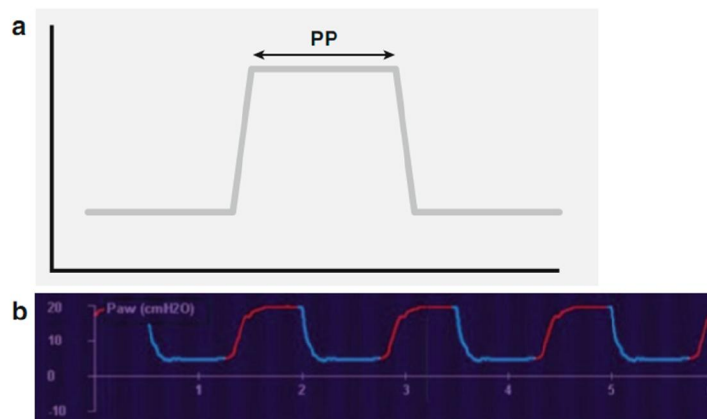
trung bình (mean Paw, mean airway pressure). Sự khác biệt giữa PIP và PEEP được gọi là biên độ hoặc delta P (amplitude or delta P). Những biểu đồ này được trình bày sơ đồ (Hình 2.4a) và thực tế (Hình 2.4b).



Hình 2.4 Biểu diễn sơ đồ của giải phẫu dạng sóng áp lực (a). Biên độ hoặc ΔP là chênh lệch giữa áp lực hô hấp đỉnh (PIP) và áp lực đường cơ sở, được gọi là áp lực dương cuối kỳ thở ra (PEEP, positive end-expiratory pressure). Áp lực đường thở trung bình được thể hiện bằng diện tích dưới đường cong (vùng mờ) cho một chu kỳ. Một dạng sóng áp lực thực tế được mô tả trong (b)

2.3.1 Áp lực bình nguyên (Plateau Pressure)

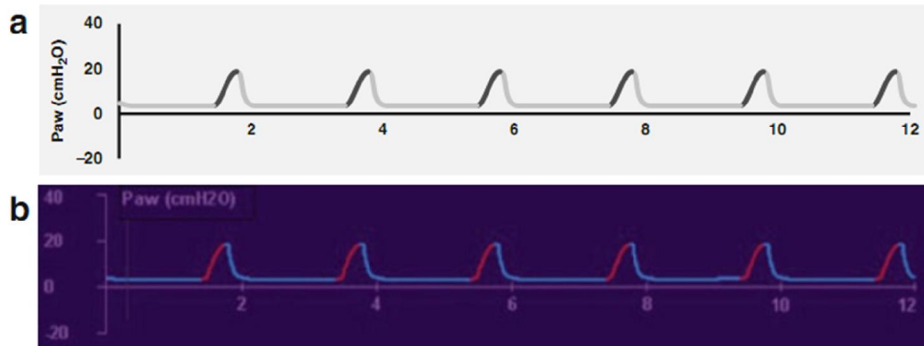
Nếu một thao tác ngừng hít vào (inspiratory hold) được sử dụng để kéo dài thời gian hít vào (chặn van thở ra mở ra), một áp lực bình nguyên có thể biểu hiện. Điều này được thể hiện trong hình 2.5. Sau khi đạt PIP, thay vì tuyến tính giảm xuống đường cơ sở, nó vẫn không đổi, tạo ra bình nguyên, cho đến khi kết thúc ngưng thì hít vào và van thở ra mở ra.



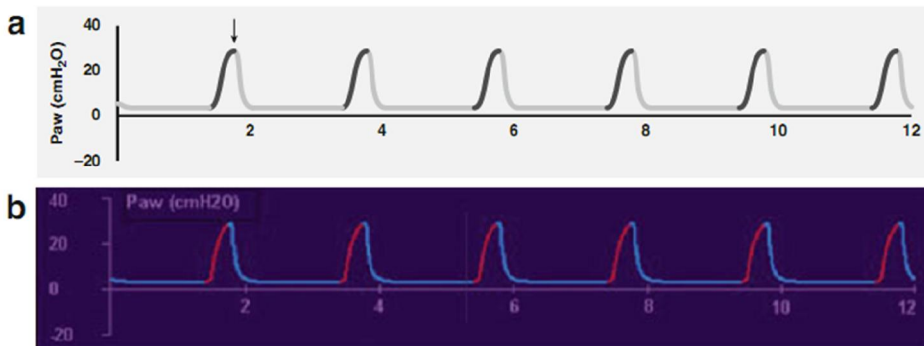
Hình 2.5 Áp lực bình nguyên. Kéo dài thời gian hô hấp bằng cách sử dụng của một thao tác ngừng hít vào tạo ra một áp lực bình nguyên (PP), sơ đồ (a) và thực sự (b).

2.3.2 Thay đổi của PIP và PEEP

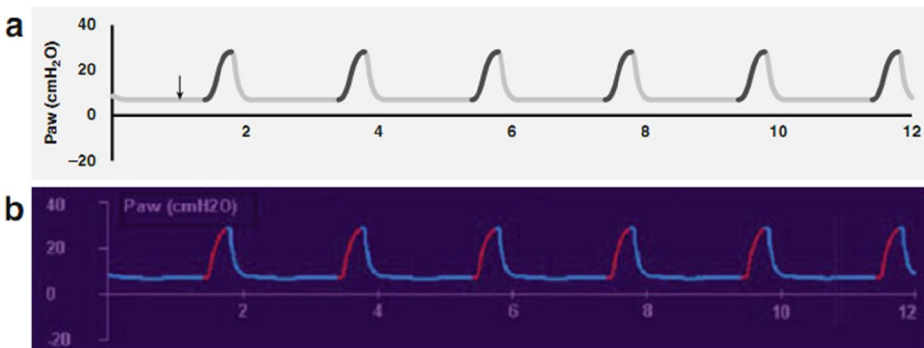
Các thay đổi của PIP hoặc PEEP sẽ thay đổi hình dạng của dạng sóng áp lực và thay đổi giá trị áp lực đường thở trung bình được cung cấp. Hình 2.6 thể hiện các cài đặt chỉ số thông khí, trong đó PIP là 20 cm H₂O và PEEP là 5 cm H₂O. Hình 2.7 cho thấy sự thay đổi khi PIP được tăng lên đến 30 cm H₂O. Nếu PEEP không thay đổi, biên độ sẽ tăng thêm 10 cm H₂O.



Hình 2.6 Hình dạng sóng áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). PIP là 20 cm H₂O, PEEP là 5 cm H₂O



Hình 2.7 Trong dạng sóng áp lực này (a, sơ đồ; b, thực tế), PIP đã được tăng lên đến 30 cm H₂O (mũi tên)

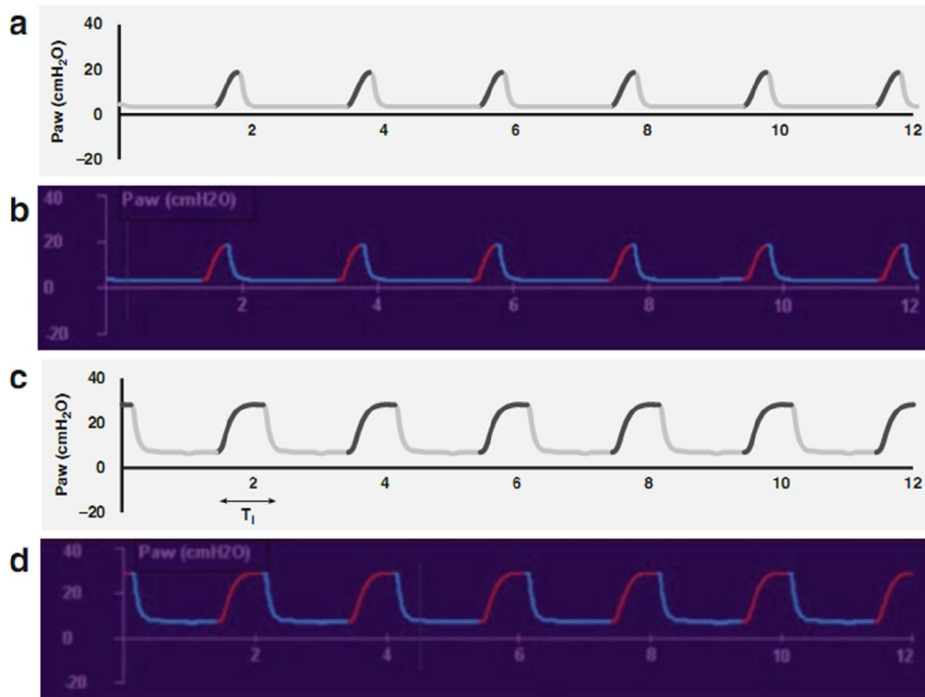


Hình 2.8 Trong ví dụ này, PEEP đã được tăng từ 5 đến 10 cm H₂O (mũi tên). Lưu ý sự gia tăng trong đường cơ sở và giảm biên độ (a, sơ đồ; b, thực tế)

Những thay đổi của PIP mà không có những thay đổi đồng thời của PEEP sẽ làm thay đổi biên độ. Ở đây, các cài đặt ban đầu của chúng ta lại là PIP 20 cm H₂O và PEEP 5 cm H₂O (Hình 2.6). Khi PEEP được tăng lên đến 10 cm H₂O trong khi PIP được giữ cố định, hãy lưu ý cách đường cơ sở tăng lên và chên lệch từ PIP đến PEEP giảm (Hình 2.8).

2.3.3 Thay đổi của thời gian hít vào (Inspiratory Time)

Độ dốc hít vào sẽ làm độ dốc áp lực dương và kéo dài giai đoạn hít vào của dạng sóng áp lực. Nếu tất cả các thông số khác được giữ cố định, giá trị trung bình của Paw sẽ tăng (diện tích dưới đường cong mở rộng). Hình 2.9 cho thấy những thay đổi trong dạng sóng áp lực sau khi độ dốc hít vào từ hình 2.6. Lưu ý độ dài tăng của pha hít vào của dạng sóng và vùng tăng theo đường cong.

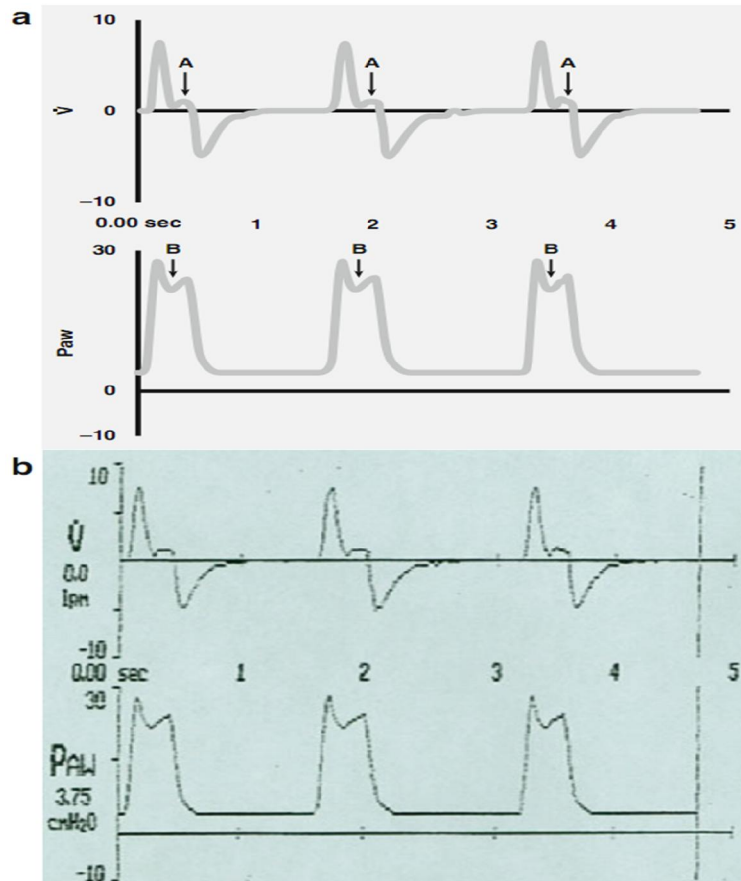


Hình 2.9 Độ dốc hít vào làm tăng diện tích dưới đường cong, và do đó, áp lực đường thở trung bình. Các dạng sóng trên (a, sơ đồ; b, thực tế) cho thấy một PIP 20, PEEP 5 với Ti ngắn; các dạng sóng thấp hơn (c, sơ đồ; d, thực tế) cho thấy Ti dài hơn thay đổi dạng sóng áp lực hít vào và tăng áp lực đường thở trung bình

2.3.4 Áp lực vượt ngưỡng (Pressure Overshoot)

Kiểm soát áp lực và thông khí hỗ trợ áp lực sử dụng dạng sóng lưu lượng hít vào giảm tốc (được thảo luận sau). Nếu đặt quá cao, nó có thể gây áp lực quá nhanh

so với nhu cầu của bệnh nhân. Điều này tạo ra một tình trạng gọi là áp lực vượt ngưỡng (đôi khi được gọi là "đồ chuông"). Hình 2.10 hiển thị điều này. Dạng sóng áp lực thể hiện đỉnh cao và đỉnh kép tại PIP. Hầu hết các máy thở có chức năng độ dốc (rise time) điều chỉnh để đáp ứng điều này. Nó là một phương tiện bán định lượng để giảm tốc độ dòng khí thở.



Hình 2.10 Áp lực vượt ngưỡng (a, sơ đồ; b, thực tế). Nếu độ dốc (rise time) tăng tạo ra tốc độ lưu lượng quá mức trong quá trình điều khiển áp lực hoặc thông khí hỗ trợ áp lực, áp lực vượt ngưỡng, còn được gọi là "đồ chuông", có thể xảy ra. Điều này có thể được nhìn thấy trên dạng sóng chảy như là một "chỗ nhô lên" (bump) ở phần cuối của lưu lượng khí hít vào (A) và như là một dấu khác ở phía trên của các dạng sóng áp lực (B)

2.4 Dạng sóng lưu lượng

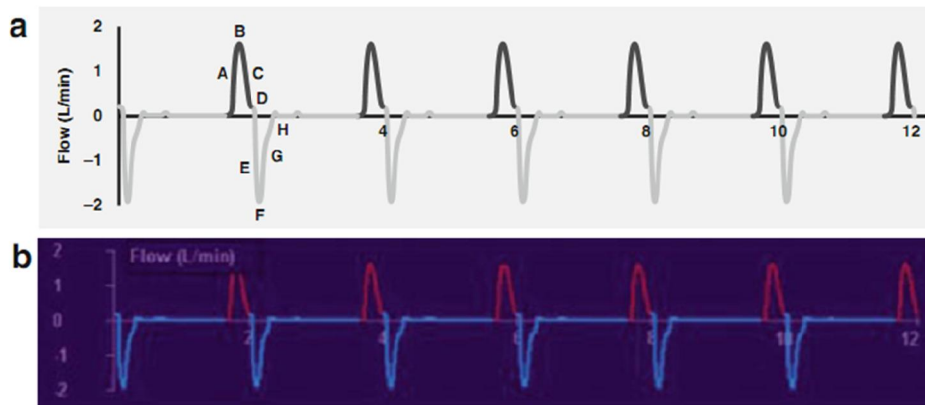
Dạng sóng lưu lượng là phức tạp nhất bởi vì các pha hít vào và thở ra của chúng đều có hai thành phần. Trong dạng sóng này, đường cơ sở đại diện cho một trạng thái lưu lượng bằng không, nghĩa là không có khí nào đi vào hoặc ra khỏi đường dẫn khí. Theo quy ước, bất cứ thứ gì nằm phía trên đường cơ sở (giá trị dương) biểu diễn lưu lượng hít vào (lưu lượng khí vào bệnh nhân), và ngược lại, bất kỳ thứ gì bên dưới

đường cơ sở (giá trị âm) biểu diễn lưu lượng thở ra (lưu lượng khí từ bệnh nhân đi ra). Giải phẫu của dạng sóng lưu lượng trong quá trình thông khí nhắm mục tiêu áp lực được mô tả sơ đồ trong hình 2.11a. Lưu ý rằng lưu lượng là tốc độ phân phối thể tích theo thời gian.

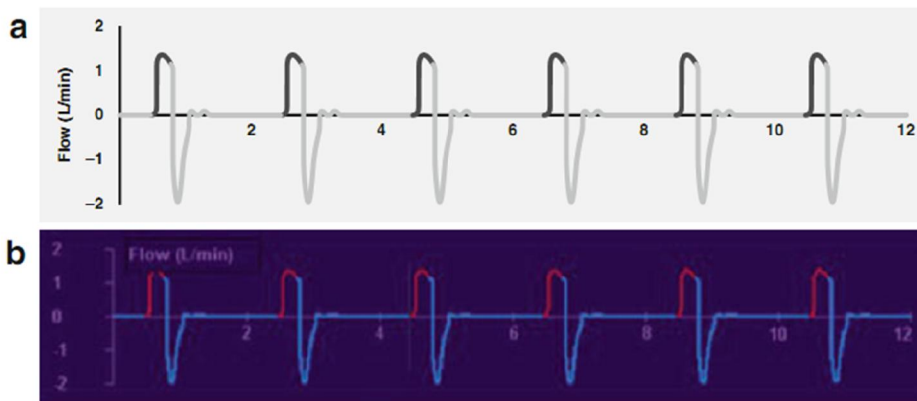
Có hai phương pháp chính trong đó lưu lượng hít vào có thể cung cấp cho bệnh nhân, thay đổi (**variable**) hoặc hằng định (**constant**). Lưu lượng thay đổi được sử dụng trong thông khí điều khiển áp lực (PCV) và thông khí hỗ trợ áp lực (PSV). Khi hít vào bắt đầu, có sự tăng lên, hoặc tăng tốc của trong lưu lượng hít vào. Tại giá trị cực đại của nó, nó được gọi là lưu lượng đỉnh hít vào (**peak inspiratory flow**). Đây là tốc độ nhanh nhất mà khí đi vào đường thở. Sau đó, lưu lượng giảm tốc đến giá trị ban đầu, đạt đến số không (zero) khi phổi được lấp đầy và không có thêm khí nào đi vào đường thở. Mặc dù độ dốc (hướng) của pha giảm tốc khác với pha tăng tốc, cả hai đều nằm phía trên đường cơ sở và biểu thị lưu lượng khí vào bệnh nhân, nhưng ở các mức khác nhau. Lưu ý rằng thời gian từ một lưu lượng bằng không lưu tới lưu lượng bằng không tiếp theo xác định thời gian hít vào (**inspiratory time**). Khi sử dụng phương thức lưu lượng hằng định, chẳng hạn như trong thông khí điều khiển thể tích, dòng khí hít vào tăng lên nhanh đến mức đỉnh và sau đó được giữ hằng định trong suốt thời gian hít vào, chỉ giảm xuống ngay sau khi van thở ra mở ra. Điều này tạo ra một dạng sóng “vuông” (**square flow**) đặc trưng.

Giai đoạn thở ra của dạng sóng lưu lượng là tương tự, nhưng theo hướng ngược lại. Khi thở ra, có sự tăng tốc nhanh chóng của dòng khí thở ra, và khí di chuyển nhanh nhất từ đường thở được nhìn thấy ở tốc độ lưu lượng thở ra tối đa (**peak expiratory flow rate**). Tiếp theo là sự giảm tốc độ dòng khí thở ra cho đến khi phổi được làm trống đến mức dung tích cặn chức năng (**functional residual capacity**), và trạng thái lưu lượng bằng không đạt được. Một lần nữa, mặc dù hướng của các thành phần tăng tốc và giảm tốc là khác nhau, chúng đều ở dưới đường cơ sở (âm) và cả hai đều biểu thị lưu lượng khí thở ra. Khoảng cách giữa các lưu lượng bằng zero thể hiện thời gian thở ra (**expiratory time**). Một dạng sóng thực tế trong quá trình thông khí điều khiển áp lực được mô tả trong hình 2.11b. Lưu ý lưu lượng hít vào tăng tốc mạnh, đạt đến lưu lượng đỉnh hít vào, sau đó lưu lượng khí hít vào giảm dần, và lưu lượng bằng không ở cuối thì hít vào. Sau đó, thời gian thở ra xảy ra, tăng lưu lượng khí thở ra ở mức lưu lượng đỉnh thở ra và sau đó lưu lượng khí thở ra giảm dần. Giai đoạn thở kết thúc ở trạng thái lưu lượng bằng không.

Hình 2.12 cho thấy dạng sóng lưu lượng trong quá trình thông khí điều khiển thể tích. Các lưu lượng hít vào đỉnh tăng tốc nhanh và sau đó được giữ hằng định (liên tục) cho đến khi hít vào kết thúc, tạo ra một dạng sóng vuông.



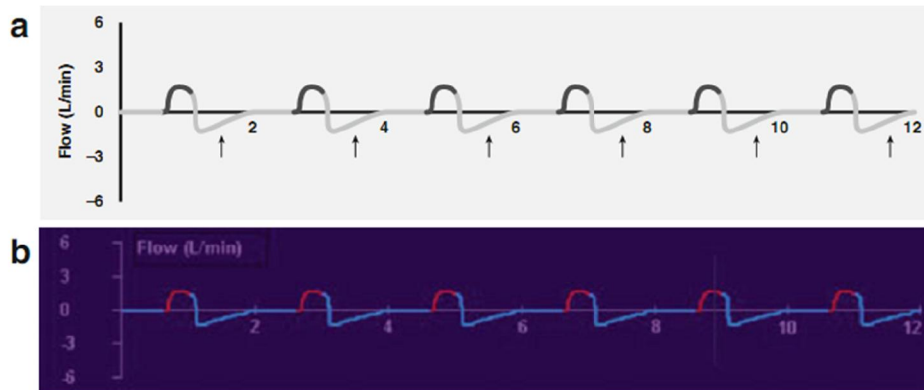
Hình 2.11 Cấu tạo dạng sóng lưu lượng (a, sơ đồ; b, thực tế). Khi nhịp thở bắt đầu, có sự tăng tốc lưu lượng hít vào từ đường cơ sở từ lưu lượng bằng không (A) đến giá trị cực đại của nó, là lưu lượng đỉnh hít vào (B). Lưu lượng sau đó giảm tốc (C) trở lại đường cơ sở với lưu lượng bằng không, nơi thì hít vào kết thúc (D). Lưu lượng sau đó đảo ngược trong thời gian thở ra, khi lưu lượng khí ra khỏi đường thở tăng tốc (E), đạt tốc độ lưu lượng thở ra cực đại (F), sau đó giảm tốc (G) cho đến khi lưu lượng thở ra ngừng ở vị trí cuối thì thở ra (H). Vì vậy, có bốn giai đoạn tăng tốc dòng khí hít vào, giảm tốc của dòng khí hít vào, tăng nhanh lưu lượng khí thở và giảm lưu lượng khí thở ra



Hình 2.12 Hình dạng sóng lưu lượng trong quá trình thông khí điều khiển thể tích (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu lượng hít vào hằng định, thay vì thay đổi và tạo ra dạng sóng “vuông” đặc trưng

2.4.1 Tăng sức cản đường thở thì thở ra (Increased Expiratory Resistance)

Tăng sức cản đường thở thì thở ra sẽ làm giảm lưu lượng khí thở ra. Điều này dẫn đến một thời gian thở ra dài hơn và được mô tả bằng đồ thị bởi lưu lượng thở ra giảm tốc chậm, và gây ra lưu lượng đỉnh thở ra giảm, hoặc cần thời gian dài hơn để lưu lượng trở về đường cơ sở trong quá trình giảm lưu lượng khí thở, hoặc cả hai. Những thay đổi này được thể hiện trong hình 2.13. Lưu ý lưu lượng thở ra tăng tốc chậm với lưu lượng thở ra đỉnh giảm và thời gian kéo dài để trở về đường cơ sở trong quá trình giảm lưu lượng khí thở.



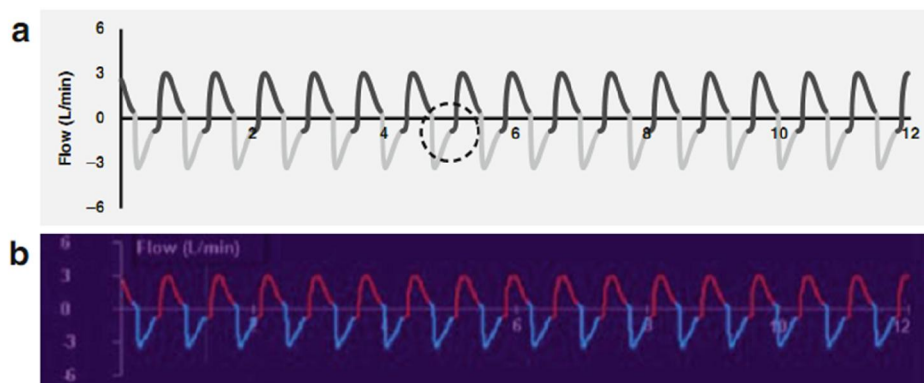
Hình 2.13 Dạng sóng lưu lượng mô tả tăng sức đề kháng của đường thở (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý độ dốc giảm và độ dốc cho phần giảm tốc của dòng khí thở ra để trở về đường cơ sở (mũi tên)

2.4.2 Bẫy khí (Gas Trapping)

Bẫy khí xảy ra khi lưu lượng khí thở ra nhỏ hơn lưu lượng khí hít vào, dẫn đến nhiều khí đi vào hơn là đi ra khỏi phổi. Đây là một tình huống nguy hiểm tiềm ẩn có thể dẫn đến vỡ phế nang và rò rỉ khí (air leak). Trước khi sự xuất hiện của đồ họa thời gian thực, các bác sĩ lâm sàng thường biết về bẫy khí chỉ sau khi rò rỉ khí đã xảy ra (tràn khí màng phổi). Bây giờ, quan sát cẩn thận dạng lưu lượng có thể phát hiện tình trạng này, cho phép có thời gian can thiệp để tránh hậu quả của nó.

Trong hình 2.14, lưu ý rằng trong mỗi dạng sóng lưu lượng, thành phần thở ra giảm tốc không bao giờ đạt đến đường cơ sở (về mức zero hay chạm vào trục hoành) trước khi nhịp thở tiếp theo được bắt đầu và lưu lượng hít vào xảy ra.

Các điều chỉnh có thể trong trường hợp bị bẫy khí bao gồm giảm tần số thở, giảm độ dốc, rút ngắn thời gian hít vào, hoặc tăng PEEP (để chống auto-PEEP, tùy thuộc vào tình trạng lâm sàng, phương thức thở máy và sinh lý bệnh cơ bản).

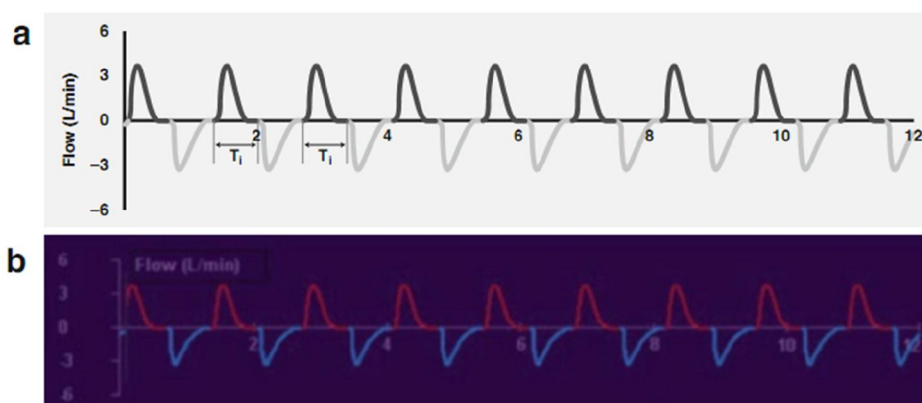


Hình 2.14 Bẫy khí (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý rằng lưu lượng thở không đạt được đường cơ sở (lưu lượng bằng zero) trước khi bắt đầu nhịp thở tiếp theo (vòng tròn)

2.4.3 Cơ chế chu kỳ (Cycling Mechanisms)

Chu kỳ đề cập đến cơ chế chuyển tiếp hít vào sang thở ra và thở ra sang hít vào. Trong nhiều thập kỷ, máy thở sơ sinh chỉ cung cấp thời gian làm cơ chế chu kỳ. Các bác sĩ đã cài đặt thời gian hít vào hoặc tỷ lệ hít vào:thở ra. Trong thì hít vào, van thở ra sẽ đóng lại, và áp lực và lưu lượng sẽ được cung cấp cho phổi bệnh nhân cho đến khi van thở ra mở vào cuối thời gian hít vào. Trong máy thở cài chu kỳ thời gian (Hình 2.15), lưu ý rằng thời gian hít vào giống hệt nhau đối với mỗi nhịp thở và có thể kéo dài trạng thái dòng không ở cuối nguồn hít vào nếu tất cả các điều kiện nhịp thở (như áp lực đỉnh) đáp ứng trước khi hoàn thành thời gian hít vào.

Sự ra đời của hệ thống thông khí kiểm soát vi xử lý cung cấp cơ chế chu kỳ mới, đặc biệt là chu kỳ lưu lượng (**flow-cycling**) của bệnh nhân sơ sinh. Có thể áp dụng chu kỳ lưu lượng cho các phương thức mục tiêu áp lực, như thông khí giới hạn áp lực, thông khí kiểm soát áp lực và thông khí hỗ trợ áp lực.



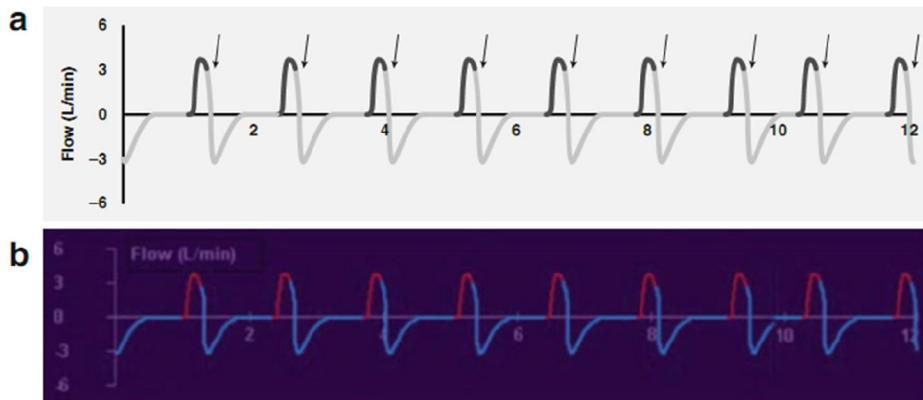
Hình 2.15 Chu kỳ thời gian (a, sơ đồ; b, thực tế). Đối với mỗi nhịp thở, thì hít vào kéo dài trong một khoảng thời gian nhất định cho đến khi van thở ra mở ra. Lưu ý rằng có thể không có lưu lượng khí đi vào đường thở ở cuối thì hít vào (mũi tên)

Chu kỳ lưu lượng tận dụng mô hình tự nhiên của nhịp thở bằng cách chú ý đến lưu lượng hít vào của bé (Hình 2.16). Khi nhịp thở được cung cấp, máy thở tạo lưu lượng đỉnh khí hít vào. Lưu lượng hít vào sau đó giảm tốc, nhưng trước khi nó hoàn toàn đạt đến trạng thái lưu lượng bằng không, van thở ra sẽ mở ra, xả phần còn lại của lưu lượng hít vào. Điểm chính xác mà tại đó điều này xảy ra được xác định bởi cả thuật toán máy thở cụ thể và điểm chấm dứt do bác sĩ lựa chọn. Nói chung, từ 5–25% lưu lượng đỉnh hít vào (**peak inspiratory flow rate**).

Có hai ưu điểm chính cho chu kỳ lưu lượng. Đầu tiên, về mặt lý thuyết cho phép đồng bộ 100% giữa em bé và máy thở vì em bé vừa khởi đầu vừa kết thúc nhịp thở (ảnh hưởng của thời gian trễ giữa nỗ lực hít vào của bệnh nhân và sự khởi đầu của lưu lượng và thời gian truyền tín hiệu vẫn có thể dẫn đến kích hoạt không hoàn hảo nhịp thở). Thứ hai, nó ngăn chặn bẫy khí và đảo ngược tỷ lệ hít vào:thở ra trong quá trình

thông khí do bệnh nhân kích hoạt. Trong chu kỳ thời gian, thông khí do bệnh nhân kích hoạt, vì thời gian hít vào cố định, em bé thở nhanh hơn, thời gian thở ra càng ngắn và tỷ lệ thời gian hít vào:thở ra càng lớn. Với tần số rất nhanh, nguy cơ mắc bẫy khí tăng lên. Nếu sử dụng chu kỳ lưu lượng, tỷ lệ sẽ được bảo toàn vì mỗi nhịp thở sẽ được kết thúc ở tỷ lệ phần trăm của lưu lượng đỉnh hít vào, do đó rút ngắn thì hít vào.

Chu kỳ lưu lượng được sử dụng kết hợp với chu kỳ thời gian, trong đó một nhịp thở sẽ được chấm dứt bởi điều kiện nào xảy ra đầu tiên. Trong thông khí hỗ trợ áp lực, thời gian hít vào là “giới hạn thời gian”, không thể vượt quá.

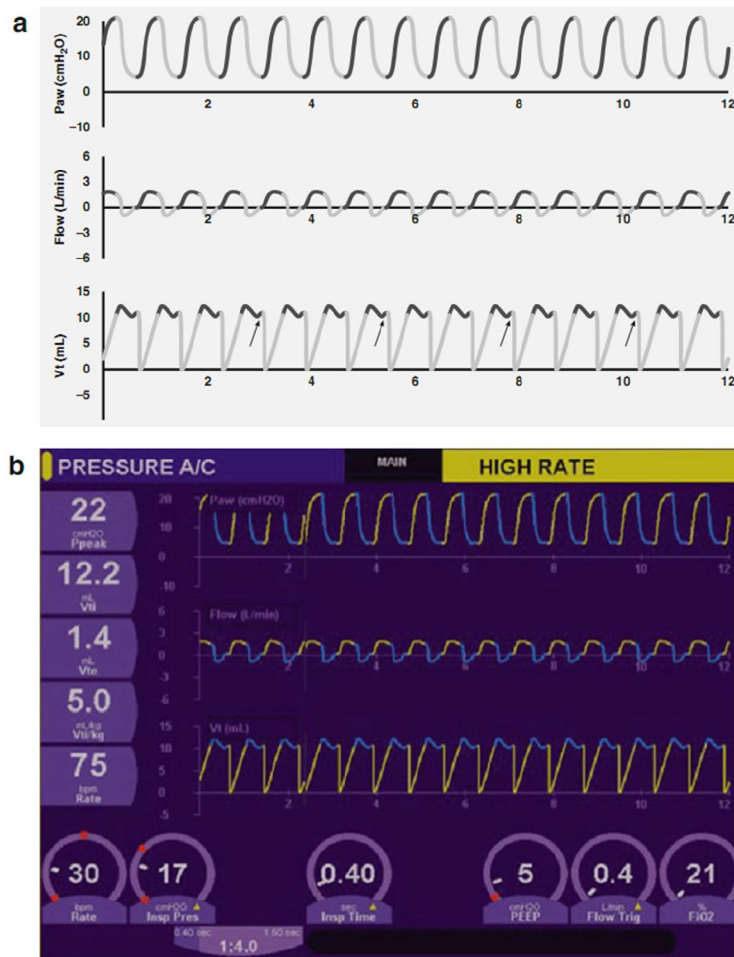


Hình 2.16 Chu kỳ lưu lượng (a, sơ đồ; b, thực tế). Trong chu kỳ lưu lượng, hít vào kết thúc khi lưu lượng hít vào đã giảm tốc đến một tỷ lệ nhỏ của lưu lượng đỉnh hít vào, và chu kỳ nhịp thở trực tiếp chuyển sang thở ra (mũi tên)

2.4.4 Rò rỉ qua ống nội khí quản (Endotracheal Tube Leaks)

Bởi vì các ống nội khí quản không có bóng chèn được sử dụng ở trẻ sơ sinh, hầu như luôn luôn có một mức độ rò rỉ xung quanh ống nội khí quản. Hầu hết điều này xảy ra trong thì hít vào khi áp lực cao hơn. Mặc dù rò rỉ dễ dàng nhận biết trên dạng sóng Vt (Hình 2.17) hoặc các vòng lặp thể tích - áp lực và lưu lượng - thể tích (xem phần sau), tầm quan trọng của chúng có thể được nhìn thấy bằng cách kiểm tra hiệu ứng của chúng trên dạng sóng lưu lượng trong chu kỳ lưu lượng.

Một rò rỉ đáng kể có thể làm thay đổi lưu lượng khí, do đó lưu lượng hít vào giảm tốc có thể không bao giờ đạt đến điểm kết thúc. Nhịp thở sau đó sẽ theo chu kỳ thời gian, nhưng thường với áp lực hoặc thể tích không đủ cung cấp cho em bé.

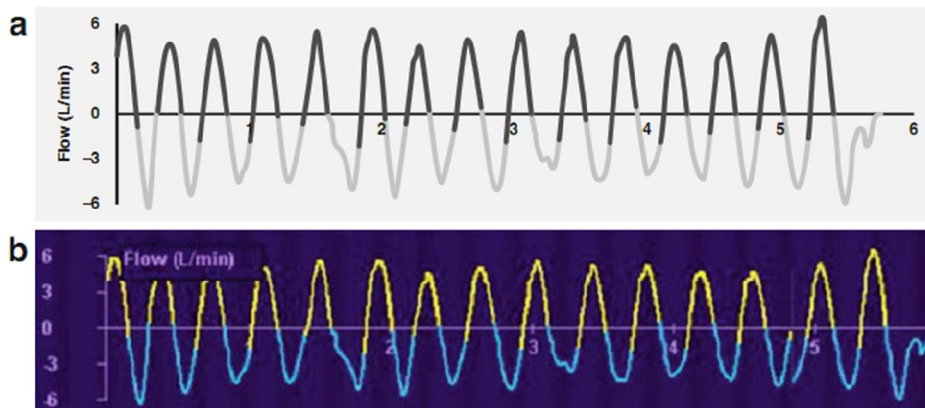


Hình 2.17 Rò rỉ ống nội khí quản lớn (a, sơ đồ; b, thực tế). Dạng sóng lưu lượng, được hiển thị trong dạng sóng ở giữa, hầu như không có thành phần thở ra. Dạng sóng thể tích, trong bảng điều khiển dưới, cho thấy hầu như không có thể tích thở ra (kết thúc thực tế của dạng sóng thể tích thở được hiển thị bằng các mũi tên trong sơ đồ và đường ngắn màu xanh lam trong theo dõi thực tế). (đường màu vàng rơi xuống đường cơ sở bằng không). Điều này cũng dẫn đến chu kỳ tự động (auto-cycling), với tần số 75 lần/phút.

2.4.5 Chu kỳ tự động (Kích hoạt tự động) = Auto-cycling (Auto-triggering)

Chu kỳ tự động (còn được gọi là kích hoạt tự động) có thể xảy ra trong quá trình thông khí do kích hoạt lưu lượng nếu máy thở hiểu tín hiệu lưu lượng không đúng như nỗ lực của bệnh nhân. Điều này có thể xảy ra nếu có rò rỉ vượt quá ngưỡng kích hoạt (**trigger threshold**) và nó có thể xảy ra ở bất kỳ nơi nào trong đường dẫn khí (ví dụ: bộ dây máy thở, máy tạo độ ẩm, ống nội khí quản). Nó cũng có thể xảy ra do ngưng tụ quá mức trong bộ dây máy thở. Khi nước trong ống dịch chuyển qua lại theo chu kỳ thở, nó có thể tạo ra sự thay đổi lưu lượng đủ để kích hoạt máy thở. Khi chu kỳ tự động xảy ra, máy cung cấp nhịp thở cơ học nhanh chóng, gây ra giảm CO₂ máu cũng như nguy cơ chấn thương phổi.

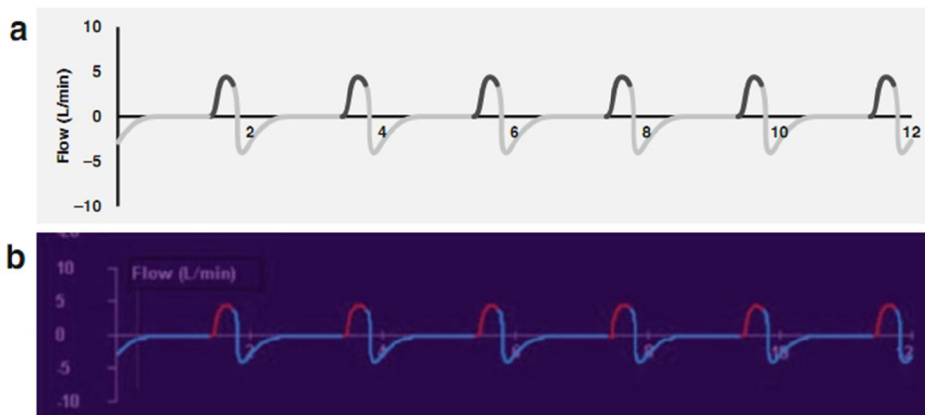
Hình 2.18 cho thấy biểu đồ sóng trong chu kỳ tự động. Nó có thể được phân biệt với nhịp thở nhanh mà thực sự là do bệnh nhân khởi xướng. Trong một số loại chu kỳ tự động, tất cả các nhịp thở đều giống hệt nhau - không có sự thay đổi về tần số hoặc chu kỳ của chúng. Đối với những loại khác, chẳng hạn như sự chuyển động của nước trong ống, tần số có thể thay đổi và khó khăn hơn để xác định. Ngay cả một em bé thở nhanh sẽ cho thấy một số biến động về tần số thở và sự xuất hiện của dạng sóng.



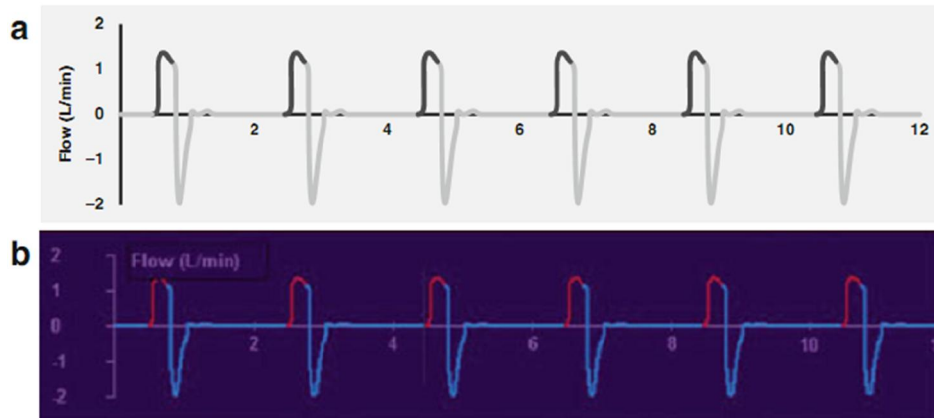
Hình 2.18 Một ví dụ khác về chu kỳ tự động (a, sơ đồ; b, thực tế). Rò rỉ đáng kể trong quá trình thông khí do kích hoạt lưu lượng có thể đạt đến ngưỡng độ nhạy hỗ trợ và dẫn đến việc cung cấp nhịp thở cơ học lặp đi lặp lại. Lưu ý tính đồng nhất tương đối của nhịp thở, giúp phân biệt chu kỳ tự động này với nhịp thở nhanh, khi đó sẽ có một số thay đổi về tần số trong thở nhanh.

2.4.6 Lưu lượng và hình dạng của dạng sóng lưu lượng

Cách thức mà lưu lượng được giao cho bệnh nhân sẽ xác định hình dạng của nó. Lưu lượng hít vào có thể liên tục, như trong thông khí giới hạn áp lực hoặc thông khí điều khiển thể tích, hoặc nó có thể thay đổi, như trong thông khí điều khiển áp lực hoặc thông khí hỗ trợ áp lực.



Hình 2.19 Thông khí giới hạn áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu lượng khí thở liên tục tạo ra dạng sóng hình sin nhiều hơn

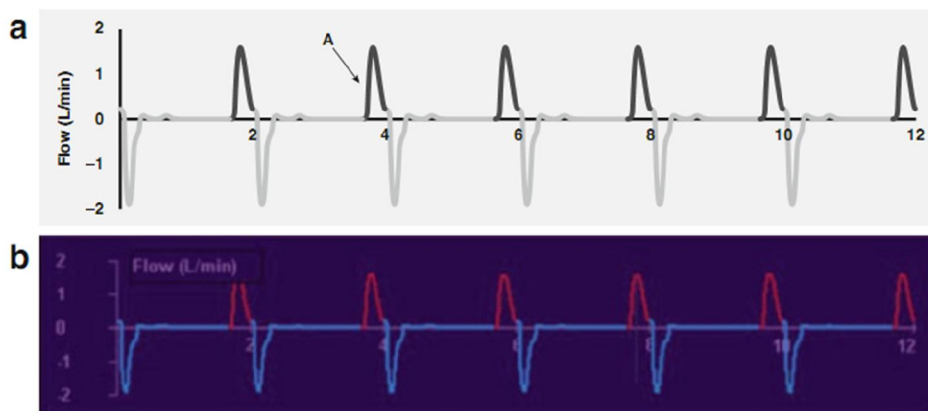


Hình 2.20 Thông khí điều khiển thể tích (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu lượng khí hít vào liên tục tạo ra một dạng sóng hình vuông

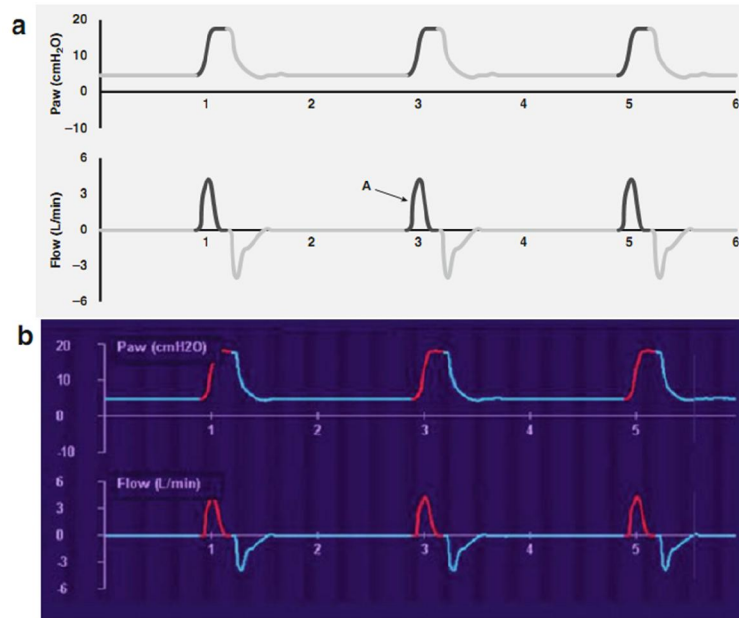
Lưu lượng liên tục trong thông khí giới hạn áp lực tạo ra dạng sóng hình sin (**sinusoidal flow**) với đường cung tròn. Điều này được thể hiện trong hình 2.19.

Lưu lượng liên tục trong quá trình thông khí thể tích tạo ra dạng sóng hình vuông (**square flow**) (Hình 2.20). Lưu lượng tăng tốc khi bắt đầu hít vào nhưng được giữ hằng định cho đến khi hít vào kết thúc.

Lưu lượng hít vào biến đổi tạo ra dạng sóng nhanh chóng tăng tốc, đạt đến mức lưu lượng đỉnh, sau đó giảm tốc (Hình 2.21). Nó được sử dụng trong thông khí điều khiển áp lực và thông khí hỗ trợ áp lực và thường có dạng đỉnh nhọn ("**spiked**"). Mặc dù hình dạng của nó được xác định chủ yếu bởi thuật toán thông khí, nó có thể được điều chỉnh thông qua một tính năng được gọi là độ dốc (**rise time**). Hình 2.22 cho thấy dạng sóng lưu lượng đã được điều chỉnh bằng cách điều chỉnh độ dốc, giảm tốc độ lưu lượng của thì hít vào và tạo ra hình dạng ít nhọn hơn.



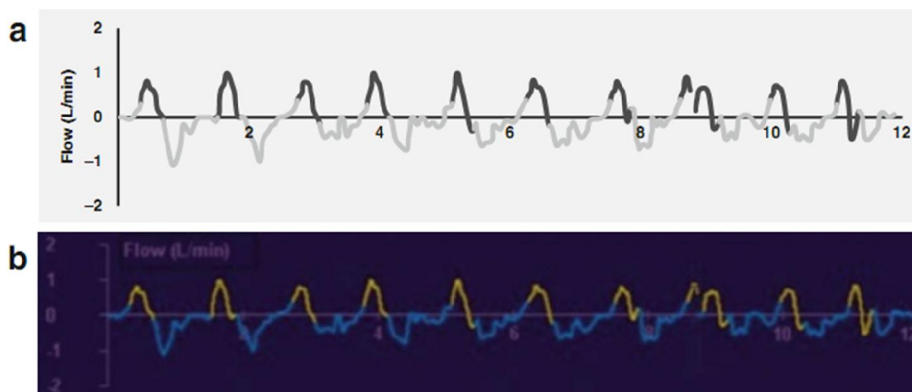
Hình 2.21 Thông khí kiểm soát áp lực hoặc thông khí hỗ trợ áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu lượng cảm biến thay đổi tạo ra dạng sóng lưu lượng hít vào (A) và giảm tốc độ lưu lượng nhanh, đôi khi được gọi là dạng sóng "đỉnh nhọn"



Hình 2.22 Điều chỉnh độ dốc (rise time) tức là điều chỉnh tốc độ dòng khí thở trong thông khí điều khiển áp lực hoặc thông khí hỗ trợ áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý rằng độ dốc của lưu lượng hít vào tăng tốc (A) ít hơn như trong Hình 2.21.

2.4.7 Nhịp thở tự phát (Spontaneous Breath)

Hình 2.23 thể hiện nhịp thở tự phát từ một em bé không nhận được bất kỳ hỗ trợ thông khí nào. Nó dùng để chứng minh sự khác biệt giữa nhịp thở tự phát và hỗ trợ. Lưu ý đường cung tròn nhiều hơn và đường biểu diễn quay trở lại đường cơ sở.



Hình 2.23 Nhịp thở tự phát (a, sơ đồ; b, thực tế). Em bé không nhận được bất kỳ hỗ trợ thông khí nào. Nhịp thở cho thấy sự thay đổi đáng kể.

Chương 3

Tác động của thông khí cơ học lên dạng sóng

3.1 Giới thiệu

Sự tương tác của thông khí cơ học và cơ học phổi dễ dàng hơn để đánh giá cao bằng cách theo dõi dạng sóng. Điều này cho phép bác sĩ đánh giá khách quan hơn về đồng bộ bệnh nhân – máy thở (*patient-ventilator synchrony*) và điều chỉnh các thông số của máy thở theo nhu cầu cá nhân của trẻ, dựa trên cả sinh lý học cơ bản và phản ứng của trẻ đối với những thay đổi trong cài đặt máy thở.

3.2 Chế độ thông khí

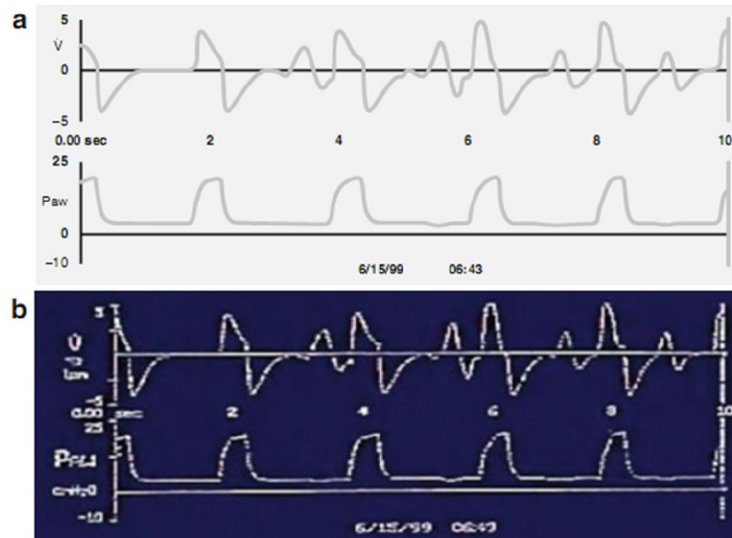
Chế độ thông khí đề cập đến trình tự hoặc kiểu (*pattern*) nhịp thở cơ học được giao cho bệnh nhân. Về cơ bản có bốn chế độ thông khí được sử dụng trong chăm sóc tích cực sơ sinh: thông khí bắt buộc ngắt quãng (IMV), thông khí bắt buộc ngắt quãng đồng bộ (SIMV), thông khí hỗ trợ/kiểm soát (A/C) và thông khí hỗ trợ áp lực (PSV). Trong các chế độ này, các loại nhịp thở khác nhau hoặc kết hợp các loại nhịp thở có thể được sử dụng mà không thay đổi định nghĩa của chúng, và phân tích các dạng sóng có thể cần thiết để phân biệt chúng.

3.2.1 IMV (*intermittent mandatory ventilation*)

IMV là chế độ tương tác đầu tiên, cho phép bệnh nhân hít thở khí tươi thông qua dòng lệch hướng (*bias flow*) trong mạch thông khí được hỗ trợ bởi áp lực dương cuối kỳ thở ra (PEEP) giữa các nhịp thở bắt buộc. Trong IMV, nhịp thở cơ học được cung cấp cho bệnh nhân trong khoảng thời gian cố định được xác định bằng cách đặt tần số thở cố định. Ví dụ, nếu một bác sĩ lâm sàng chọn một tần số 30 nhịp thở/phút, một nhịp thở cơ học sẽ được phân phối mỗi 2 giây, bất kể em bé ở đâu trong chu kỳ tự phát của mình. Do đó, sự bất đồng bộ là một trở ngại lớn, vì bé có thể đang cố gắng thở ra trước áp lực hít vào đến, dẫn đến một thể tích khí lưu thông nhỏ (V_t), hoặc hít vào với áp lực dương đến cùng lúc, dẫn đến V_t lớn hơn. Không đồng bộ có thể dẫn đến trao đổi khí không hiệu quả, tăng nguy cơ rò rỉ không khí, hoặc yêu cầu an thần nhiều hơn (kéo dài thời gian thở máy); bất thường trong vận tốc lưu lượng máu não và tăng xuất huyết não thất cũng đã được mô tả.

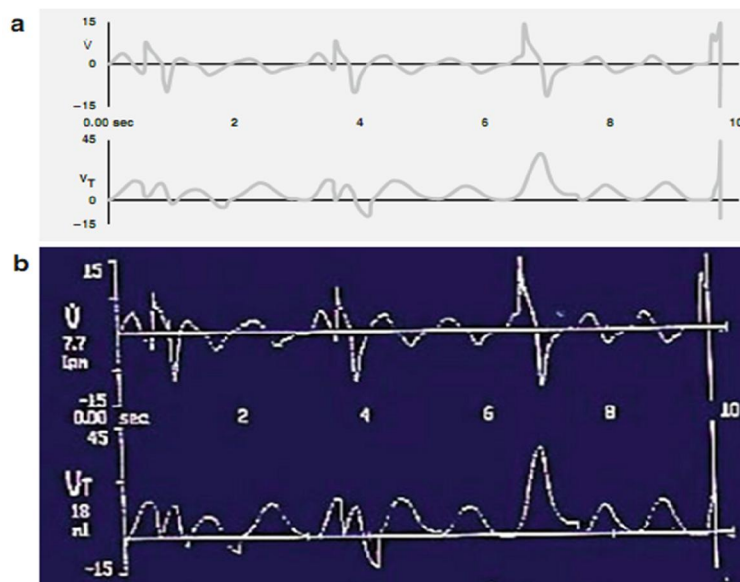
Hình 3.1 hiển thị dạng sóng thể tích lưu lượng và áp lực trong quá trình IMV. Tần số thở đã được cài đặt để cung cấp 30 nhịp thở/phút. Lưu ý rằng nhịp thở cơ học

thường xuyên được cung cấp mỗi 2 giây. Giữa nhịp thở cơ học, bé có thể thở một cách tự phát, nhưng những nhịp thở này chỉ được hỗ trợ bởi PEEP cài đặt mà thôi.



Hình 3.1 Hình dạng sóng lưu lượng và áp lực trong IMV (a, sơ đồ; b, thực tế). Nhịp thở cơ học được cung cấp mỗi 2 giây; ở giữa các nhịp thở cơ học, bệnh nhân có thể thở một cách tự phát, và chỉ được hỗ trợ bởi PEEP.

Hình 3.2 thể hiện hiệu ứng của sự không đồng bộ. Có thể thấy sự thay đổi trong phân phối V_T , ngay cả khi áp lực hô hấp đỉnh (PIP) được giữ cố định. Do đó khi bé thở cùng với máy thở, V_T cao hơn khi bé thở ngược lại với máy thở.



Hình 3.2 Thở không đồng bộ trong IMV (a, sơ đồ; b, thực tế). Các dạng sóng và lưu lượng thể hiện sự thay đổi về thể tích phân phối. Nhịp thở thể tích lớn xảy ra khi em bé và máy thở được đồng bộ ngẫu nhiên.

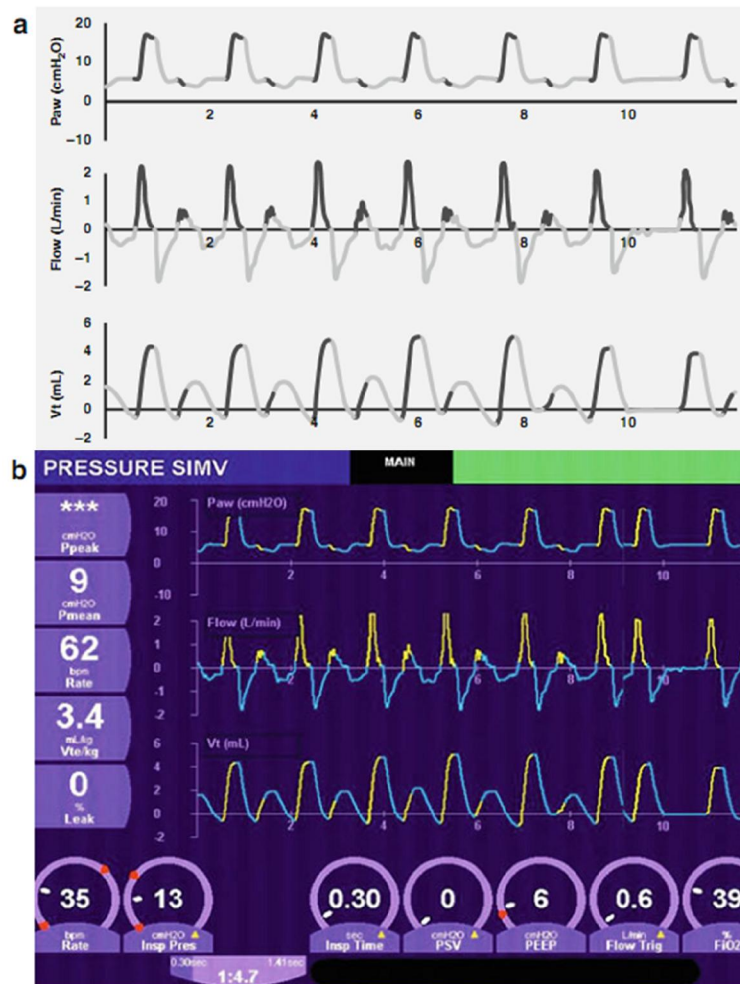
3.2.1.1 Thông khí do bệnh nhân kích hoạt (Patient-Triggered Ventilation)

Thông khí do bệnh nhân kích hoạt (PTV) đề cập đến các phương thức thông khí trong đó nỗ lực tự phát của chính bệnh nhân có thể được sử dụng để kích hoạt nhịp thở cơ học, vì vậy được đồng bộ hóa tốt hơn nhịp thở IMV. Một số biện pháp đo kích hoạt nhịp thở tự phát được sử dụng như một điểm đánh dấu nỗ lực của bệnh nhân. Ở trẻ sơ sinh, thường là sự thay đổi trong lưu lượng khí hoặc áp lực và, gần đây hơn là hoạt động cơ hoành. Độ nhạy hỗ trợ (**assist sensitivity**) là một kích hoạt có thể điều chỉnh. Nó nên được cài đặt đủ thấp để cho phép bé dễ dàng vượt quá nó, nhưng không quá thấp để rò rỉ hoặc thay đổi lưu lượng không do hô hấp gây ra chu kỳ tự động (xem hình 2.18). PTV đã trở nên phổ biến hơn vì các cải tiến trong bộ vi xử lý và công nghệ cảm biến đã làm giảm độ trễ trigger (**trigger delay**) (thời gian phản hồi của hệ thống). Đây là khoảng thời gian giữa thời điểm đạt đến ngưỡng độ nhạy hỗ trợ (**assist sensitivity threshold**) và thời điểm tăng áp lực đường thở ở đường thở gần.

3.2.2 SIMV

SIMV được phát triển để giúp giảm bớt không đồng bộ do IMV. Một tín hiệu kích hoạt (**trigger signal**) được sử dụng bắt đầu một nhịp thở cơ học trong khoảng gần thời gian gần với một nhịp thở tự phát. Như với IMV, bác sĩ lâm sàng chọn tần số máy thở, nhưng máy thở có thể không chu kỳ chính xác trong khoảng thời gian này. Có một "cửa sổ thời gian" ("**timing window**") mở rộng trong vài mili giây trước hoặc sau khoảng thời gian đã đặt. Nếu bệnh nhân bắt đầu một nhịp thở tự phát trong cửa sổ thời gian, sự khởi đầu của nhịp thở cơ học sẽ được đồng bộ hóa với nó. Nếu bệnh nhân không thở một cách tự phát hoặc không thể đạt đến ngưỡng kích hoạt trong cửa sổ thời gian, nhịp thở cơ học sẽ được cung cấp. Cũng như IMV, nhịp thở tự phát giữa nhịp thở cơ học được PEEP hỗ trợ đơn thuần, thường dẫn đến hai nhóm nhịp thở được nhịp thở hỗ trợ, (**assisted breaths**) với Vt tương đối cao hơn, và nhịp thở không được hỗ trợ (**unassisted breaths**), với Vt thấp. Nhịp thở có thể là chu kỳ thời gian hoặc chu kỳ lưu lượng (xem Hình 2.15 và 2.16).

Hình 3.3 hiển thị việc sử dụng SIMV. Nhịp thở được kích hoạt bởi bệnh nhân (em bé đã tạo ra một thay đổi lưu lượng trên ngưỡng nhạy cảm hỗ trợ [kích hoạt]) có dạng sóng hít vào màu vàng. Nhịp thở được bắt đầu bằng máy sẽ có dạng sóng hít vào màu đỏ (không hiển thị).



Hình 3.3 SIMV (a, sơ đồ; b, thực tế). Máy thở được đặt ở 35 nhịp thở mỗi phút hoặc một nhịp thở mỗi 1,7 giây. Nếu em bé bắt đầu một nhịp thở tự phát trong cửa sổ thời gian, nhịp thở cơ học sẽ được đồng bộ hóa với nó. Nếu em bé không thở trong thời gian này, sẽ có một nhịp thở bắt buộc. Ở giữa, nhịp thở tự phát được hỗ trợ với PEEP

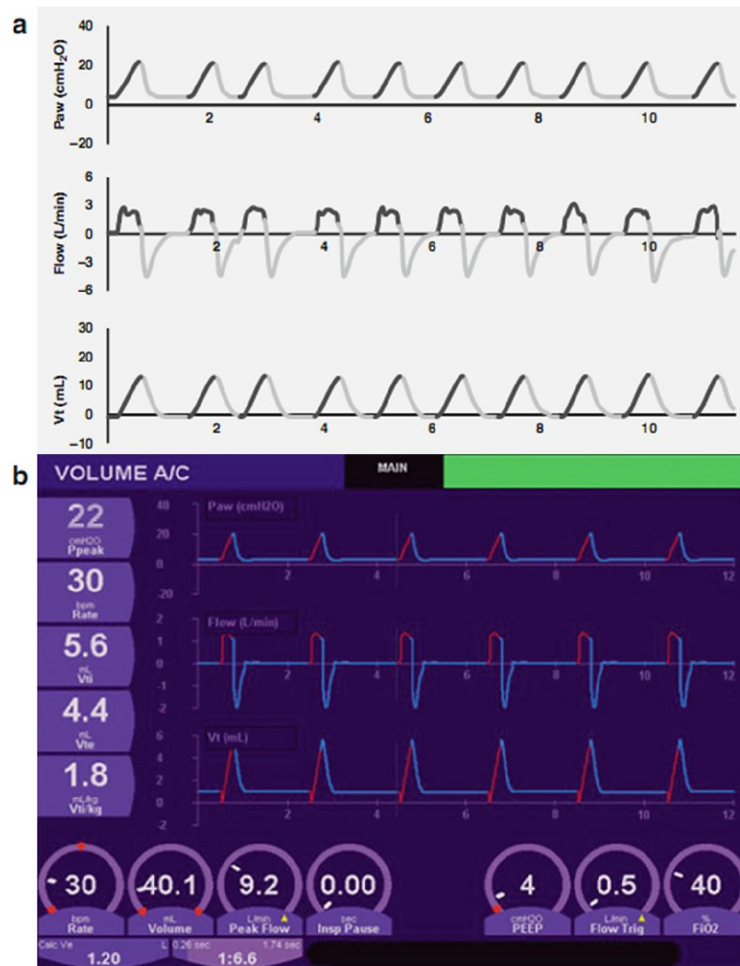
3.2.3 Hỗ trợ/Kiểm soát (A/C) (Assist/Control)

A/C là một chế độ thông khí, trong đó mỗi nhịp thở tự phát vượt quá ngưỡng độ nhạy hỗ trợ sẽ khởi tạo một nhịp thở cơ học (assist, hỗ trợ). Các bác sĩ lâm sàng cài đặt tần số thở máy (kiểm soát), hoạt động như thông khí dự phòng trong trường hợp bệnh nhân không thể hiện đủ nỗ lực trong thời gian quy định. Ví dụ, nếu tần số kiểm soát được đặt ở 30 nhịp thở/phút, em bé có 2 giây để bắt đầu nhịp thở trước khi nhịp thở cơ học được tự động cung cấp. Mỗi khi bé thở, đồng hồ được đặt lại. Bé có thể bắt đầu nhiều nhịp thở theo ý muốn của bé trong khoảng thời gian, và mỗi lần được hỗ trợ bởi áp lực đỉnh (Hình 3.4a, sơ đồ; b, thực tế) hoặc thể tích (Hình 3.5; a, sơ đồ; b, thực tế), cũng như PEEP, được lựa chọn bởi các bác sĩ. A/C được nhắm mục tiêu áp lực

cũng có thể là chu kỳ thời gian hoặc chu kỳ lưu lượng. Nếu lựa chọn chu kỳ lưu lượng, cả việc bắt đầu và chấm dứt nhịp thở sẽ được kiểm soát bởi bệnh nhân, đạt được mức độ đồng bộ hóa tốt nhất có thể giữa em bé và máy thở.



Hình 3.4 Thông khí A/C mục tiêu áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Trong chế độ này, mỗi lần bệnh nhân hít thở vượt quá độ nhạy hỗ trợ kích hoạt lưu lượng, nhịp thở được nhắm mục tiêu áp lực (nhịp thở assist) đồng bộ được cung cấp (hiển thị bằng màu vàng). Nếu em bé không thở quá mức kiểm soát, hoặc nếu nhịp thở tự phát không đáp ứng được ngưỡng kích hoạt, nhịp thở bắt buộc (nhịp thở control) được cung cấp (có màu đỏ). Lưu ý rằng không phải tất cả các nhịp thở tự phát đều đạt đến ngưỡng kích hoạt và những kết quả không gây ra nhịp thở cơ học (mũi tên)



Hình 3.5 Thông khí A/C được nhắm mục tiêu theo thể tích (a, sơ đồ; b, thực tế). Tương tự như A/C nhắm mục tiêu áp lực, kích hoạt tạo kết quả là cung cấp nhịp thở nhắm mục tiêu thể tích. Kiểm soát nhịp thở được cung cấp nếu em bé không đáp ứng ngưỡng kích hoạt hoặc không thở trong thời gian quy định

3.2.4 PSV (Pressure Supported Ventilation)

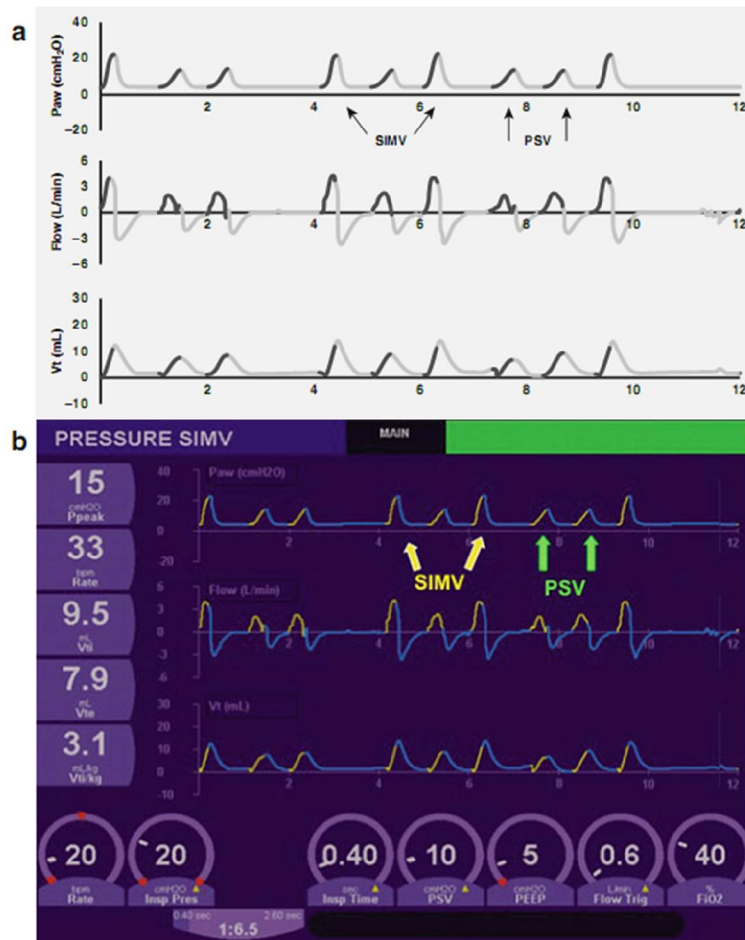
Một trong những hạn chế chính của SIMV là thiếu sự hỗ trợ đầy đủ cho việc thở tự phát giữa nhịp thở cơ học. Việc sử dụng thông khí cơ học tạo ra thêm công thở cho em bé như hẹp ống nội khí quản, tăng khoảng chết và nỗ lực kích hoạt máy thở hoặc mở van yêu cầu. Nói chung, điều này được gọi là công thở áp đặt (*imposed work of breathing*). Nếu sự hỗ trợ được cung cấp cho nhịp thở tự phát là không đủ, nó có thể kéo dài quá trình thở của trẻ sơ sinh và tăng bệnh suất hô hấp.

PSV được phát triển đặc biệt để khắc phục công thở áp đặt bằng cách hỗ trợ nhịp thở tự phát trong khi thở máy. Nó là một áp lực hít vào “khuếch đại” (“boost”). Nó thường được sử dụng kết hợp với SIMV, nhưng nó có thể được sử dụng một mình ở

trẻ sơ sinh với nỗ lực hô hấp đáng tin cậy. Nó là một hình thức của PTV, trong đó nhịp thở tự phát đáp ứng hoặc vượt quá ngưỡng kích hoạt tạo cung cấp áp lực hít vào thêm để giúp đỡ bỏ công của hệ cơ hô hấp. Nhịp thở PSV do đó được kích hoạt bởi bệnh nhân, áp lực giới hạn và thường theo chu kỳ lưu lượng với thời gian hít vào (Ti) bị giới hạn. Khi lượng áp lực được điều chỉnh để cung cấp một nhịp thở Vt đầy đủ, nó được gọi là PS max. Áp lực thấp nhất, được sử dụng để chỉ khác phục công thở áp đặt, được gọi là PS min. Nhịp thở do đó có thể được hỗ trợ hoàn toàn (PS max) hoặc được hỗ trợ một phần (PS min) ở một mức thấp hơn. Hiệu quả của nhịp thở tự phát được hỗ trợ đầy đủ (PS max) được thể hiện trong hình 3.6. Lưu ý rằng Vt là như nhau đối với cả nhịp thở SIMV và nhịp thở PSV. Ngược lại, hình 3.7 hiển thị hiệu ứng của nhịp thở được hỗ trợ một phần. Lưu ý rằng việc cung cấp Vt trong PSV nhỏ hơn trong các nhịp thở cơ học do SIMV cung cấp. Một số thiết bị cung cấp một chế độ tương tự, được gọi là hỗ trợ thể tích, sử dụng nhằm mục tiêu thể tích với điều chỉnh áp lực tự động.



Hình 3.6 Thông khí hỗ trợ áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Nhịp thở tự phát đáp ứng ngưỡng kích hoạt được hỗ trợ bởi áp lực hô hấp. Hỗ trợ áp lực thường được sử dụng kết hợp với SIMV để hỗ trợ nhịp thở tự phát. Ở đây, PSV được sử dụng một mình để hỗ trợ đầy đủ nhịp thở tự phát.



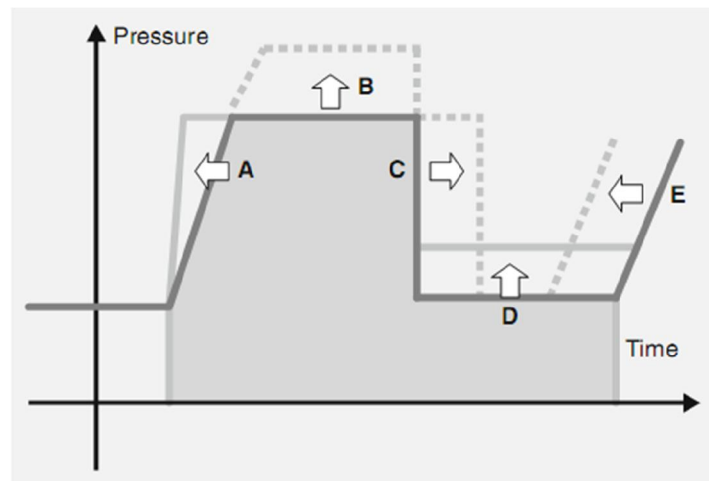
Hình 3.7 Thông khí hỗ trợ áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Nhịp thở tự phát (PSV) chỉ được hỗ trợ một phần và cung cấp lượng khí lưu thông thấp hơn so với nhịp thở SIMV (SIMV) (Được sử dụng với sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015.)

3.3 Kỹ thuật thay đổi áp lực đường thở trung bình (mean airway pressure)

Một trong những nguyên tắc cơ bản của thông khí cơ học là oxy hóa tỷ lệ thuận với áp lực đường thở trung bình. Áp lực đường thở trung bình huy động thể tích phổi, cho nhiều diện tích bề mặt phế nang để trao đổi khí, và giúp tối ưu hóa sự phù hợp của thông khí và tưới máu. Thông khí, ngược lại, là sản phẩm của Vt và tần số. Các yếu tố quyết định chính của Vt là sự khác biệt giữa áp lực đỉnh (PIP) và áp lực cơ sở (PEEP), hoặc biên độ.

Có bốn yếu tố chính của áp lực đường thở trung bình: PIP, PEEP, Ti, và đến một mức độ thấp hơn, tần số máy thở (bằng cách tăng số chu kỳ trong cùng khoảng thời gian, áp lực trung bình sẽ tăng).

Dạng sóng là một mục tiêu có nghĩa là cần hiểu cả hai việc: các tham số này ảnh hưởng như thế nào đến áp lực đường thở trung bình và cách bệnh nhân phản ứng với những thay đổi đó. Hình 3.8 là sơ đồ biểu thị các thay đổi trong PIP, PEEP và Ti sẽ thay đổi như thế nào hình dạng của dạng sóng áp lực. Hãy nhớ rằng áp lực đường thở trung bình được biểu diễn bởi diện tích dưới đường cong (AUC), và do đó điều chỉnh làm tăng AUC sẽ làm tăng áp lực đường thở trung bình và cải thiện oxy hóa miễn là thể tích phổi không quá cao; tăng áp lực đường thở trung bình trong phổi quá mức gây ra sự trao đổi khí trở nên tồi tệ hơn và làm tăng nguy cơ rò rỉ khí. Tăng PIP sẽ bổ sung thêm AUC bằng cách tăng giới hạn trên của dạng sóng áp lực. Tăng PEEP sẽ tăng đường cơ sở và tăng AUC trong thời gian thở ra. Tăng Ti sẽ mở rộng theo chiều ngang AUC trong hít vào. Mỗi trong số này được hiển thị sau đó. Hình 3.9 thể hiện dạng sóng áp lực, lưu lượng và thể tích trong các cài đặt máy thở ban đầu (PIP 20 cm H₂O, PEEP 4 cm H₂O, Ti 0,35 giây và tần số 30 lần/phút). Phương thức là kiểm soát áp lực, nơi lưu lượng biến đổi. Áp lực đỉnh đại diện cho tổng áp lực hô hấp (16 cm H₂O) và PEEP (4 cm H₂O).



Hình 3.8 Biểu đồ minh họa các cách tăng áp lực đường thở trung bình. Thời gian tăng có thể được điều chỉnh để tăng tốc độ lưu lượng hít vào (A). Áp lực hô hấp đỉnh có thể tăng (B). Thời gian hô hấp có thể kéo dài (C). PEEP có thể tăng (D). Thời gian thở ra có thể được rút ngắn (E) hoặc tần số tăng lên để cung cấp nhiều diện tích hơn theo đường cong trên một đơn vị thời gian (Được sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015)



Hình 3.9 Các dạng sóng cơ sở (a, sơ đồ; b, thực tế). Bắt đầu cài đặt PIP 20 cm H₂O, PEEP 4 cm H₂O, Ti 0,35 giây và tần số 30 bpm

3.3.1 Thay đổi của PIP (Peak Inspiratory Pressure)

Hình 3.10 cho thấy ảnh hưởng của việc tăng PIP lên 10 cm H₂O đến 30 cm H₂O. Lưu ý sự gia tăng mạnh về áp lực đỉnh và AUC. Điều này dẫn đến sự gia tăng áp lực đường thở trung bình cũng như tăng Vt 50%.



Hình 3.10 Ảnh hưởng của việc tăng PIP lên 10 cm H₂O (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý những thay đổi về áp lực và thể tích so với hình 3.9

3.3.2 Thay đổi của PEEP

Trong hình 3.11, PEEP được tăng lên đến 8 cm H₂O, trong khi tất cả các thông số khác được giữ cố định. Quan sát sự thay đổi vị trí của đường cơ sở và cách nó đã góp phần vào sự gia tăng AUC. Cũng lưu ý rằng biên độ (PIP-PEEP), yếu tố quyết định chính của V_t, đã giảm, và V_t đã giảm từ 9,9 xuống còn 7,9 ml/kg.



Hình 3.11 Ảnh hưởng của việc tăng PEEP lên 4 cm H₂O (a, sơ đồ; b, thực tế). Điều này dẫn đến việc giảm biên độ (PIP-PEEP), mặc dù PIP vẫn ở mức 30, nhưng Vt đã giảm, so với Hình 3.10.

Trong hình 3.12, PEEP được giảm xuống còn 2 cm H₂O, trong khi duy trì PIP ở 20 cm H₂O, như trong Hình 3.10. Lưu ý sự dịch chuyển xuống trong đường cơ sở và AUC giảm trong giai đoạn thở. Phân phối Vt tăng từ 6.6 lên 7,9 mL/kg do hậu quả của biên độ tăng lên.



Hình 3.12 Ảnh hưởng của việc giảm PEEP xuống 2 cm H₂O từ các cài đặt được chỉ ra trong Hình 3.9 (a, sơ đồ; b, thực tế). Điều này làm tăng biên độ trong khi hạ thấp áp lực đường thở trung bình, bởi vì sự gia tăng biên độ, thể tích khí lưu thông cũng tăng.

3.3.3 Thay đổi của T_i (Inspiratory time)

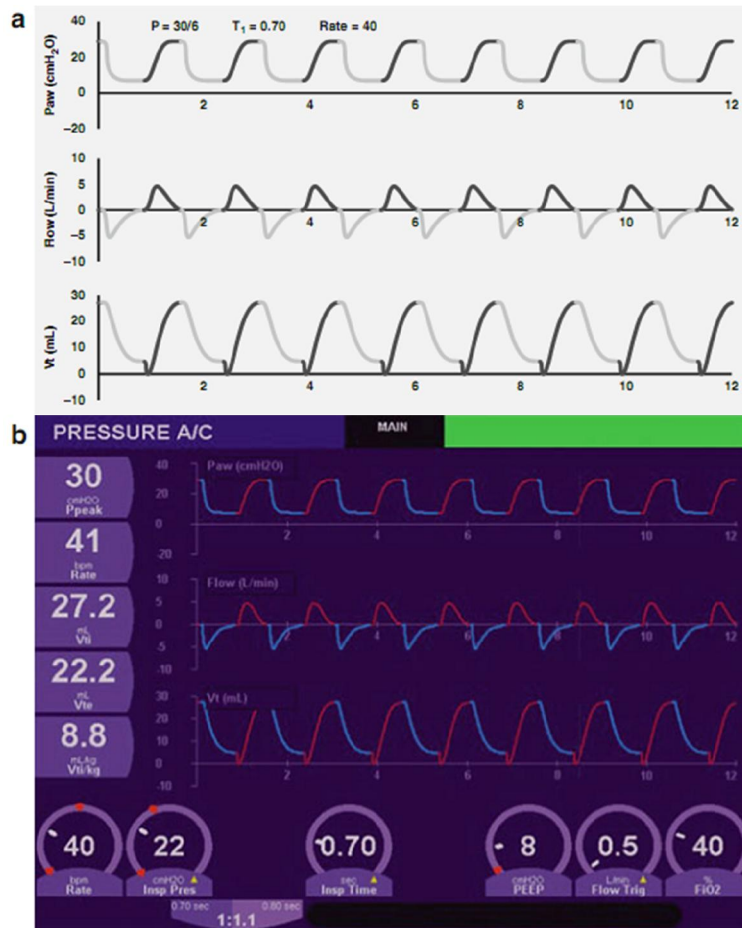
Kéo dài T_i có thể có tác động đáng kể trên dạng sóng áp lực. Trong ví dụ thể hiện trong hình 3.13, T_i tăng từ 0,35 đến 0,7 giây. Lưu ý cách nó tăng AUC theo chiều ngang. Vt cũng tăng từ 7,9 đến 8,9 mL/kg.



Hình 3.13 Ảnh hưởng của việc kéo dài thời gian hô hấp từ 0,35 đến 0,7 giây (a, sơ đồ; b, thực tế). Khu vực dưới đường cong đã tăng cho thấy áp lực đường thở trung bình cao hơn. Ngoài ra, so với hình 3.11, thể tích phân phối cao hơn, mặc dù PIP và PEEP không thay đổi

3.3.4 Thay đổi tần số (respiratory rate)

Trong hình 3.14, tần số thông khí được tăng từ 30 đến 40 lần/phút. Mặc dù không có sự khác biệt có thể quan sát được ở bất kỳ dạng sóng riêng lẻ nào, nhưng có nhiều biến thiên hơn trong mỗi đơn vị thời gian, sao cho AUC tích lũy mỗi phút sẽ tăng, trong trường hợp này là 33%.



Hình 3.14 Ảnh hưởng của việc tăng tần số thông khí từ 30 đến 40 bpm (a, sơ đồ; b, thực tế). Nhiều chu kỳ hơn trong mỗi giây dẫn đến áp lực đường thở trung bình cao hơn, mặc dù hiệu quả rõ rệt hơn cho thông khí hơn là oxy hóa

Chương 4

Cơ học phổi và biểu đồ vòng lặp

4.1 Giới thiệu

Trong khi các dạng sóng (**waveform**) phổi dựa trên thời gian và liên quan đến những thay đổi về áp lực, lưu lượng và thể tích theo thời gian, các thông số này cũng có thể được trình bày tương quan với nhau. Chúng thường được gọi là vòng lặp. Sử dụng thường xuyên nhất trong thực hành lâm sàng là vòng lặp áp lực – thể tích (P-V, **pressure-volume loop**) và vòng lặp lưu lượng – thể tích (F-V, **flow-volume loop**). Việc giải thích các vòng lặp này có thể cung cấp thông tin có giá trị về các tính chất cơ học của phổi, cách thức hoạt động trên cơ sở từng nhịp thở, và phản ứng với những thay đổi trong sinh lý bệnh, thông khí cơ học và mối quan hệ giữa chúng.

Giải thích các vòng lặp phổi liên quan đến một mức độ nhận dạng kiểu hình. Thật không may, các hình dạng của cả hai vòng lặp P-V và F-V có thể bị méo mó nếu các trục được thu nhỏ không đúng cách. Không phải mọi thiết bị đều tự động điều chỉnh các trục, vì vậy việc chăm sóc phải được thực hiện bởi các bác sĩ để điều chỉnh độ lớn các trục. Các trục nên hoàn toàn chứa các giới hạn của vòng lặp và phải càng gần với tỷ lệ 1:1 càng tốt. Một vấn đề khác là thiếu sự can thiệp giữa các nhà sản xuất thiết bị theo cách thức mà vòng lặp F-V được rút ra. Hầu hết sử dụng hướng theo chiều kim đồng hồ (thì hít vào nằm trên trục hoành, thì thở ra nằm dưới trục hoành) nhưng một số sử dụng hướng ngược chiều kim đồng hồ (ngược lại thì hít vào dưới trục hoành, thì thở ra trên trục hoành), vì vậy các bác sĩ lâm sàng cần phải biết điều này và định hướng chính xác theo hướng của vòng lặp.

4.2 Vòng lặp P-V (Pressure – Volume loop)

Vòng lặp P-V hiển thị mối quan hệ giữa áp lực và thể tích trong một nhịp thở. Áp lực được hiển thị trên trục x và thể tích được hiển thị trên trục y. Giải phẫu vòng lặp P-V được thể hiện trong hình 4.1. Lưu ý rằng gốc của vòng lặp không bắt đầu tại gốc tọa độ của biểu đồ do áp dụng áp lực dương cuối kỳ thở ra (PEEP, **positive end-expiratory pressure**). Khi hít vào bắt đầu, có sự gia tăng áp lực và sau đó là thể tích. Phần này mô tả nhánh hít vào của vòng lặp và kết thúc ở áp lực hô hấp đỉnh (PIP, **peak inspiratory pressure**). Khi phổi xẹp xuống trong thì thở ra, áp lực và thể tích giảm, và nhánh thở ra của vòng lặp chấm dứt ở mức không (zero) trên trục thể tích và mức PEEP trên trục áp lực.

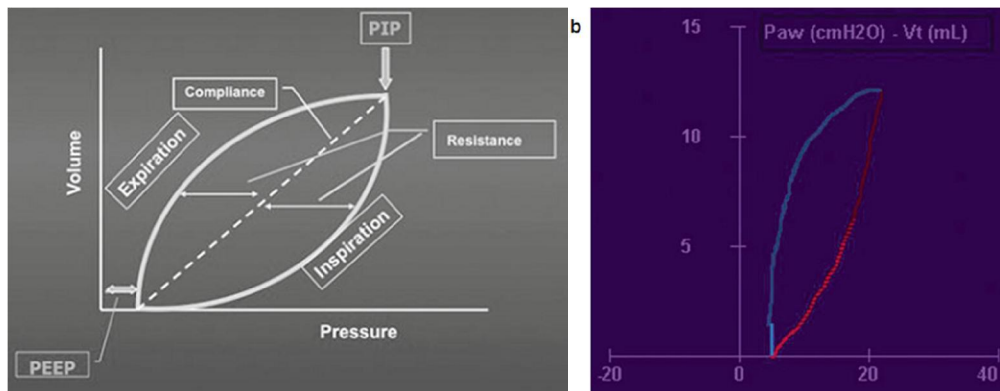
Vòng lặp P-V cung cấp thông tin có giá trị về cơ học phổi. Đường chấm chấm là trục độ giãn nở (**compliance**), một thước đo độ cứng hoặc độ đàn hồi của phổi. Độ giãn

nở được định nghĩa là sự thay đổi về thể tích chia cho sự thay đổi áp lực ($\Delta V/\Delta P$). Do đó, nếu tăng áp lực 1 cm H₂O dẫn đến tăng thể tích phổi 1 mL, trực sẽ là 45°. Khi độ giãn nở giảm, trực sẽ dịch chuyển xuống và sang phải. Ngược lại, khi độ giãn nở được cải thiện, trực sẽ dịch chuyển lên trên và sang trái.

Công thở (*work of breathing*) có thể được ước lượng bằng vòng lặp P-V. Đây là khu vực được giới hạn bởi nhánh hít vào và một đường ngang kết nối PIP với trực y. Khi độ giãn nở giảm và vòng lặp dịch chuyển xuống và bên phải, diện tích khu vực này tăng lên và cần áp lực nhiều hơn để đạt được cùng thể tích phổi.

Vòng lặp này cũng cung cấp thông tin về sức cản đường thở. Một đường thẳng được vẽ từ điểm giữa của nhánh hít vào (*inflation limb*) tới trực độ giãn nở là một thước đo của sức cản đường thở thì hít vào (*inspiratory resistance*); một đường thẳng được vẽ từ điểm giữa của nhánh thở ra tới trực độ giãn nở là một thước đo của sức cản đường thở thì thở ra (*expiratory resistance*). Hysteresis (độ trễ, độ lệch pha) là một thuật ngữ được sử dụng để mô tả sự khác biệt giữa nhánh hít vào và nhánh thở ra và được xác định bởi tính chất đàn hồi của phổi. Trong trường hợp bình thường, hình dạng của vòng lặp P-V là hình bầu dục, giống như một quả bóng bầu dục. Do đó độ trễ là đại diện cho công thở chống lại sức cản đường thở (*resistive work of breathing*).

Cuối cùng, các điểm uốn (*inflection points*) có thể được nhìn thấy trong cả nhánh hít vào và nhánh thở ra, là nơi mà độ dốc thay đổi. Chúng được mô tả chi tiết sau.



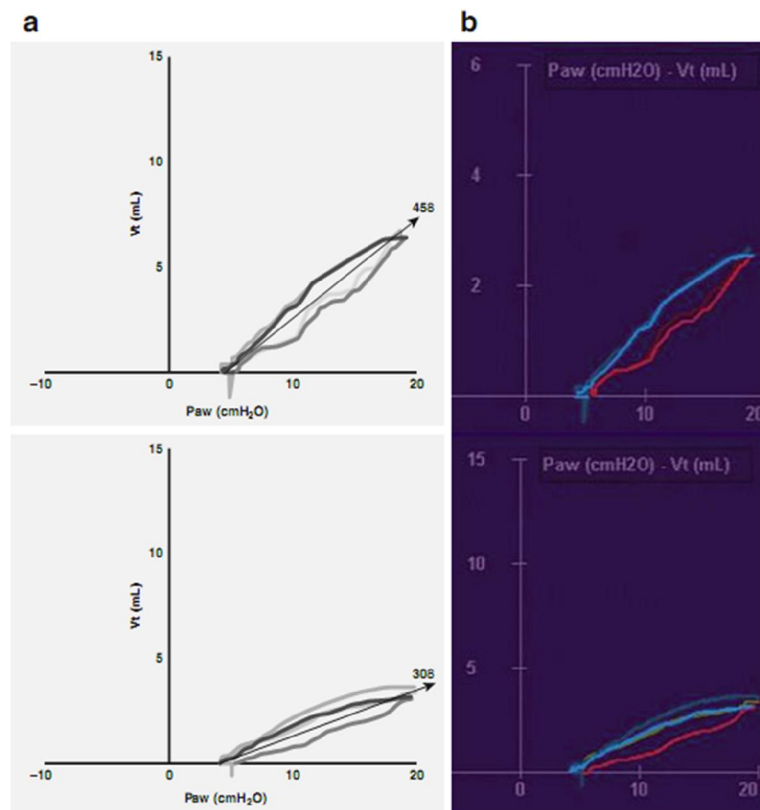
Hình 4.1 Vòng lặp áp lực – thể tích (P-V loop) (a, sơ đồ; b, thực tế). Những thay đổi về áp lực và thể tích trong một nhịp thở được hiển thị. Đường chấm chấm trên sơ đồ biểu thị trực độ giãn nở. Đồ họa này cho phép suy luận về sự độ giãn nở, sức cản đường thở và sự bơm phồng phổi (Được sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin R và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015)

4.2.1 Giảm độ giãn nở (Decreased Compliance)

Giảm độ giãn nở thường gặp trong thực hành sơ sinh. Nó có thể được nhìn thấy trong hội chứng suy hô hấp (RDS), phù phổi, viêm phổi, hoặc các tình trạng khác được

đánh dấu bởi bất hoạt hoặc suy giảm chất hoạt động bề mặt (**surfactant**). Khi mức độ độ giãn nở thấp, phổi bị cứng, cần nhiều áp lực hơn để cung cấp cùng thể tích khí lưu thông (V_t) so với sự độ giãn nở bình thường.

Mối quan hệ giữa áp lực và thể tích giúp chúng ta hiểu những khác biệt trong mục tiêu thông khí cơ học hoạt động. Hình 4.2 cho thấy những thay đổi trong việc phân phối V_t trong quá trình thông khí nhắm mục tiêu áp lực. Cả hai nhịp thở đều được phân phối ở áp lực tương tự nhưng với độ giãn nở khác nhau. Vòng trên có một trục độ giãn nở khoảng 45° (độ giãn nở = $1.0 \text{ mL/cm H}_2\text{O}$), trong khi vòng thấp hơn có độ giãn nở khoảng 30° (độ giãn nở = $0,67 \text{ mL/cm H}_2\text{O}$). Bởi vì áp lực được giữ cố định, thể tích phân phối ít hơn đáng kể khi độ giãn nở thấp hơn.

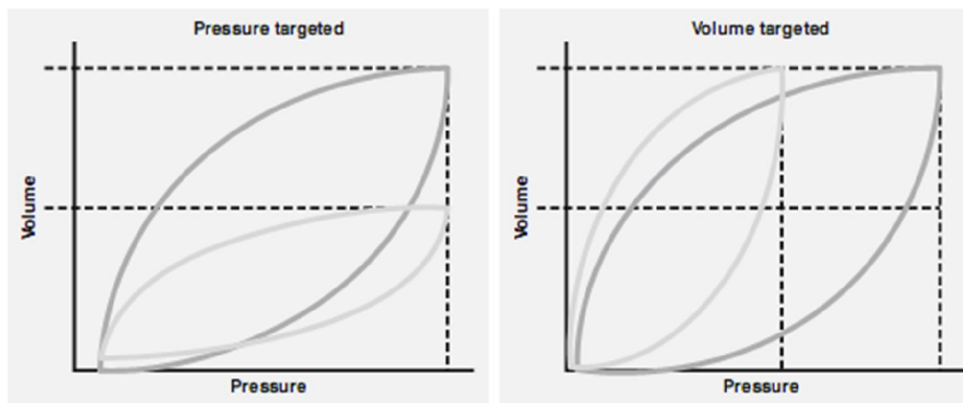


Hình 4.2 Các vòng lặp P-V thể hiện sự thay đổi của độ giãn nở trong quá trình thông khí mục tiêu áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Vòng lặp P-V ở phía dưới thể hiện độ giãn nở phổi kém. Trục độ giãn nở chỉ là 30° . Vòng lặp phía trên thể hiện sự độ giãn nở được cải thiện. Lưu ý rằng trục độ giãn nở là 45° . Bởi vì áp lực là không đổi, thể tích khí lưu thông lớn hơn được phân phối theo độ giãn nở tốt hơn (Được sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015)

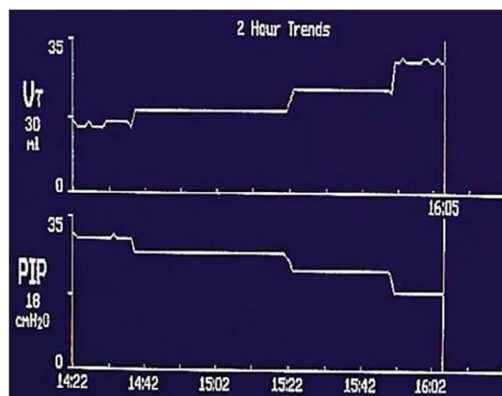
Trong thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích, máy thở sẽ duy trì khả năng cung cấp thể tích bằng cách cho phép áp lực dao động. Hình 4.3 minh họa sơ đồ sự khác biệt này. Nhắm mục tiêu áp lực ở bên trái, nhắm mục tiêu theo thể tích ở bên phải. Với

mục tiêu áp lực, việc phân phối thể tích phụ thuộc chủ yếu vào độ giãn nở phổi. Vòng lặp thấp thể hiện độ giãn nở kém. Khi độ giãn nở cải thiện (vòng trên), thể tích phân phối tăng lên, mặc dù áp lực là không đổi. Với thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích, phân phối thể tích là không đổi và áp lực thay đổi. Như được hiển thị, vòng lặp bên phải thể hiện phân phối thể tích ở mức độ giãn nở thấp hơn. Khi sự độ giãn nở được cải thiện (vòng lặp nhỏ hơn ở bên trái), áp lực sẽ tự động giảm xuống để duy trì việc phân phối thể tích phù hợp. Những thay đổi này cũng sẽ xảy ra trong tình huống ngược lại. Nếu độ giãn nở đột ngột giảm, việc phân phối thể tích sẽ giảm trong khi thông khí nhắm mục tiêu áp lực, và áp lực sẽ tăng lên trong khi thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích.

Quá trình tương tác như trên trong thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích được gọi là tự động cai máy thở. Khi độ giãn nở được cải thiện, áp lực sẽ tự động giảm xuống để duy trì việc cung cấp thể tích không đổi (Hình 4.4). Trong thông khí nhắm mục tiêu áp lực, việc cải thiện độ giãn nở sẽ dẫn đến sự phân phối thể tích lớn hơn trừ khi bác sĩ thận trọng và giảm áp lực hít vào.



Hình 4.3 Sơ đồ biểu diễn sự khác nhau giữa thông khí theo mục tiêu áp lực và thể tích khi thay đổi độ giãn nở phổi. Xem văn bản để giải thích.



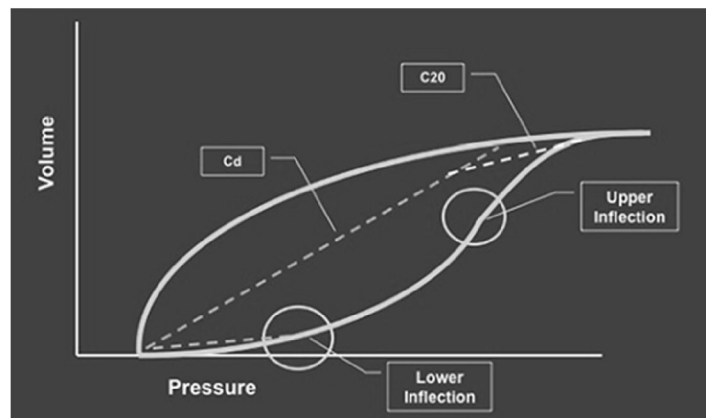
Hình 4.4 Màn hình xu hướng đồ họa trong khi thông khí mục tiêu thể tích. Lưu ý việc giảm áp lực hô hấp đỉnh theo thời gian. Sự gia tăng thể tích khí lưu thông dẫn đến ít mất thể tích nén hơn khi độ giãn nở cải thiện.

4.2.2 Bơm phồng phổi (Lung Inflation)

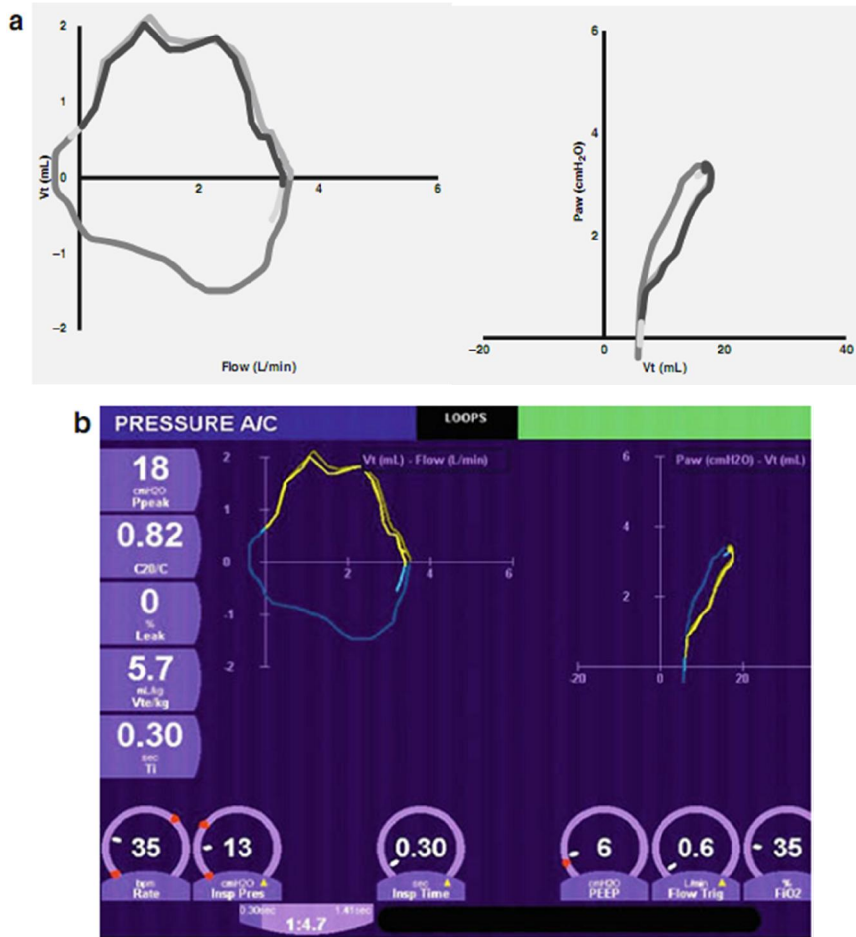
Sự ra đời của đồ họa theo thời gian thực đã góp phần rất lớn vào sự hiểu biết của chúng ta về bơm phồng phổi và có thể tăng cường sự an toàn của thông khí cơ học. Trong khi thông tin trước đây về bơm phồng phổi được giới hạn trong chụp X quang ngực, quan sát các võ rung ngực, và nghe phế âm, tất cả đó là các biện pháp thô.

4.2.3 Bơm phồng phổi quá mức (Hyperinflation)

Hình 4.5 là biểu diễn đường cong tương quan P-V. Lưu ý rằng nhánh hít vào không tuyến tính trên toàn bộ phạm vi. Tuy nhiên, trực độ giãn nở (độ dốc của $\Delta V/\Delta P$) là tuyến tính trên phạm vi bình thường của Vt gần với dung tích cặn chức năng (FRC) của phổi. Trong phạm vi tuyến tính này, Vt sẽ tăng tương ứng với sự độ giãn nở phổi ($\Delta V = C \times \Delta P$). Độ giãn nở phổi và các mối tương quan P-V được xác định bởi sự tương tác của sự đàn hồi của phổi và sức căng bề mặt phế nang. Khi phổi gần lấp đầy tối đa và khả năng biến dạng mô trở nên hạn chế hơn, độ giãn nở sẽ giảm, dẫn đến ít thể tích tăng lên hơn trên một đơn vị áp lực gia tăng và độ dốc của trực độ giãn nở sẽ dịch chuyển xuống dưới. Điều này tạo ra một điểm uốn trên (**upper inflection point**) ở nhánh hít vào của đường cong P-V và đồ họa tạo ra "mỏ chim cánh cụt" hoặc "mỏ vịt" xuất hiện trong vòng lặp. Mô hình này là dấu hiệu của bơm phồng phổi quá mức, và nó có thể được định lượng bằng cách sử dụng một số liệu được gọi là tỷ lệ C20/C (Fisher, 1988). Tỷ lệ C20/C kiểm tra độ dốc của 20% cuối cùng của nhánh hít vào và so sánh nó với phần tuyến tính của đường cong. Nếu đường cong vẫn tuyến tính với áp lực đỉnh, tỷ số sẽ giữ nguyên ở mức 1.0; nếu vòng lặp bắt đầu uốn cong sang phải, độ dốc sẽ giảm và tỷ lệ sẽ giảm xuống <1.0. Hầu hết các máy thở ngày nay đều có khả năng hiển thị phép đo này. Hình 4.6 cho thấy bơm phồng phổi quá mức và việc sử dụng tỷ lệ C20/C để định lượng nó.



Hình 4.5 Biểu diễn sơ đồ đường cong P-V thể hiện khái niệm điểm uốn trên và dưới và khái niệm C20/C. Xem văn bản



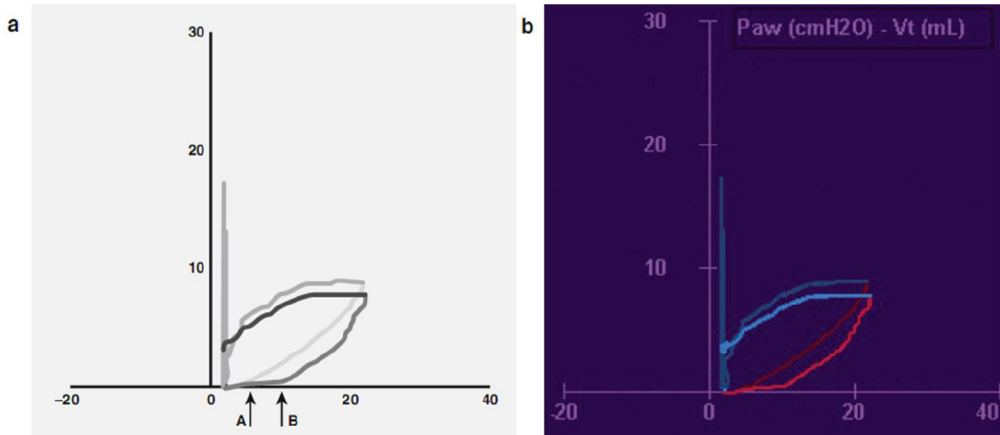
Hình 4.6 Bơm phồng phổi quá mức - Hyperinflation (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý C20/C chỉ có 0,82

4.2.4 Bơm phồng phổi không đủ (Underinflation)

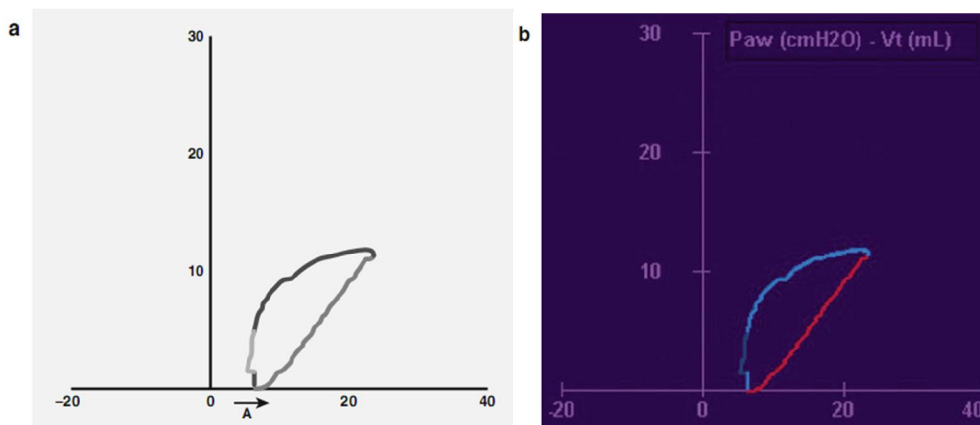
Việc kiểm tra vòng lặp P-V cũng có thể cung cấp thông tin về phổi được bơm phồng không đầy đủ. Bơm phồng phổi dưới mức FRC cũng sẽ tạo ra độ dốc nhỏ hơn phần tuyến tính của trục độ giãn nở, như trong Hình 4.5. Lưu ý rằng thể tích nhỏ đang được cung cấp ở phần thấp của nhánh hít vào cho đến khi áp lực mở đã được vượt quá và thể tích bắt đầu tăng, tạo ra một điểm uốn thấp (lower inflation point) trong vòng lặp.

Các điều chỉnh trong PEEP và PIP (hoặc cung cấp Vt trong thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích) có thể cải thiện cơ học phổi và bình thường hóa vòng lặp P-V. Hình 4.7 hiển thị một vòng lặp P-V trong đó PEEP đã được đặt bên dưới điểm uốn thấp. Nó đã tạo ra một ngoại hình rất bất thường, như vậy vòng lặp trông giống như một chiếc hộp hơn là một quả bóng bầu dục. Áp lực áp dụng không cung cấp bất kỳ thể tích hiệu quả cho phần lớn giai đoạn hô hấp. Tương tự như vậy, trong quá trình phổi giảm thể

tích do thở ra, phổi nhanh chóng bị xẹp xuống khi hạ dưới mức áp lực đóng tới hạn. Tăng PEEP trên điểm uốn thấp và tăng PIP đồng thời đã được áp dụng trong Hình 4.8, chuẩn hóa hình dạng của vòng lặp và cải thiện cả việc phân phối thể tích và độ giãn nở.



Hình 4.7 Bơm phòng dưới mức (a, sơ đồ; b, thực tế). PEEP (A) đã được đặt dưới điểm uốn thấp (B) dẫn đến bơm phòng phổi bất thường. Lưu ý thể tích được phân phối như thế nào khi áp lực tăng lên trong hít vào

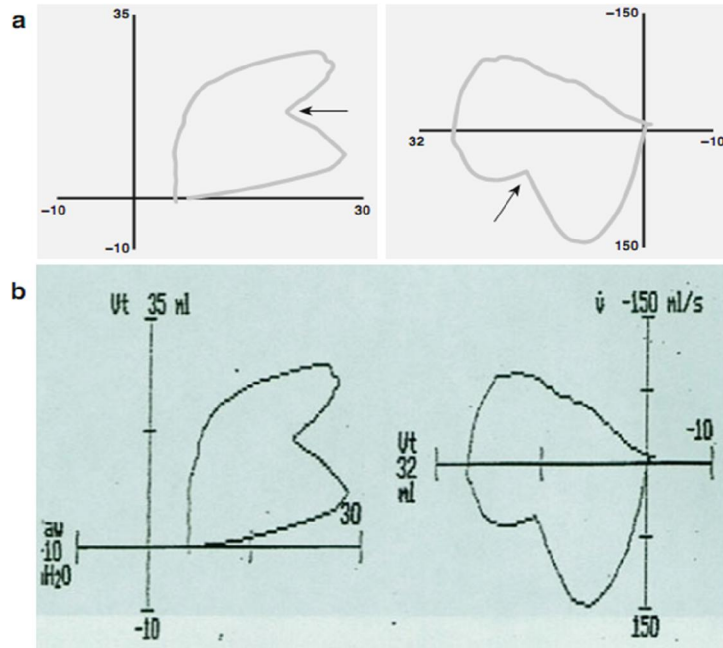


Hình 4.8 Bơm phòng phổi bình thường (a, sơ đồ; b, thực tế). PEEP đã được tăng lên trên điểm uốn thấp hơn, dẫn đến sự cải thiện rõ rệt về bơm phòng phổi và cơ học phổi tốt hơn

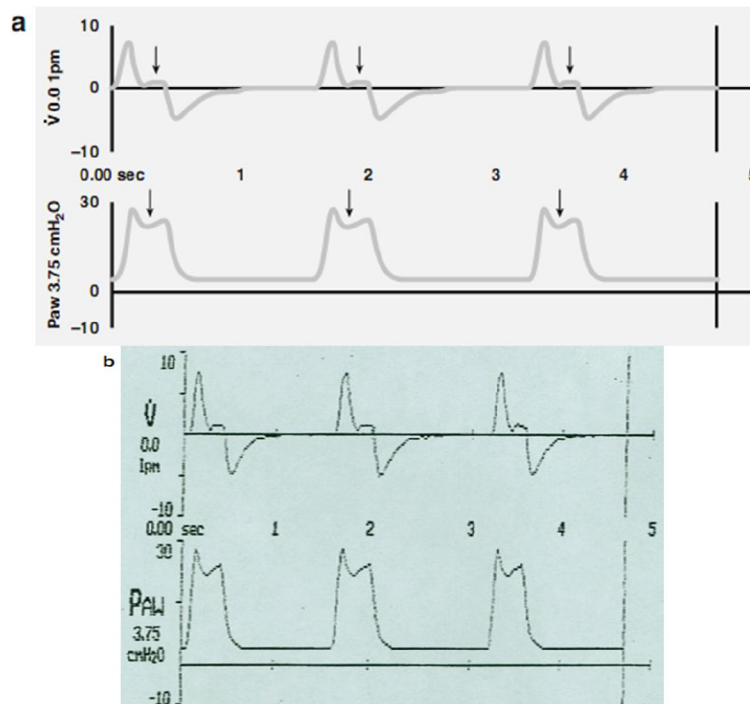
4.2.5 Áp lực vượt ngưỡng (Pressure Overshoot)

Các phương thức thông khí sử dụng lưu lượng hít vào thay đổi, chẳng hạn như kiểm soát áp lực và hỗ trợ áp lực, có thể tạo ra tốc độ lưu lượng vượt quá tính chất cơ học của phổi và dẫn đến quá căng phổi (hyperinflation). Điều này được mô tả trong hình 4.9. Biên độ bơm phòng phổi của đường cong P-V cho thấy một chỗ phình (bulge) hoặc một vết khắc (notch), và dạng sóng áp lực cho thấy một đỉnh đôi tại PIP (Hình 4.10). Tốc độ lưu lượng có thể được điều chỉnh bởi một tính năng được gọi là độ dốc (rise time), có sẵn trên hầu hết các thiết bị, cho phép điều chỉnh định tính trong tốc độ

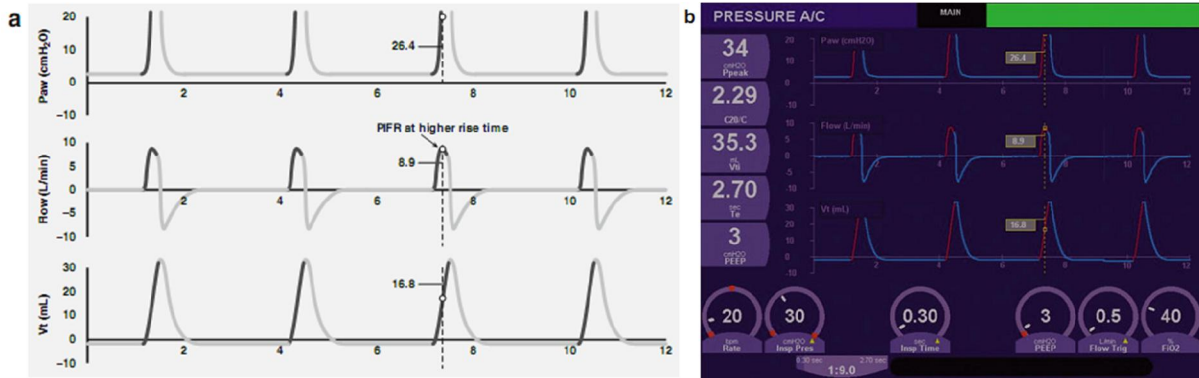
lưu lượng. Trong Figs. 4.11 và 4.12, thời gian tăng đã được điều chỉnh và đồ họa đã được chuẩn hóa. Điều này cũng được thể hiện dưới dạng hỗn hợp trong hình 4.12 c, d.



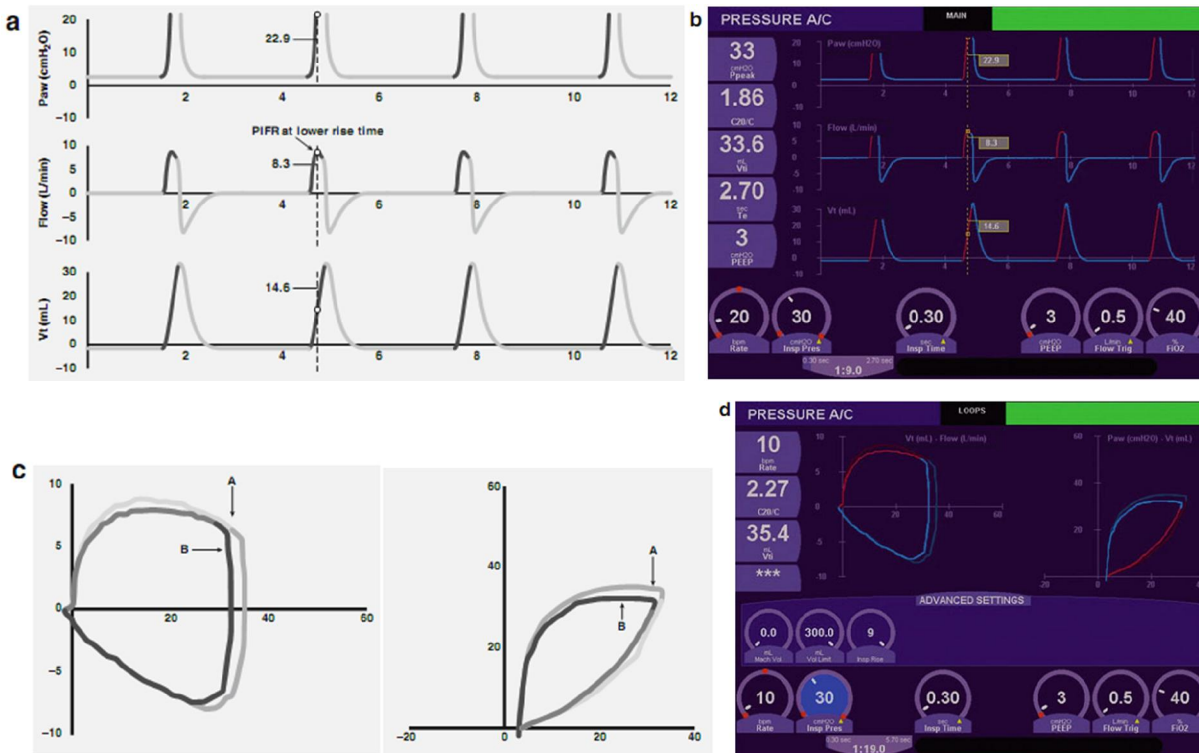
Hình 4.9 Áp lực vượt ngưỡng (a, sơ đồ; b, thực tế). Tốc độ lưu lượng hít vào quá cao, dẫn đến hình ảnh "vết khắc" của cả vòng lặp P-V và F-V (mũi tên)



Hình 4.10 Áp lực (a, sơ đồ; b, thực tế). Biểu đồ dạng sóng cho thấy một đỉnh thứ hai nhỏ hơn ở cuối thì hít vào, và dạng sóng áp lực cho thấy một vết khắc ở đỉnh (mũi tên)



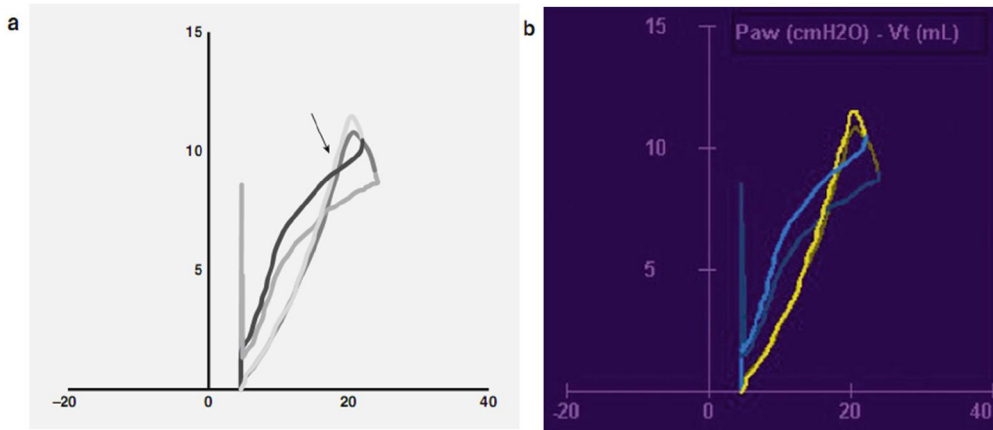
Hình 4.11 Ảnh hưởng của độ dốc trong áp lực vượt ngưỡng (a, sơ đồ; b, thực tế). Rise time dốc cao (tốc độ dòng khí hít thở cao hơn) dẫn đến áp lực cao nhất là 26,4 cm H₂O, tốc độ dòng khí hít thở tối đa là 8,9 LPM, và thể tích khí lưu thông là 16,8 mL



Hình 4.12 Giảm độ dốc (trong khi vẫn giữ tất cả các thông số khác) giảm áp lực đỉnh xuống còn 22.9 cm H₂O, tốc độ dòng khí hít thở tối đa là 8.3 LPM và thể tích khí lưu thông đến 14.6 mL (a, sơ đồ; b, thực tế). Những thay đổi này cũng có thể được nhìn thấy trên các vòng lặp (c, sơ đồ; d, thực tế). Độ dốc cao hơn được nhìn thấy trong các vòng lặp có nhãn A, độ dốc thấp hơn trong các vòng lặp có nhãn B

4.2.6 Đói khí (Air Hunger)

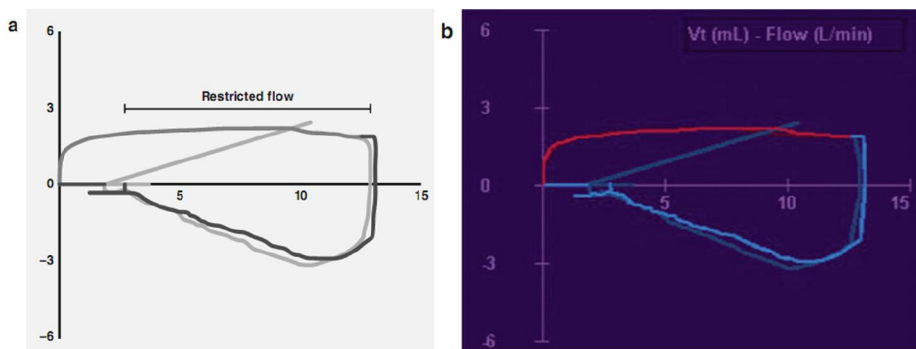
Nếu Vt được phân phối là không đủ để đáp ứng nhu cầu của bệnh nhân, đói khí có thể phát triển. Trong tình huống này, em bé có thể được ghi nhận là "kéo" khí ("pulling") hoặc hiển thị công thở tăng lên. Điều này tạo ra một mô hình đặc biệt trên vòng lặp P-V, với một "con số tám" đảo ngược của nhánh hít vào và nhánh thở ra ở đầu vòng lặp, được hiển thị trong hình 4.13. Điều này có thể được sửa chữa bằng cách cung cấp lưu lượng bổ sung, thể tích, hoặc thời gian hít vào, tùy thuộc vào tình hình lâm sàng.



Hình 4.13 Đói khí (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý "hình 8" xuất hiện ở đầu vòng lặp P-V (mũi tên)

4.2.7 Tăng sức cản đường thở thì hít vào (Increased Inspiratory Resistance)

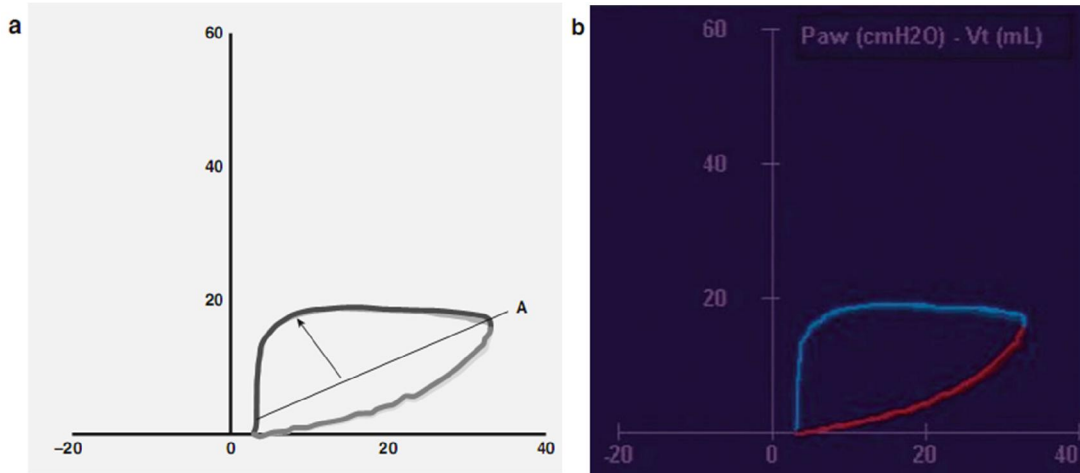
Như đã nói ở trên, hiện tượng trễ (*hysteresis*) của vòng lặp P-V đại diện cho công thở chống lại sức cản (*resistive work*). Khoảng cách quá mức giữa nhánh hít vào và trục độ giãn nở thể hiện sức cản đường thở thì hít vào tăng, như trong Hình 4.14. Mô hình này thường có thể được sửa chữa bằng cách tăng lưu lượng hít vào, thời gian hít vào, hoặc PEEP.



Hình 4.14 Hạn chế lưu lượng hít vào (a, sơ đồ; b, thực tế). Nhánh lưu lượng hít vào có dạng dẹt do sự tuyến tính của lưu lượng từ tăng sức cản đường thở thì hít vào

4.2.8 Tăng sức cản đường thở thì thở ra

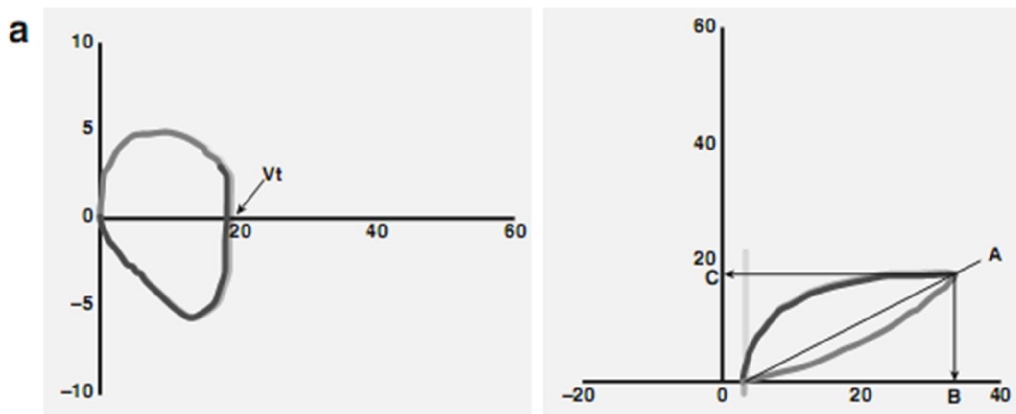
Tăng sức cản đường thở thì thở ra, ngược lại, tạo ra những thay đổi trong nhánh thở ra của vòng lặp P-V, trong đó nó có thể được tách ra hoặc gập xuống từ trục độ giãn nở. Điều này được thể hiện trong hình 4.15. Các điều chỉnh có thể bao gồm tăng thời gian thở ra và/hoặc PEEP. Điều này cũng có thể là biểu hiện của tắc nghẽn ống nội khí quản đang phát triển.



Hình 4.15 Tăng sức cản đường thở thì thở ra (a, sơ đồ; b, thực tế). Hình dạng bất thường của vòng lặp P-V là kết quả của sự gia tăng sức cản đường thở thì thở ra. Lưu ý khoảng cách từ trục độ giãn nở (A) đến nhánh thở ra (mũi tên)

4.2.9 Dùng chất surfactant

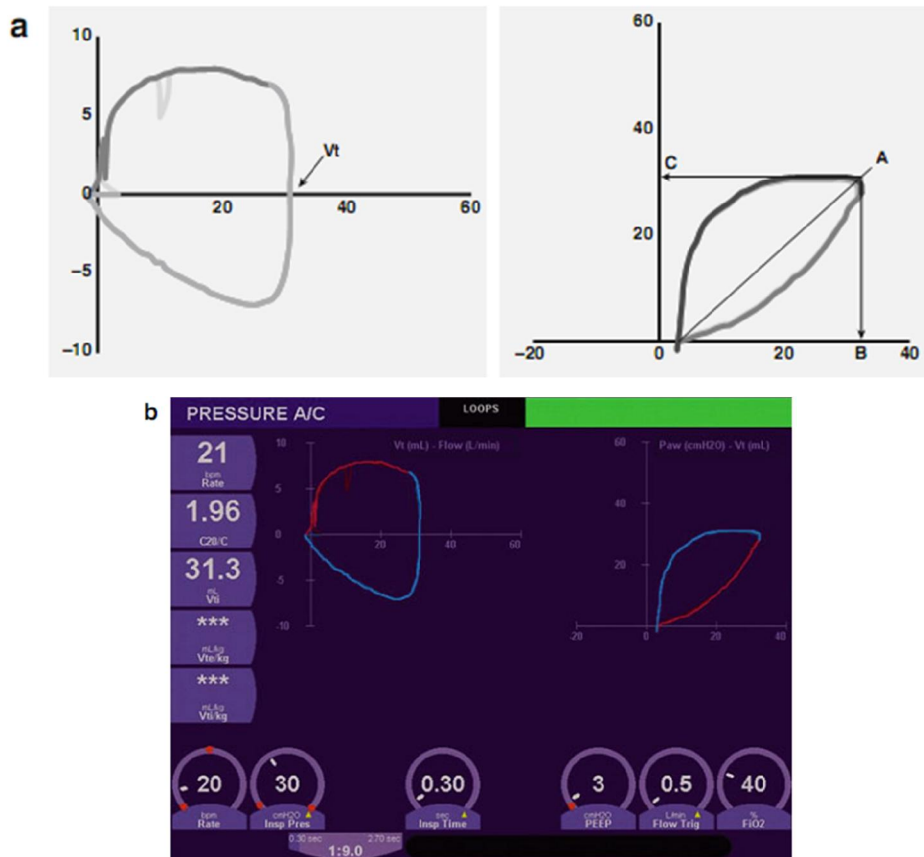
Việc sử dụng surfactant ngoại sinh cho trẻ sơ sinh có RDS sẽ làm giảm sức căng bề mặt phế nang và cải thiện sự độ giãn nở phổi. Bởi vì điều này có thể xảy ra nhanh chóng, có nguy cơ bị quá tải phổi nếu giảm áp lực không đủ nhanh. Hình 4.16 biểu diễn vòng lặp P-V của một em bé có RDS, trước khi dùng surfactant. Lưu ý sự độ giãn nở kém và mức áp lực cần thiết để cung cấp Vt.





Hình 4.16 Các vòng lặp trước khi sử dụng surfactant (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý độ giãn nở kém (A); ở áp lực hô hấp đỉnh (B) khoảng 35 cm H₂O, thể tích khí lưu thông (C) chỉ là 18 mL

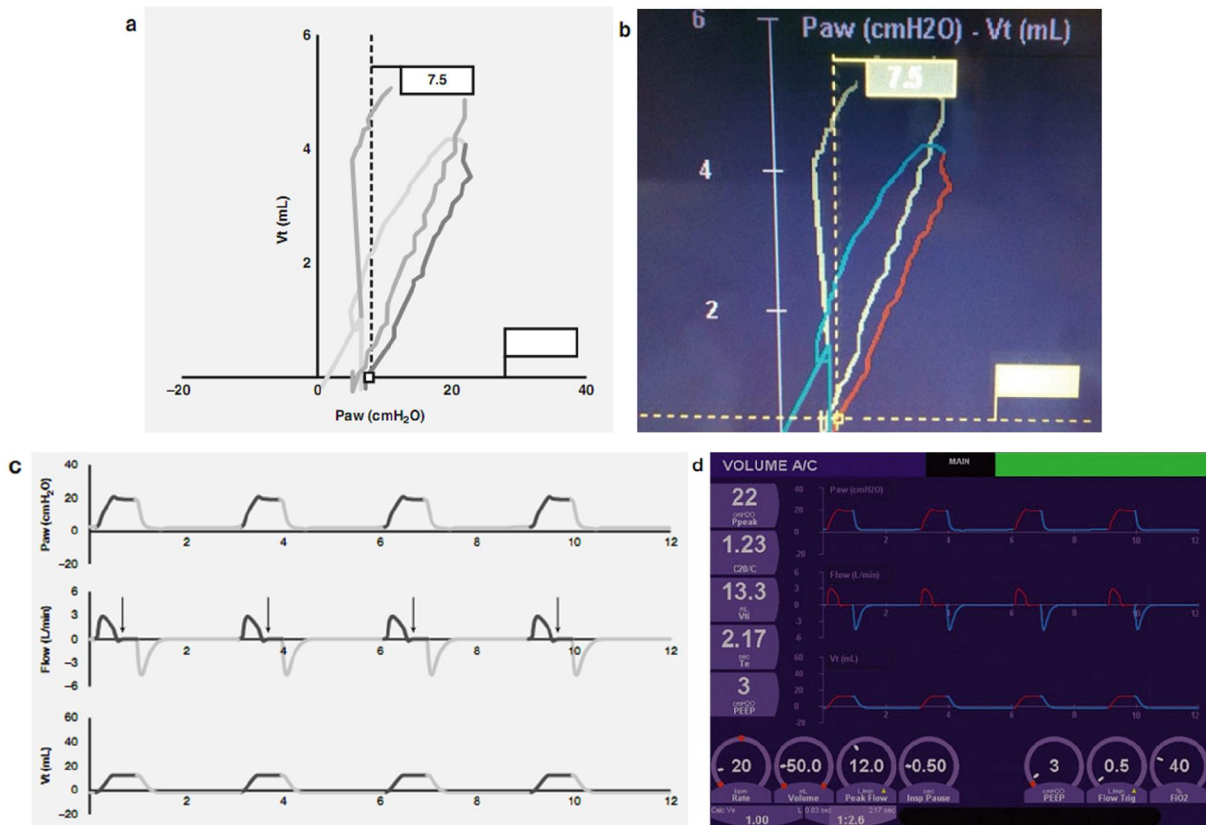
Hình 4.17 cho thấy những thay đổi gần như ngay lập tức sau khi dùng surfactant. Sự độ giãn nở đã được cải thiện đáng kể, và ở cùng một áp lực, Vt đáng kể hơn đang được cung cấp cho em bé. Giảm bớt PIP được chỉ định.



Hình 4.17 Các vòng lặp sau khi sử dụng surfactant (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý cải thiện đáng kể sự độ giãn nở (A). Ở cùng áp lực (B), phân phối thể tích khí lưu thông (phải) hiện là 30 mL

4.2.10 Giữ thì hít vào quá mức (Excessive Inspiratory Hold)

Một số máy thở cơ học có chức năng giữ thì hít vào. Điều này được sử dụng trong quá trình thông khí nhằm mục tiêu theo thể tích để kéo dài thời gian hít vào, có thể quá ngắn khi lưu lượng hít vào cao hơn. Tuy nhiên, nếu giữ quá trình hít vào quá dài, nó sẽ bóp méo phần trên của vòng lặp P-V, khiến nó bị “hình quả bong bóng” như hình 4.18. Điều này cũng có thể được nhìn thấy trong dạng sóng (Hình 4.18c). Lưu ý thời gian hít vào kéo dài ở trạng thái dòng zero ở cuối thì hít vào. Nếu điều này xảy ra, việc giữ lại hít vào nên được rút ngắn lại.



Hình 4.18 Giữ thì hít vào quá mức (a và c, sơ đồ; b và d, thực tế). Trên vòng lặp P-V, hãy lưu ý “hình quả bong bóng” ở đầu vòng tròn màu xám ở cuối thì hít vào (mũi tên). Điều này đã được điều chỉnh để bình thường hóa trong vòng lặp màu đỏ và màu xanh. Trên dạng sóng lưu lượng, lưu ý trạng thái lưu lượng zero (mũi tên) kéo dài trước khi bắt đầu giai đoạn thở

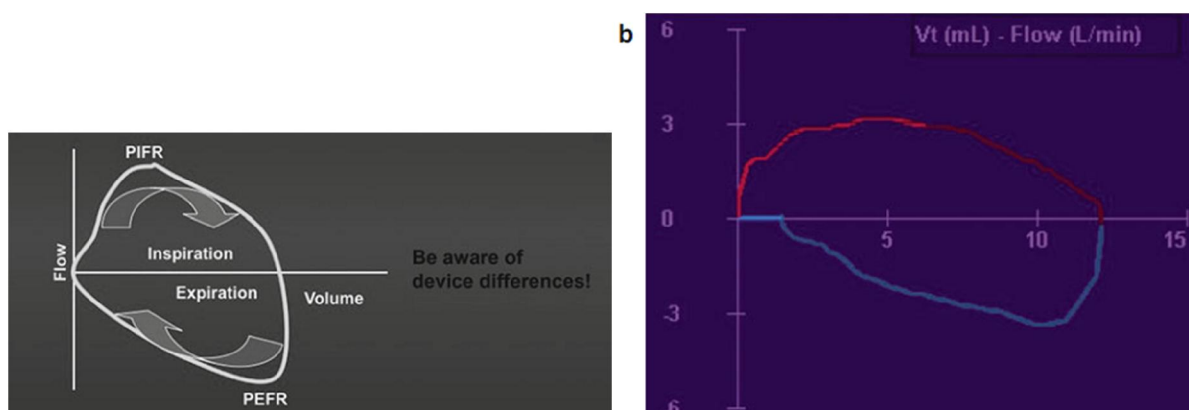
4.3 Vòng lặp F-V

Vòng lặp F-V mô tả mô hình lưu lượng khí trong tương quan với thể tích khí lưu thông. Thể tích được hiển thị trên trục x và lưu lượng được hiển thị trên trục y. Giống như dạng sóng lưu lượng – thời gian, lưu lượng khí thở ra và hít vào theo hướng ngược nhau 2 bên trục hoành. Vì vòng lặp F-V chưa được chuẩn hóa nên bác sĩ cần xác định xem lưu lượng khí hít vào được hiển thị ở trên hay dưới trục hoành và do đó,

hướng mà vòng lặp đang được vẽ. Chúng tôi hiển thị vòng lặp F-V theo chiều kim đồng hồ là cách thường hay được quy định hơn.

Giải phẫu vòng lặp F-V được thể hiện trong hình 4.19. Hít vào bắt đầu tại nguồn gốc của đồ thị (lưu lượng bằng không) và tăng cho đến khi nó đạt đến tốc độ lưu lượng cao nhất (PIFR, **peak inspiratory flow rate**). Điều này tương ứng với lưu lượng hít vào tăng tốc nhìn thấy trên dạng sóng lưu lượng – thời gian. Lưu lượng hít vào sau đó giảm tốc (như trong dạng sóng), và đạt đến trạng thái lưu lượng bằng không tại điểm mà nó đi qua trục thể tích, đại diện cho Vt được phân phối. Lưu lượng khí thở ra cũng bắt đầu với pha tăng tốc, đạt tới tốc độ dòng thở ra cực đại (PEFR, **peak expiratory flow rate**), sau đó giảm tốc cho đến khi nó trở về gốc và một trạng thái dòng zero khác khi thở ra kết thúc. Hình dạng chung của vòng lặp phải tròn hoặc hình bầu dục và hai nửa (hít vào và thở ra) nên gần như soi gương. Tuy nhiên, trong một nhịp thở có kiểm soát, do hậu quả của tình trạng dùng thuốc giãn cơ an thần hoặc thiếu sự tương tác của bệnh nhân với máy thở, nhánh thở ra sẽ cho thấy sự xuất hiện nhanh chóng của lưu lượng đỉnh, sau đó giảm lưu lượng và thể tích theo tuyến tính, và mất đi dạng hình trứng.

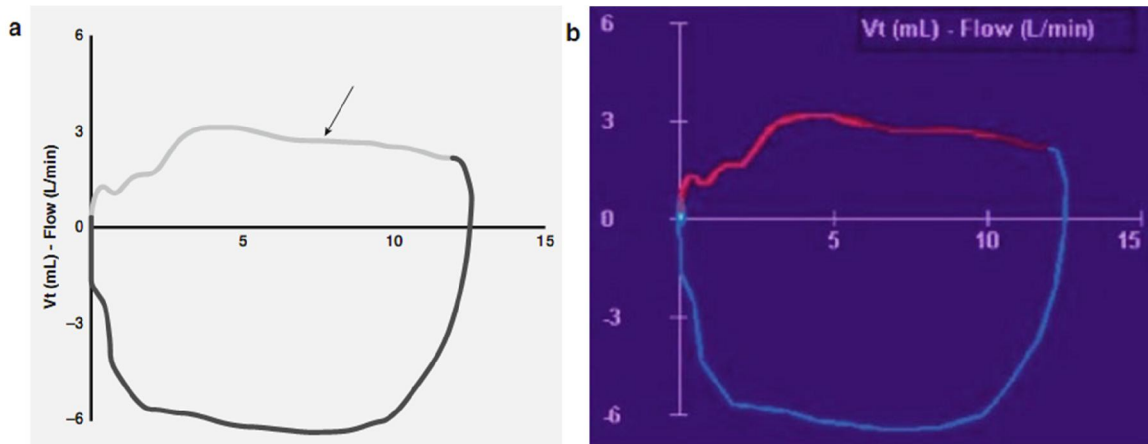
Vòng F-V do đó mô tả mối quan hệ của thể tích và lưu lượng. Bởi vì lưu lượng là tốc độ thời gian của cung cấp thể tích, nếu có sức cản đường thở cao đối với lưu lượng, sẽ có lưu lượng thấp hơn cho một thể tích nhất định của khí, có nghĩa là, nó sẽ mất nhiều thời gian để di chuyển cùng một thể tích khí khi sức cản đường thở cao.



Hình 4.19 Vòng lặp lưu lượng (F-V) (a, sơ đồ; b, thực tế). Lưu ý các tính năng chính - tốc độ lưu lượng khí hít vào và thở ra đỉnh (PIFR và PEFR), và thể tích khí lưu thông, nơi vòng lặp đi qua trục x ở cuối nguồn hít vào. Vì các thiết bị có thể vẽ vòng này theo chiều kim đồng hồ hoặc ngược chiều kim đồng hồ, các bác sĩ phải xác định các thành phần hít vào và thở ra

4.3.1 Tăng sức cản đường thở thì hít vào (Elevated Inspiratory Resistance)

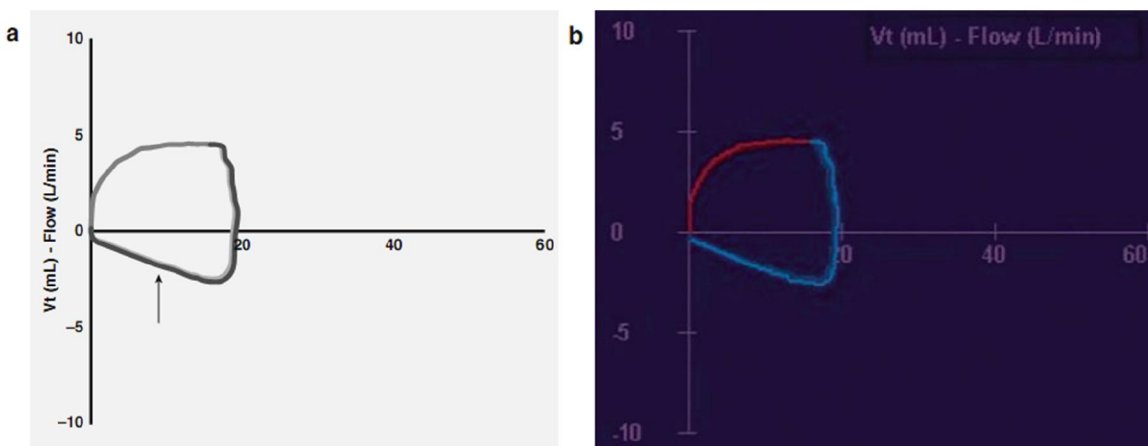
Bất thường trong thành phần hít vào của vòng F-V có thể được nhìn thấy với sức cản đường thở thì hít vào cao. Điều này cho thấy sự xuất hiện của một hạn chế lưu lượng hít vào, với PIFR giảm và làm phẳng vòng lặp (Hình 4.20).



Hình 4.20 Vòng lặp F-V (a, sơ đồ; b, thực tế) thể hiện sức đề kháng hít vào tăng lên. Thay vì có hình dạng hình bầu dục hoặc hình tròn với tốc độ lưu lượng hít vào đỉnh cao rõ rệt, vòng lặp là phẳng trên hầu hết giai đoạn hít vào (mũi tên). Điều này cho thấy một tắc nghẽn ngoài lồng ngực

4.3.2 Tăng sức cản đường thở thì thở ra (Elevated Expiratory Resistance)

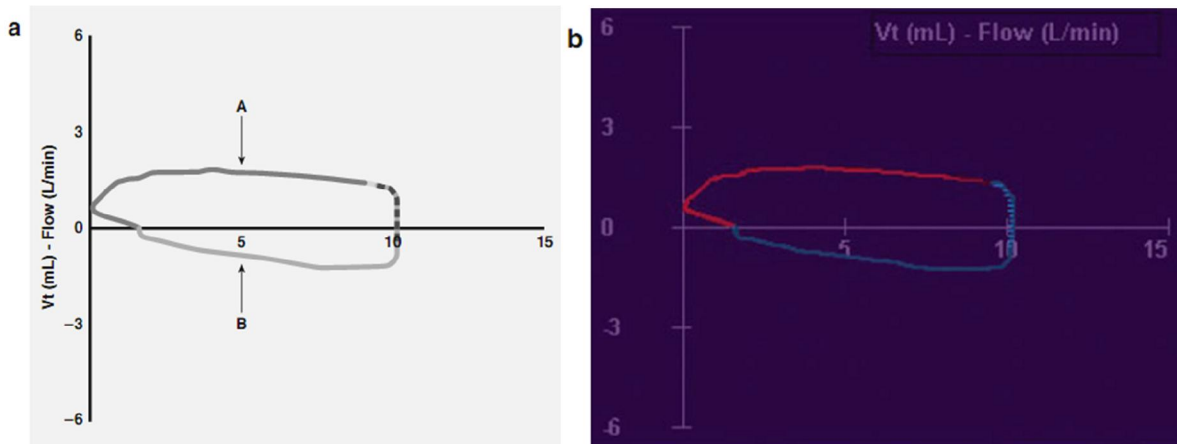
Bất thường trong thành phần thở ra của vòng F-V có thể được nhìn thấy với sức cản đường thở thì thở ra cao. Một lần nữa có sự giảm PEFV và bất thường trong hình dạng của vòng lặp. Hình 4.21 minh họa mô hình nhìn thấy ở bệnh đường thở tắc nghẽn, trong đó bất thường xảy ra chủ yếu trong giai đoạn giảm tốc.



Hình 4.21 Vòng lặp F-V (a, sơ đồ; b, thực tế) thể hiện sức cản đường thở thì thở ra cao. Thay vì xuất hiện hình trứng hoặc hình tròn, vòng lặp trông như bị nén (mũi tên)

4.3.3 Tắc nghẽn đường thở cố định (fixed airway obstruction)

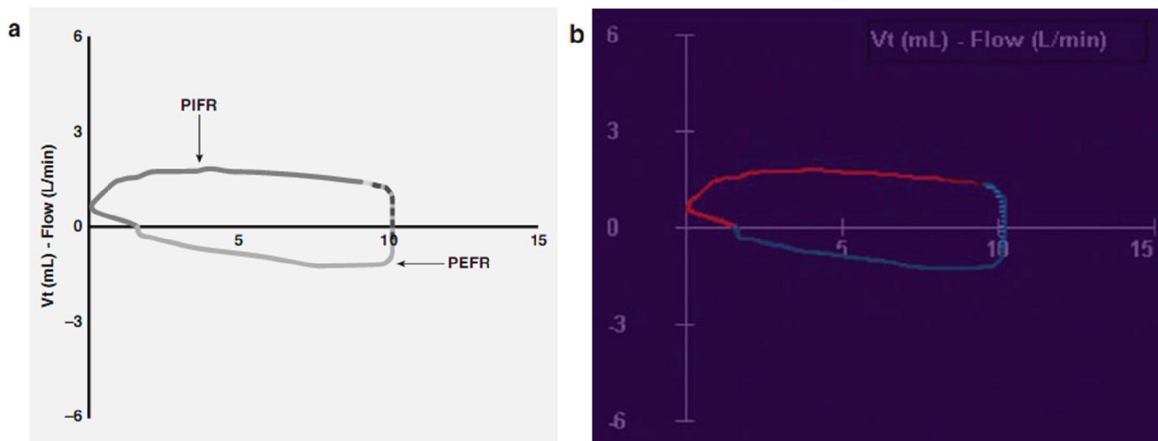
Trong sự hiện diện của tắc nghẽn đường thở cố định, cả hai sức cản đường thở thì hít vào và thở ra đều tăng lên, dẫn đến việc “nén” vòng F-V với PIFV và PEFV thấp hơn. Điều này được thể hiện trong hình 4.22.



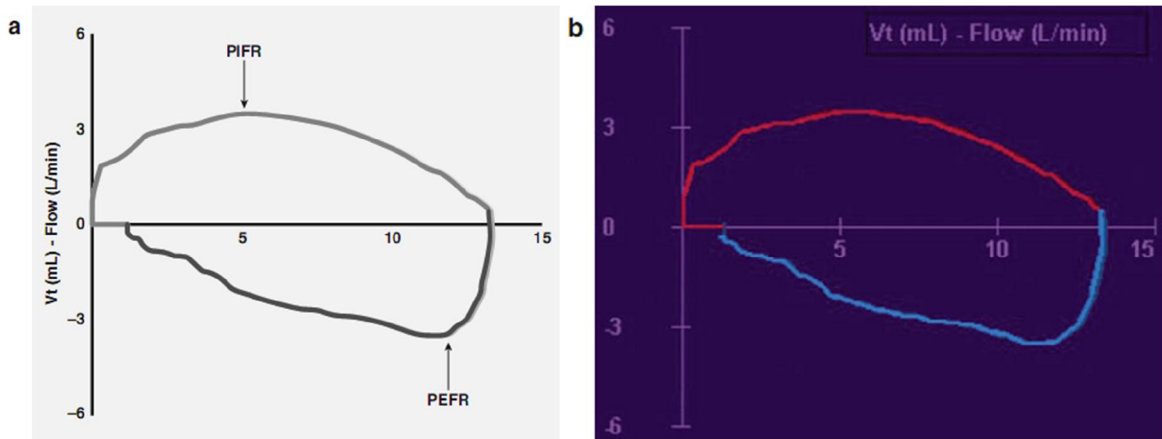
Hình 4.22 Tác nghẽn đường thở cố định (a, sơ đồ; b, thực tế). Cả hai phần hít vào và thở ra của vòng lặp bị làm phẳng như một hệ quả của sức cản đường thở cao

4.3.4 Đánh giá liệu pháp điều trị giãn phế quản

Mặc dù thiếu bằng chứng thuyết phục, thuốc giãn phế quản thường được sử dụng để điều trị trẻ sơ sinh bị loạn sản phế quản phổi. Rối loạn này ảnh hưởng đến đường thở và có thể có một yếu tố cơ thắt phế quản. Vòng lặp F-V có thể được sử dụng để đánh giá khách quan hiệu quả của liệu pháp giãn phế quản và xác định xem lợi ích có lớn hơn nguy cơ hay không. Hình 4.23 cho thấy đánh giá cơ bản về mức độ sức cản, với PIFR và PEFR thấp hơn dự kiến, cho thấy khả năng sức cản đường thở cao. Hình 4.24 là cùng một bệnh nhân ngay lập tức sau khi nhận được thuốc giãn phế quản và dưới các thông số thông khí tương tự. Trong trường hợp này liệu pháp mang lại sự cải thiện đáng kể về sức cản đường thở, với sự gia tăng cả PIFR và PEFR



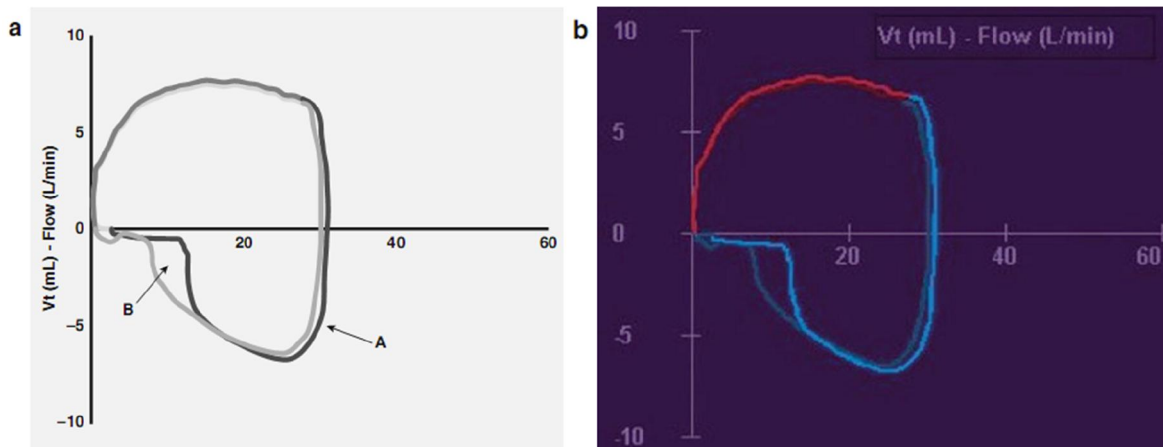
Hình 4.23 Tăng sức cản đường thở, trước khi xử lý (a, sơ đồ; b, thực tế). Em bé này cho thấy sức cản đường thở tăng, với PIFR và PEFR giảm đáng kể (mũi tên) (Được sử dụng với sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin R và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015)



Hình 4.24 Sau xử lý (a, sơ đồ; b, thực tế). Đã có một sự cải thiện đáng kể trong cả PIFR và PEFR. Vòng lặp đã “mở” và phân phối thể tích khí lưu thông cũng đã được cải thiện (Được sử dụng với sự cho phép của Fanaroff và Martin's Perinatal Medicine, edn 10, Martin R và cộng sự, biên tập viên, Bản quyền Elsevier, 2015)

4.3.5 Xẹp đường thở động quá mức (Excessive Dynamic Airway Collapse, EDAC)

Xẹp đường thở động quá mức (EDAC) là một tình trạng có thể bẩm sinh hoặc mắc phải, trong đó có thu hẹp đường kính khí quản trong thời gian thở ra tạo ra hạn chế lưu lượng khí thở ra nghiêm trọng. Sự xuất hiện của vòng lặp F-V cho thấy sự suy giảm nhanh chóng từ PEFR sau khi tăng tốc nhanh đến đỉnh (Hình 4.25).

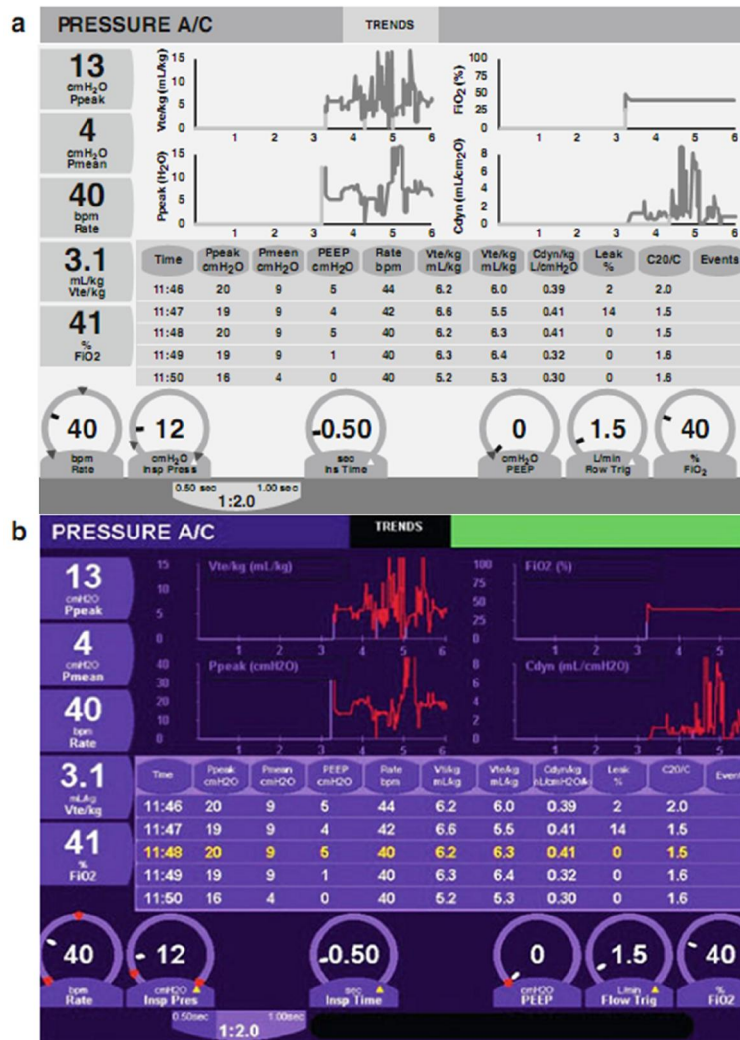


Hình 4.25 Xẹp đường thở động quá mức (a, sơ đồ; b, thực tế). Giai đoạn đầu thở ra (A) là bình thường, nhưng lưu ý “vết khắc” khi thở ra (mũi tên). Đường kính của đường thở thu hẹp, hoặc bẩm sinh hoặc mắc phải, có thể sụp đổ khi lưu lượng hoặc áp lực giảm xuống

Chương 5

Biểu đồ xu hướng

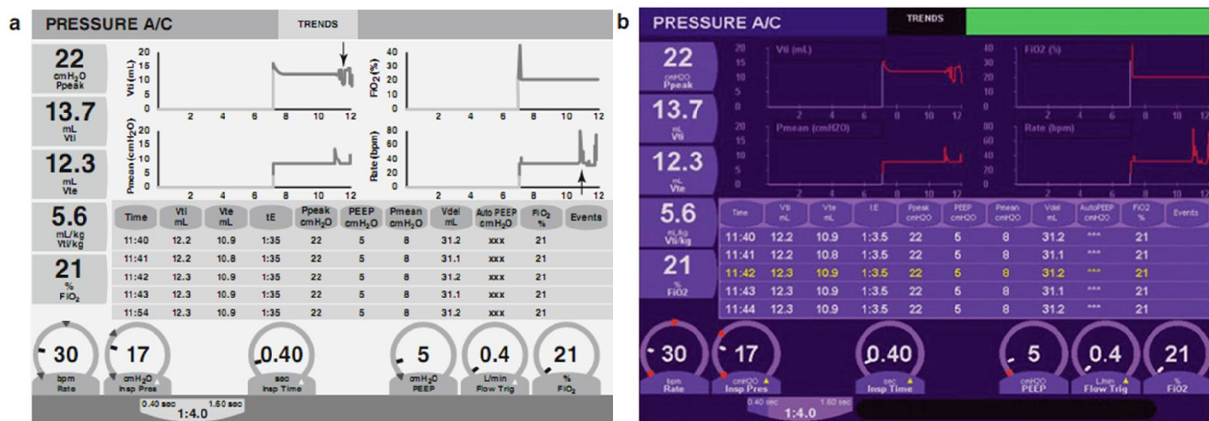
Một lợi ích khác của công nghệ dựa trên bộ vi xử lý là khả năng lưu trữ dữ liệu và trình bày dữ liệu ở nhiều định dạng. Màn hình xu hướng hiện nay là một phần không thể tách rời của hầu hết các máy thở cơ học và cho phép bác sĩ lâm sàng theo dõi những thay đổi theo thời gian và thậm chí tái tạo lại các sự kiện lâm sàng trong quá khứ.



Hình 5.1 Màn hình xu hướng (a, sơ đồ; b, thực tế). Trên nhiều thiết bị, các màn hình này có tùy chỉnh rộng rãi, cho phép người sử dụng chọn các tham số trên trục tung, cho hiển thị đồ họa và trong các giá trị số được xếp hạng. Thường có khả năng thay đổi thời gian hiển thị từ ngắn, vài giờ, hoặc kéo dài, một ngày trở lên

Màn hình xu hướng có thể hiển thị cả dữ liệu đồ họa và số. Thông số thông khí có thể được hiển thị ở định dạng đồ họa trong vài giờ hoặc theo số lượng theo từng phút. Một màn hình xu hướng điển hình được thể hiện trong hình 5.1. Nửa trên cho thấy xu hướng đồ họa theo giờ cho bốn thông số được lựa chọn của máy thở. Phần dưới liệt kê các thông số được chọn theo dạng bảng từ phút này sang phút khác. Tất cả các thông số có thể được thay đổi và bác sĩ có thể cuộn qua màn hình để tìm thời gian quan tâm. Mặc dù điều này có vẻ hiển nhiên, màn hình xu hướng không có giá trị nếu chúng không được tùy chỉnh bởi người dùng để hiển thị các giá trị quan tâm cho một bệnh nhân cụ thể. Hầu hết các máy thở cho phép xu hướng của nhiều thông số hơn so với được sử dụng trong các đơn vị chăm sóc tích cực sơ sinh (NICU. Các chỉ số hữu ích cho việc chăm sóc đặc biệt dành cho người lớn có thể vô nghĩa trong NICU và màn hình mặc định hiếm khi hữu ích.

Màn hình xu hướng có thể đặc biệt hữu ích trong việc tạo lại các kịch bản lâm sàng trước đó. Khi chúng tôi làm việc như một nhóm vào buổi sáng, không có gì lạ khi các sự kiện xảy ra qua đêm sẽ được báo cáo bởi những người trả lời. Tương tự như vậy, chúng tôi nhận được phiên bản chỉnh sửa của các sự kiện ban đêm. Sử dụng màn hình xu hướng trong nhiều trường hợp cho phép chúng ta thấy những gì thực sự đã xảy ra, ít nhất là theo như thông tin được ghi lại cho phép. Bằng cách này, một đánh giá thực tế hơn có thể được thực hiện và một giải pháp dựa trên sinh lý được xác định. Ví dụ, một em bé có thể đã có một sự kiện mất bảo hòa trong đêm và nguyên nhân của nó có thể không rõ ràng. Bằng cách quay trở lại và kiểm tra dữ liệu, bác sĩ có thể đánh giá liệu có ngưng thở hay không, mất lượng khí lưu thông (Vt), co thắt phế quản hoặc các biến cố bệnh lý khác. Một ví dụ được thể hiện trong hình 5.2, với sự mất Vt kèm theo thở nhanh.

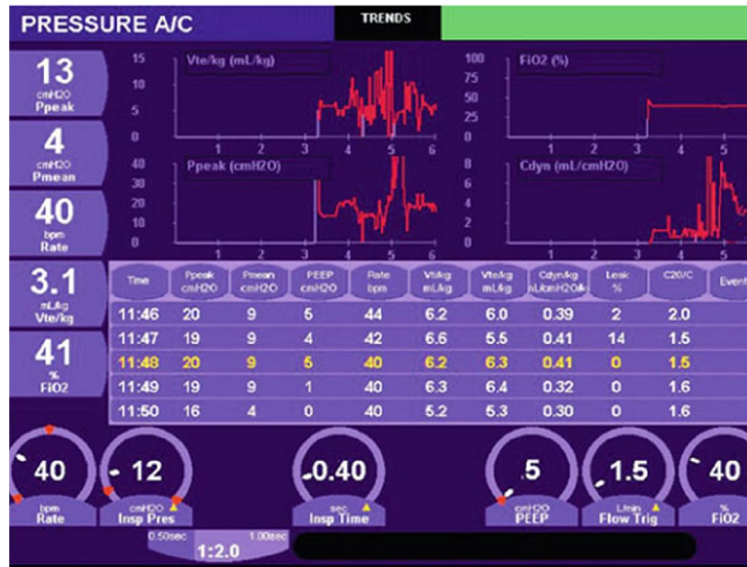


Hình 5.2 Một màn hình xu hướng (a, sơ đồ; b, thực tế) hiển thị mất Vt kèm theo thở nhanh

Hình 4.4 là một màn hình xu hướng cũ hơn từ một em bé nhận được thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích. Sự cải thiện của bé theo thời gian được thể hiện qua sự giảm dần áp lực hô hấp. Khi độ giãn nở của bé được cải thiện, máy thở tự động cai áp lực máy thở.

Màn hình xu hướng thể hiện trong hình 5.3 cho thấy hiệu quả của việc sử dụng surfactant, được cho vào khoảng 5 giờ. Lưu ý mức độ độ giãn nở được cải thiện như thế nào, lượng khí lưu thông tăng lên và áp lực đỉnh được giảm xuống.

Khi tiến bộ công nghệ hồ sơ y tế, có khả năng là thời gian lưu giữ dữ liệu dài hơn và giao tiếp trực tiếp của dữ liệu có nguồn gốc từ máy thở và hồ sơ y tế điện tử sẽ trở thành tiêu chuẩn.



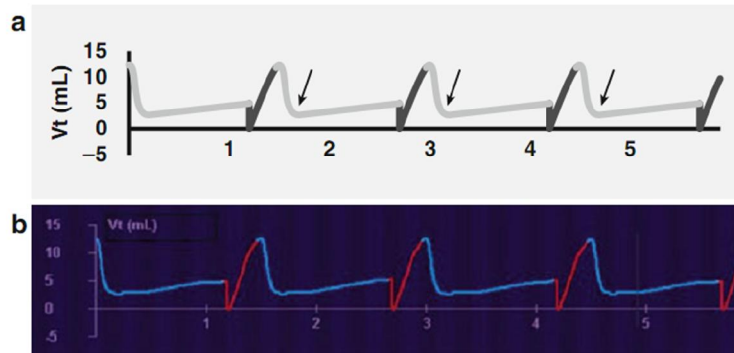
Hình 5.3 Một màn hình xu hướng cho thấy ảnh hưởng của việc sử dụng surfactant xung quanh mốc 5 giờ. Cải thiện độ giãn nở, tăng thể tích khí lưu thông và áp lực đỉnh giảm

Chương 6

Các tình trạng khác

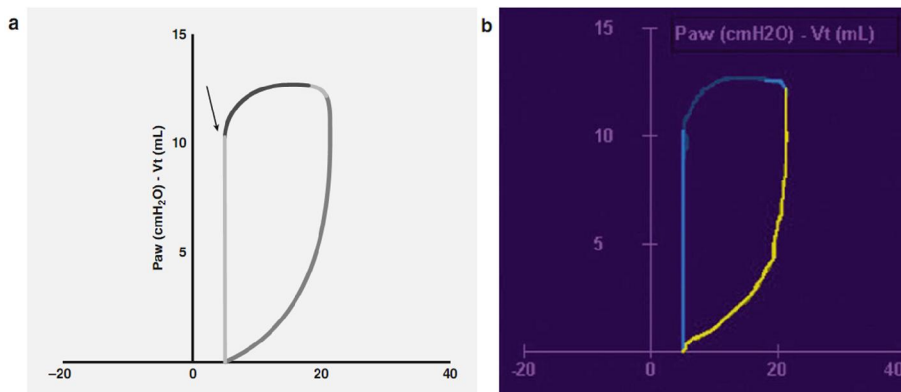
6.1 Rò rỉ ống nội khí quản

Bởi vì các ống nội khí quản có bóng chèn không được sử dụng ở trẻ sơ sinh, luôn luôn có một số mức độ rò rỉ khí xung quanh ống nội khí quản. Rò rỉ có thể được phát hiện bằng đồ họa, sử dụng dạng sóng hoặc phân tích vòng lặp. Hình 6.1 là dạng sóng thể tích khí lưu thông (V_t) thể hiện sự rò rỉ ống nội khí quản lớn. Thông thường, phần giảm dần của dạng sóng đạt đến đường cơ sở bằng không khi thở ra. Tuy nhiên, khi đối mặt với rò rỉ, dạng sóng không đạt được đường cơ sở và có thể có sự xuất hiện tương tự như dạng sóng áp lực với áp lực dương cuối kỳ thở ra (PEEP).



Hình 6.1 Rò rỉ ống nội khí quản lớn (a, sơ đồ; b, thực tế). Thể tích sóng là bất thường; nó không đạt được đường cơ sở bằng không (mũi tên)

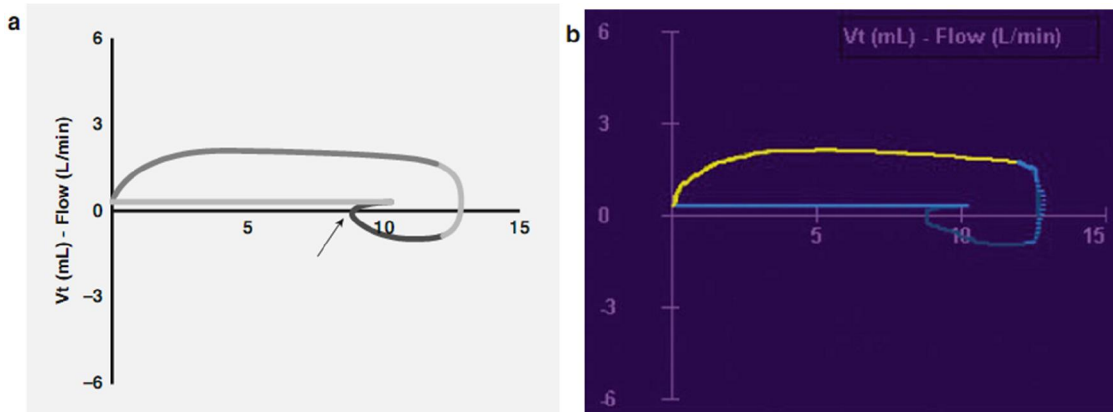
Rò rỉ cũng ảnh hưởng đến các ổ áp lực (P-V) và lưu lượng (F-V). Hình 6.2 cho thấy một vòng lặp P-V từ một em bé bị rò rỉ ống nội khí quản lớn. Nhánh thở ra dừng lại trước khi đạt đến giá trị PEEP (đường thẳng liền mạch là một hình nhiễu được vẽ bởi màn hình).



Hình 6.2 Rò rỉ ống nội khí quản lớn (a, sơ đồ; b, thực tế). Vòng lặp P-V không quay trở lại trục x (thể tích 0). Đường thẳng nối đầu cuối của vòng lặp là một hình nhiễu (mũi tên)

Hình 6.3 là vòng F-V của cùng bệnh nhân. Ở đây, lưu lượng khí thở ra kết thúc sớm, đạt tới trạng thái lưu lượng không một đoạn dài trước gốc (một lần nữa, đường liền thẳng là một hình nhiễu vẽ bởi màn hình). Nhiều máy thở có thể định lượng rò rỉ bằng cách so sánh sự khác biệt giữa Vt hít vào và thở ra.

Đồ họa có thể giúp điều trị rò rỉ. Nói chung, cách tiếp cận đầu tiên là thay đổi vị trí đầu và cổ của bé để xem liệu mức độ rò rỉ có bị giảm thiểu hay không. Tăng lưu lượng hô hấp cũng có thể hữu ích. Sau mỗi lần điều chỉnh, kiểm tra lại dạng sóng, vòng lặp hoặc hiển thị rò rỉ sẽ cung cấp thông tin về đáp ứng của bệnh nhân.



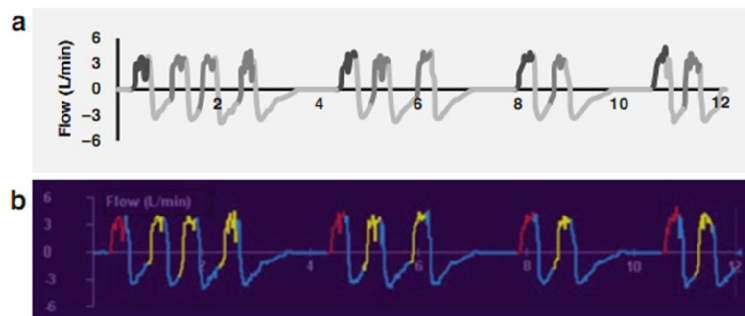
Hình 6.3 Rò rỉ ống nội khí quản lớn (a, sơ đồ; b, thực tế). Vòng lặp F-V kết thúc sớm và không quay trở lại nguồn gốc. Đường thẳng nối đầu cuối của vòng lặp với tọa độ là một hình nhiễu vẽ bởi màn hình (mũi tên)

6.2 Sự xáo động (Turbulence)

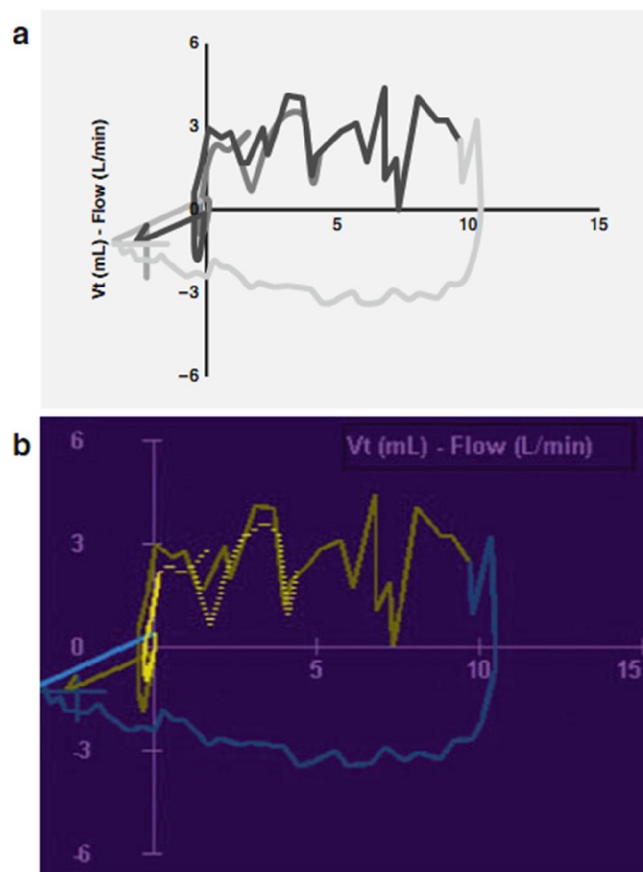
Sự xáo động có thể xảy ra bất cứ khi nào có điều gì làm rối loạn lưu lượng khí. Thông thường, kết quả này là do các chất tiết hoặc nước ngưng tụ trong đường thở hoặc bộ dây máy thở. Turbulence tạo ra một tín hiệu dòng "ồn ào", làm thay đổi cả dạng sóng chảy và vòng lặp F-V.

Hình 6.4 hiển thị dạng sóng chảy rất hỗn loạn. Trong trường hợp này, nó hầu như làm nhiễu tất cả lưu lượng hít vào (màu vàng hoặc đỏ). Hình 6.5 từ cùng một bệnh nhân, thể hiện sự xáo động dạng sóng hít vào nghiêm trọng và một số xáo động nhẹ ở dạng sóng thì thở ra trên vòng F-V.

Đây là cảnh báo cho người chăm sóc trên lâm sàng để kiểm tra em bé và xem xét cẩn thận các chất tiết, nước ngưng tụ hoặc các vấn đề tắc nghẽn khác trong đường thở, ống nội khí quản, cảm biến hoặc bộ dây máy thở. Một số trung tâm đã sử dụng thông tin này để xác định khi nào nên hút đờm cho một em bé thở máy thay vì hút đờm thường xuyên.



Hình 6.4 Xáo động (a, sơ đồ; b, thực tế). Vòng F-V cũng thể hiện tín hiệu “ồn ào”, tín hiệu bất thường không đều



Hình 6.5 Xáo động (a, sơ đồ; b, thực tế). Dạng sóng lưu lượng thể hiện tín hiệu “ồn ào”, tín hiệu bất thường không đều

Chương 7

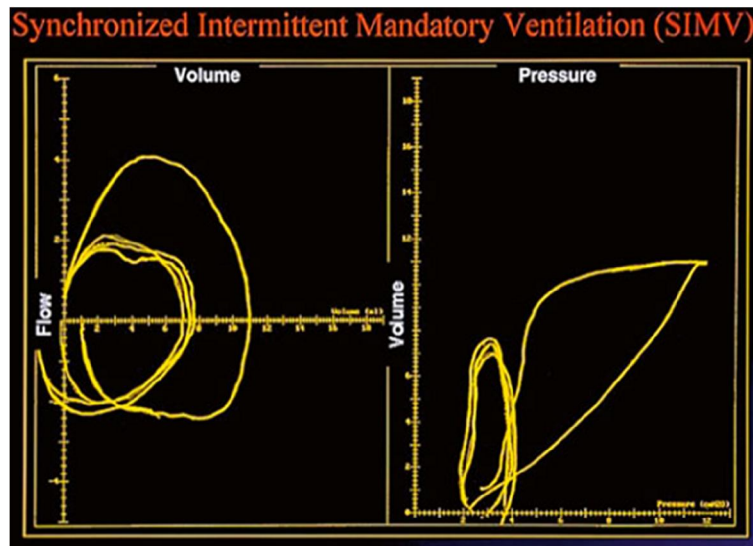
Trình ca lâm sàng

7.1 Trường hợp 1

Bé nam 29 tuần, 1.250 g, bây giờ đã 24 giờ. Bé đã nhận được ba liều surfactant. Cài đặt thông khí hiện tại là SIMV với tần số 30; áp lực hô hấp đỉnh (PIP) 26; áp lực dương cuối kỳ thở ra (PEEP) 4; thời gian hít vào (Ti) 0,35 s; và FiO₂ 0.55. Tần số thở tự phát (RR) là 75. Khí máu động mạch (ABG): pH 7,21; PaCO₂ 62; và PaO₂ 50. Thể tích khí lưu thông đo được (Vt) thay đổi từ 2 đến 5 mL/kg. Các đồ họa được thể hiện trong hình 7.1 (hiển thị hai loại nhịp thở trong SIMV, cơ học và tự phát).

Lựa chọn nào sau đây là lựa chọn tốt nhất trong hoàn cảnh này?

- Không cần thay đổi, kiểm tra lại ABG sau 2 giờ
- Tăng tần số thở lên 60, tăng PEEP lên 6, tăng PIP lên 28
- Chuyển sang chế độ hỗ trợ/kiểm soát thông khí (A/C), tần số 40, thêm mục tiêu thể tích với giới hạn áp lực hít vào 30 (để đạt Vt 4-6 ml/kg), tăng PEEP lên 6
- Chuyển sang thông khí dao động tần số cao (HFO), tốc độ 12 Hz và điều chỉnh biên độ cho lồng ngực đầy đủ
- Chuyển sang áp lực dương liên tục (CPAP) ở mức 6 với thông khí hỗ trợ áp lực (PSV) 20



Hình 7.1 Trường hợp 1 (Lưu ý rằng màn hình này vẽ vòng lặp F-V đảo ngược và đảo ngược so với các ví dụ trước)

Câu trả lời:

(c) Chuyển sang chế độ A/C, tỷ lệ 40, thêm nhắm mục tiêu theo thể tích với giới hạn áp lực hô hấp 30 (để Vt 4-6 ml/kg), tăng PEEP lên 6

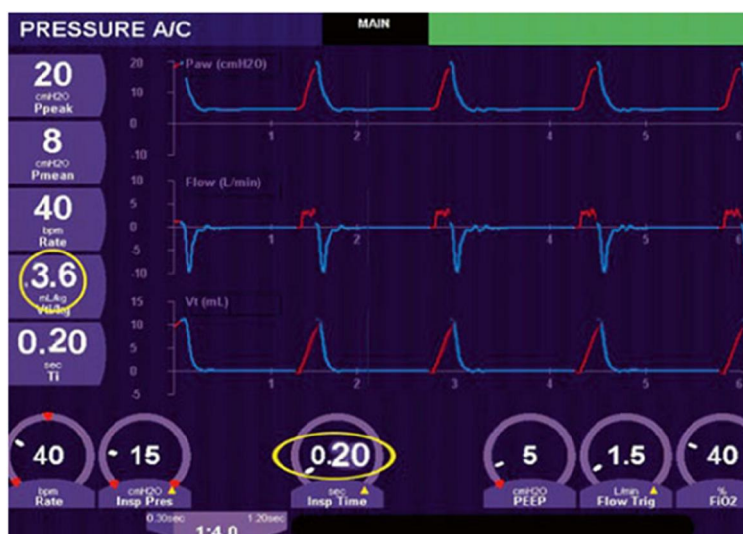
Trẻ sơ sinh này cho thấy ảnh hưởng của sự hỗ trợ hô hấp không đầy đủ. Nhịp thở được hỗ trợ của bé có đủ Vt, nhưng nhịp thở tự phát của bé quá thấp, do đó dẫn đến thở nhanh. Thể tích phổi của bé cũng không được hỗ trợ đầy đủ; FiO₂ cao liên tục sau khi bơm surfactant cho thấy áp lực đường thở trung bình không đầy đủ (Paw). Chế độ A/C cung cấp hỗ trợ cho tất cả các nhịp thở, với tỷ lệ 40 cung cấp bảo vệ ngưng thở và giới hạn áp lực cho phép áp lực thay đổi dựa trên Vt. PEEP cao hơn sẽ bắt đầu quá trình huy động. Việc tăng tỷ lệ SIMV có thể giải quyết được vấn đề nhưng vẫn có tiềm năng hỗ trợ quá nhiều hoặc quá ít. HFO là không cần thiết ở đây, và CPAP với PSV không bảo vệ chống ngưng thở hoặc cho phép nhắm mục tiêu thể tích.

7.2 Trường hợp 2

Một bé nữ 700-g bây giờ đã 10 ngày tuổi và đang nhận A/C với tần số kiểm soát là 40 (tần số tự phát, 60); Ti 0,2 s; mục tiêu thể tích, 4-6 ml/kg; giới hạn áp lực thở được cài đặt ở mức 28; PEEP 6; FiO₂ 0,35. Báo động thể tích thấp và áp lực cao đang vang lên. ABG gần nhất: pH 7,21; PaCO₂ 60; PaO₂ 55; độ bão hòa oxy trong máu động mạch (SaO₂) 93%. Màn hình đồ họa hiện tại được thể hiện trong hình 7.2.

Điều nào trong số này đại diện cho lựa chọn tốt nhất?

- Tăng RR lên 60
- Chuyển sang HFO, 15 Hz, biên độ được điều chỉnh để nở phổi
- Chuyển sang thông khí phản lực tần số cao (HFJV), với Paw trung bình 2 cm H₂O trên mức thông khí cơ học thông thường (CMV), PIP 28
- Đánh giá dạng sóng khí thở
- Tăng giới hạn PIP để cho phép Vt cao hơn



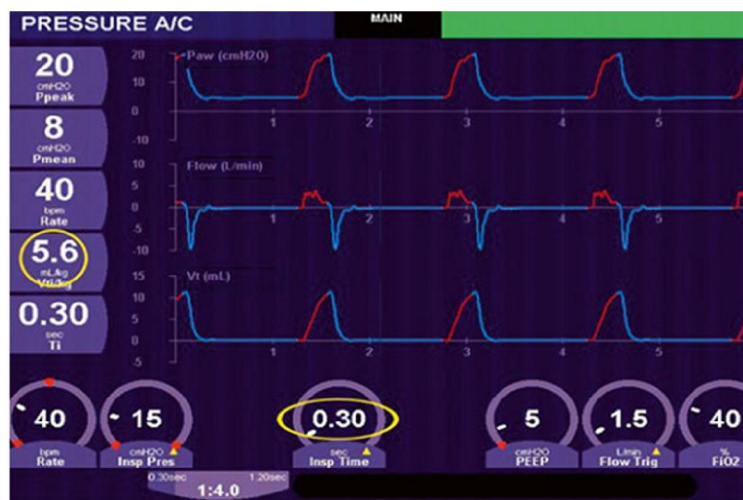
Hình 7.2 Trường hợp 2

Câu trả lời:

(d) Đánh giá dạng sóng khí thở

Vấn đề ở đây là cung cấp Vt không đầy đủ, được chứng minh bằng nhịp thở nhanh, báo động áp lực thấp Vt/áp lực cao và nhiễm toan hô hấp. Thủ phạm có khả năng là một Ti quá ngắn. Trong lưu lượng lưu lượng A/C, Ti là một biến giới hạn, đó là, thời gian dài nhất cho phép.

Hằng số thời gian của bé này không cho phép đủ lưu lượng khí trong 0,2 giây, do đó PIP tăng lên để cố gắng di chuyển khí (và, do đó, thể tích) nhanh hơn. Dạng sóng lưu lượng sẽ hiển thị điều này và cũng sẽ cho thấy sự cải thiện ngay lập tức với Ti dài hơn. Hình 7.3 cho thấy tác động của sự thay đổi này.



Hình 7.3 Trường hợp 2

7.3 Trường hợp 3

Một bé nữ 6 ngày tuổi sinh tại 26 tuần đã được tương đối ổn định, nhận A/C với mục tiêu thể tích. Các y tá gọi cho bạn đến giường vì máy thở là đáng báo động "áp lực cao." Vt là 2,5 ml/kg mặc dù PIP là 30 cm H₂O, tối đa cho phép. Các yêu cầu về áp lực trước đó nằm trong phạm vi 20–22 cm H₂O.

Câu trả lời nào tốt nhất của bạn?

- Bạn chụp X quang ngực để tìm khí tràn khí màng phổi
- Bạn nhìn vào dạng sóng Vt và áp lực-thể tích (P-V) để so sánh các thể tích hít vào và thở ra
- Bạn yêu cầu thêm một lượng surfactant
- Bạn chuyển sang HFJV
- Bạn yêu cầu một chuyên gia trị liệu hô hấp có kinh nghiệm hơn



Hình 7.4 Trường hợp 3

Câu trả lời:

(b) Bạn nhìn vào vòng lặp Vt và vòng lặp P-V để so sánh thể tích hít vào và thở

Vấn đề ở đây là Vt thấp mặc dù PIP cao. Hoặc phổi đột ngột cứng hơn hoặc có rò rỉ ngăn chặn khí đạt đến phế nang. Đồ họa cho thấy thể tích hít vào cao hơn so với thở ra - bằng chứng về rò rỉ khí (Hình 7.4).

Chụp X quang ngực có thể hữu ích, nhưng không phải là giải pháp; chất hoạt động bề mặt bổ sung cũng sẽ không giúp được gì. HFJV có lẽ không cần thiết. Lưu ý rằng, trong hình 7.5, cả vòng lặp lưu lượng - thể tích (F-V) cũng như vòng lặp áp lực thể tích (P-V) đều không đóng lại, đó là dấu hiệu của sự rò rỉ. Cố gắng xác định nguồn rò rỉ.



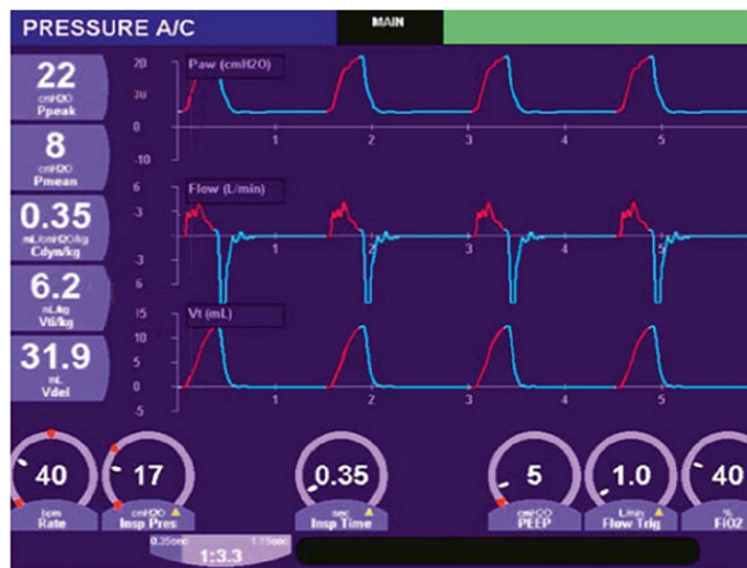
Hình 7.5 Trường hợp 3

7.4 Trường hợp 4

Một trẻ sơ sinh non tháng 27 tuần được đặt nội khí quản ngay sau khi sinh và được đặt trên máy thở. Bé được chuyển đến NICU và đặt trên máy thở bằng điều khiển áp lực trong chế độ A/C. Các dạng sóng ban đầu được thể hiện trong hình 7.6. Một liều surfactant được sử dụng, dẫn đến những thay đổi như trong hình 7.7. ABG hiện nay cho thấy pH 7,46; PaCO₂ 28; và PaO₂ 66.

Khẳng định nào sau đây là không đúng?

- Đã có sự cải thiện rõ rệt về tính độ giãn nở động
- Vt quá cao
- Chỉ định áp lực cai máy thở
- Giảm tần số làm giảm tình trạng giảm CO₂ máu
- Chuyển đổi sang thông khí nhắm mục tiêu theo thể tích có thể có lợi ích



Hình 7.6 Trường hợp 4

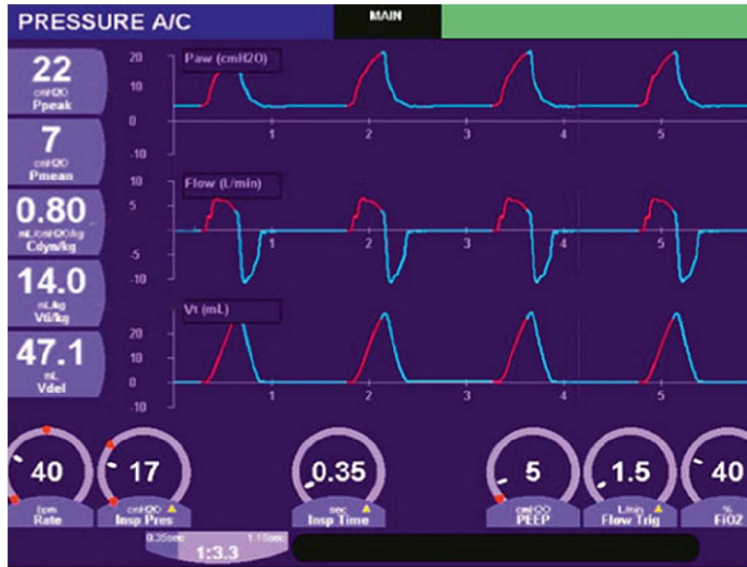
Câu trả lời:

- (d) Giảm tần số làm giảm tình trạng giảm CO₂ máu (False)

Các nhiệm kiểm hô hấp dưỡng như là kết quả của sự hỗ trợ cơ học quá mức khi đối mặt với việc cải thiện độ giãn nở nhanh chóng sau khi dùng surfactant. Sự can thiệp điều trị thích hợp là cung cấp hỗ trợ ít hơn, và điều này được thực hiện tốt nhất bằng cách trực tiếp giảm PIP và đo lường tác động của nó đối với Vt hoặc bằng cách sử dụng hệ thống nhắm mục tiêu theo thể tích để thực hiện nó cho bạn. Nhắm mục tiêu thể tích dẫn đến giảm tỷ lệ tử vong và chứng loạn sản phế quản phổi.

Giảm PIP và/hoặc PEEP một cách mù quáng có thể có hoặc có thể không có tác động – nên sử dụng các phép đo và hiển thị đồ họa của cơ học phổi để đánh giá! Giảm

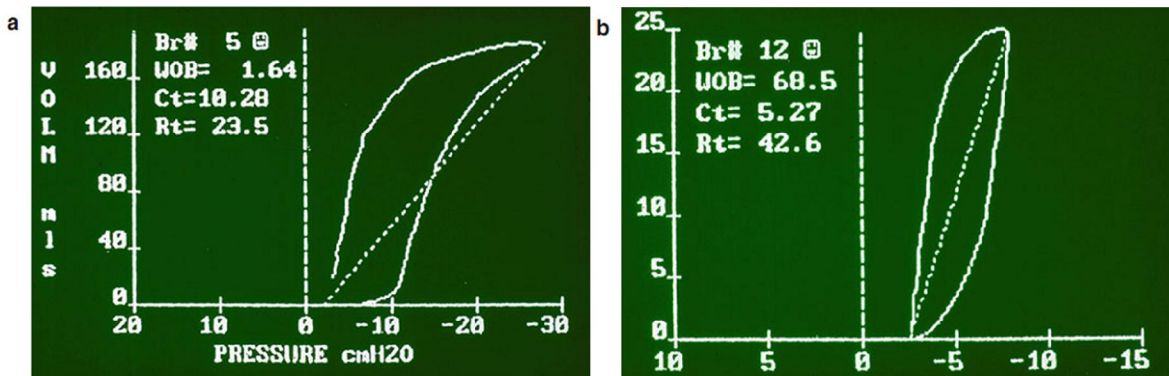
tỷ lệ kiểm soát trong A/C ở trẻ sơ sinh đã thở nhanh hơn nó không có hiệu lực, vì tần số này là tối thiểu, không phải là mức hỗ trợ cố định.



Hình 7.7 Trường hợp 4

7.5 Trường hợp 5

Một em bé 1.000 g tuổi 3g nhận được SIMV nhắm mục tiêu áp lực với tần số 60; PIP 26; PEEP 6; FiO_2 0.6; và Ti là 0,4 s. Độ pH động mạch là 7,23; $PaCO_2$ 57; PaO_2 54; và SaO_2 90%. C_{20}/C của anh ta là 0,75 và vòng lặp P-V cho thấy độ trễ (hysteresis) giới hạn và làm phẳng vòng lặp ở phần đầu (Hình 7.8a).



Hình 7.8 Trường hợp 5

Làm thế nào để bạn giải thích hiện thị đồ họa?

- a) Bé vẫn thiếu surfactant và cần bổ sung điều trị surfactant
- b) Dung tích cận chức năng (FRC) của bé là thấp và bé bị bẫy khí
- c) Bé bị tắc nghẽn đường thở

- d) Bé bị quá căng phổi từ một thể tích Vt cao
- e) Bé bị quá căng phổi từ một Ti kéo dài

Câu trả lời:

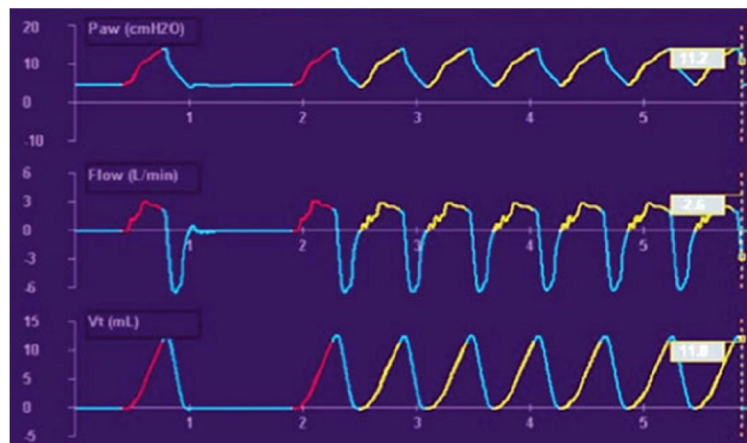
(d) Bé bị quá căng phổi từ một thể tích Vt cao

Trao đổi khí có thể xấu đi nếu thể tích phổi bị bơm căng không đầy đủ hoặc quá căng. Tỷ lệ C20/C là một thước đo của quá căng phổi, liên quan đến giá trị C cho 20% cuối cùng của áp lực thay đổi chia cho tổng thể C cho nhịp thở đo được. Một giá trị nhỏ hơn 1.0 cho thấy có thể bị quá căng phổi đáng kể.

Thiếu hụt bề mặt có thể là một thành phần nhưng không phải là lý do cho việc tìm kiếm; FRC sẽ cao với bất khí. Ti kéo dài sẽ không thể gây C20/C thấp. Hình 7.8b cho thấy sự bình thường hóa cơ học phổi sau khi giảm PIP. Các "beaking" bây giờ đã biến mất.

7.6 Trường hợp 6

Một trẻ sơ sinh 25 tuần tuổi 7 tuần nhận được thông khí A/C với tần số kiểm soát là 40 (tần số tự phát là 98); PIP 23 (cung cấp Vt 5.0 mL/kg); PEEP 5; FiO₂ 0,34. Máy thở báo động "tần số cao". Đồ họa đi kèm được thể hiện trong hình 7.9.



Hình 7.9 Trường hợp 6

Làm thế nào để bạn trả lời?

- a) An thần cho trẻ sơ sinh
- b) Chỉ định chụp X quang ngực
- c) Nhanh chóng đặt trẻ sơ sinh lên CPAP
- d) Thay ống nội khí quản
- e) Chỉ định một ABG

Câu trả lời:

(c) Nhanh chóng đặt trẻ sơ sinh lên CPAP

Nói chung, đặc biệt là với trẻ sinh non, bất kỳ RR nào lớn hơn 80 cần xác định có thể có chu kỳ tự động (Auto-cycling). Chu kỳ tự động được gây ra khi hệ thống giám sát máy thở phát hiện tín hiệu lưu lượng qua đường cơ sở bằng không, mà máy thở thông dịch như bệnh nhân đang cố gắng hít vào.

Điều này có thể được gây ra bởi một số điều kiện khác nhau, bao gồm cả việc nước ngưng tụ trong bộ dây máy thở, trực trực, rò rỉ khí và các thứ khác. Đặt trẻ sơ sinh một thời gian ngắn trên CPAP ngay lập tức cho phép chẩn đoán. Nếu RR giảm, đó sẽ là chu kỳ tự động. Nếu không, hãy tìm các nguyên nhân kích động khác. An thần không điều tra có thể có hại. Chụp X quang ngực cần thời gian và trì hoãn chẩn đoán. Thay đổi bộ dây máy thở có thể nếu ngưng tụ nước quá mức là vấn đề. ABG có thể hữu ích nhưng không cần thiết để chẩn đoán. Khi nghi ngờ chu kỳ tự động, hãy kiểm tra cẩn thận xem có bị rò rỉ, ngưng tụ quá mức trong bộ dây máy thở hoặc các nguồn gây kích hoạt sai khác không. Chu kỳ tự động từ rò rỉ cũng có thể dừng lại bằng cách nâng độ nhạy hỗ trợ lên trên mức rò rỉ.

7.7 Trường hợp 7

Bạn được gọi đến cạnh giường để đánh giá một trẻ sơ sinh nữ 26 tuần tuổi với RDS, người đã nhận được hai liều surfactant. Bằng cách quan sát kiểu trên màn hình đồ họa như trong hình 7.10, y tá rất quan tâm đến việc em bé đã xấu đi.



Hình 7.10 Trường hợp 7

Làm thế nào để bạn phản ứng?

(a) Em bé giảm độ giãn nở nặng, tăng PIP

- (b) Em bé giảm độ giãn nở nặng, tăng PEEP
- (c) Em bé giảm độ giãn nở nặng, cho một liều surfactant khác
- (d) Em bé giảm độ giãn nở nặng, chuyển sang HFO
- (e) Em bé có độ giãn nở hợp lý, không làm gì cả

Câu trả lời:

- (e) Em bé có độ giãn nở hợp lý, không làm gì cả.

Đây là trường hợp cổ điển của các trục không đúng tỷ lệ trên màn hình đồ họa. Luôn kiểm tra các trục trước khi cố gắng diễn giải các phát hiện. Đồ họa thực sự là tất cả về nhận dạng kiểu, và nếu bạn thấy mô hình này trên trục quy mô đúng cách, bạn sẽ được chính xác trong chẩn đoán giảm độ giãn nở nặng. Tuy nhiên, điều chỉnh thích hợp của các trục để chứa toàn bộ vòng lặp và nhận được độ lệch và phối cảnh càng gần với 1:1 càng tốt thể hiện một trục độ giãn nở lớn hơn 60° và độ giãn nở hợp lý (Hình 7.11).

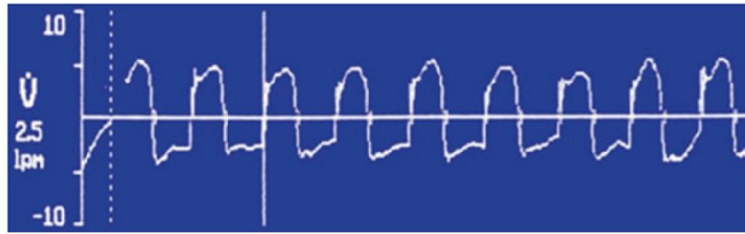


Hình 7.11 Trường hợp 7

7.8 Trường hợp 8

Bạn đang quản lý một trẻ sơ sinh nam 2 tuần tuổi, sinh lúc 41 tuần tuổi thai với hội chứng hít phân xu. Bé đang nhận được thông khí cơ học với A/C kiểm soát áp lực với tần số 60; PIP là 28; PEEP 6; thời gian hít vào 0,5 s; và FiO_2 0,5. ABG cuối cùng của ông cho thấy độ pH là 7,29; PaO_2 của 88; và $PaCO_2$ là 53.

Y tá gọi bạn đến bên giường vì cô ấy lo lắng về sự xuất hiện "ngực thùng" của mình. Đánh giá của màn hình đồ họa cho thấy các mô hình thể hiện trong hình 7.12.



Hình 7.12 Trường hợp 8

Bạn có thể cân nhắc những thay đổi nào?

- Tăng tần số thông khí
- Chuyển sang phương thức được nhắm mục tiêu theo thể tích
- Giảm Ti
- Giảm PEEP
- Giảm PIP

Câu trả lời:

(b) Chuyển sang phương thức được nhắm mục tiêu theo thể tích

Hình dạng lưu lượng cho thấy em bé bị bẫy khí (Xem thêm Hình 2.14) và có nguy cơ phát triển tràn khí màng phổi. Việc tăng tần số thông khí sẽ chỉ làm trầm trọng thêm tình trạng này. Chuyển sang phương thức được nhắm mục tiêu theo thể tích là một lựa chọn hợp lý. Kiểm soát áp lực sử dụng phân phối khí lưu lượng thay đổi, và lưu lượng hít vào nhanh chóng tăng tốc có thể góp phần vào giảm bẫy khí. Giảm Ti cũng có thể có lợi, nhưng người ta cần phải cẩn thận trong kiểm soát áp lực vì Ti ngắn hơn có thể dẫn đến lưu lượng hít vào lớn hơn để đáp ứng các điều kiện áp lực quy định. Giảm PEEP không phải là một ý tưởng tốt, bởi vì sự sụp đổ thêm của các đường thở nhỏ sẽ làm nổi bật hiệu ứng van bi của phân xu và làm trầm trọng thêm tình trạng bẫy khí. Em bé được oxy hóa tốt và chỉ có một yêu cầu oxy khiêm tốn, vì vậy bé có thể chịu đựng một sự giảm nhẹ trong PIP. Cần phải cẩn thận để đảm bảo rằng biên độ giảm (PIP-PEEP) này không ảnh hưởng bất lợi đến việc thông khí phút và loại bỏ CO₂.

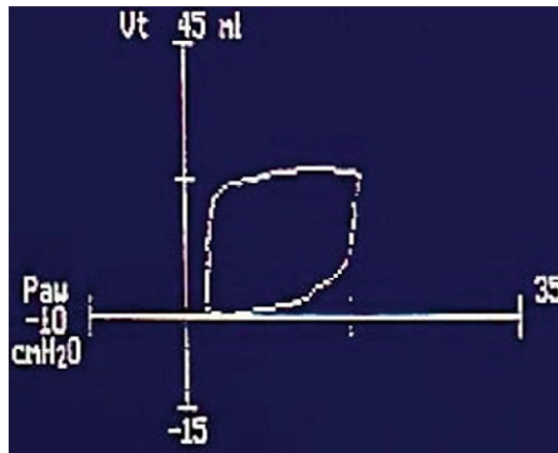
7.9 Trường hợp 9

Em bé 25 tuần được nhận vào NICU trực tiếp từ phòng sinh. Bé đã được đặt nội khí quản và cho một liều surfactant. Bé có nỗ lực hô hấp tối thiểu và một quyết định được thực hiện để thông khí cho cô. Các cài đặt ban đầu bao gồm FiO₂ là 0,4; tần số 40; PIP 20; và PEEP 4. Sau một vài phút, SaO₂ của cô chỉ 87% và vòng lặp P-V của cô được thể hiện trong hình 7.13.

Bạn đã thực hiện những điều chỉnh nào?

- Tăng FiO₂ cho đến khi độ bão hòa cao hơn.

- b) Tăng PEEP và có lẽ PIP
- c) Tăng tần số lên 50
- d) Tăng PIP lên 25
- e) Cung cấp thêm surfactant



Hình 7.13 Trường hợp 9

Câu trả lời:

- (b) Tăng PEEP và có lẽ PIP

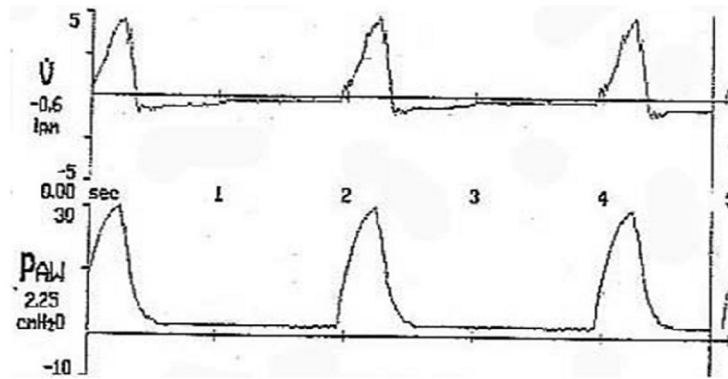
Vòng lặp P-V thể hiện nhu cầu áp lực mở cao hơn để huy động phổi. Cách tốt nhất để làm điều này là tăng PEEP, có lẽ là sự gia tăng đồng thời trong PIP. Em bé đã nhận được oxy bổ sung, và tăng cường điều này có thể cải thiện oxy hóa nhưng sẽ không cải thiện cơ học phổi. Tăng tần số sẽ tạo điều kiện thông khí nhưng sẽ chỉ có tác dụng khiêm tốn khi tăng giá trị trung bình của Paw. Việc tăng chỉ PIP sẽ kém hiệu quả hơn việc tăng PEEP. Không nên cho thêm surfactant trong ít nhất 12 h sau liều đầu tiên.

7.10 Trường hợp 10

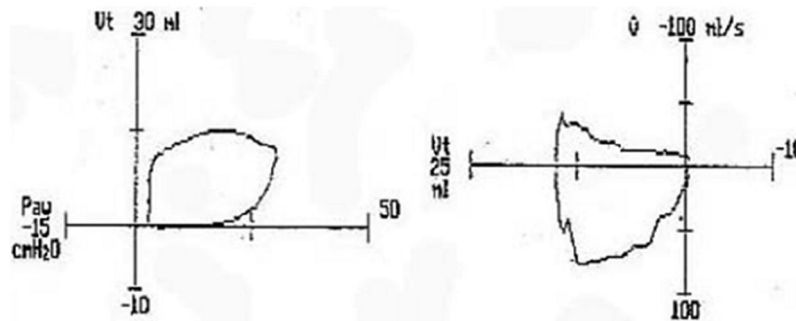
Một em bé phát triển suy hô hấp và thở rít nặng ở tuổi 30 phút. X quang ngực cho thấy các phế trường sáng. Một ABG cho thấy chứng tăng CO_2 máu nặng; pH là 7,07; PaCO_2 là 112; và PaO_2 là 55. Chụp X quang ngực rõ ràng. Em bé được đặt nội khí quản và đồ họa được thể hiện trong hình 7.14 (dạng sóng) và 7.15 (vòng lặp).

Hiện tượng gì hiện diện?

- a) Bẫy khí
- b) Căng phế nang quá mức
- c) Tăng sức cản đường thở thì hít vào
- d) Tăng sức cản đường thở thì thở ra
- e) Sự xáo động



Hình 7.14 Trường hợp 10



Hình 7.15 Trường hợp 10

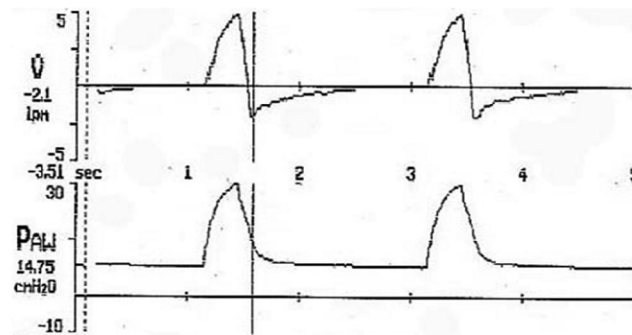
Câu trả lời:

(d) Tăng sức cản đường thở thì thở ra

Được đánh dấu tăng sức cản đường thở được thể hiện trong cả dạng sóng và vòng lặp F-V. Có lưu lượng thở ra giảm nghiêm trọng. Có một sự vắng mặt ảo của phần tăng tốc của dạng sóng lưu lượng thở ra và sự chậm quay về đường cơ sở trong giai đoạn lưu lượng thở ra giảm tốc.

Các vòng lặp cho thấy hai bất thường. Vòng lặp P-V cho thấy áp lực mở cao (yêu cầu mức PEEP cao hơn) và vòng lặp F-V cho thấy giảm đáng kể tốc độ lưu lượng thở ra tối đa (PEFR), chỉ bằng một nửa tốc độ lưu lượng khí hít vào (PIFR).

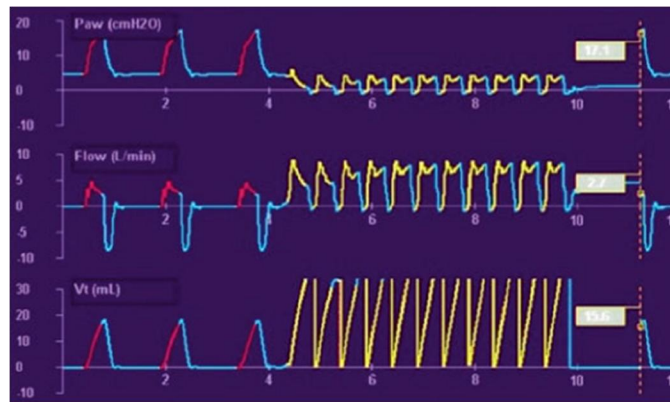
Sử dụng đồ họa, PEEP được tuần tự tăng lên cho đến khi cơ chế phổi bình thường hóa và dạng sóng lưu lượng xuất hiện thích hợp (Hình 7.16). Lưu ý rằng cần phải có gần 15 cm H₂O của PEEP. Em bé được tìm thấy có một vòng thắt mạch máu (vascular ring).



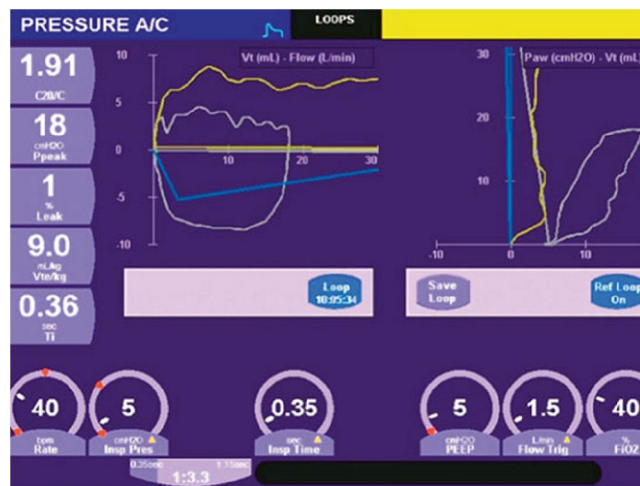
Hình 7.16 Trường hợp 10

7.11 Trường hợp 11

Một trẻ sinh non nhận được thông khí cơ học cho RDS và đã chuẩn bị cai máy thở. Có một báo động máy thở đột ngột và y tá gọi bạn đến tại giường. Em bé và máy thở có vẻ không đồng bộ và máy thở đang vận hành với tần số 120 nhịp/phút. Các dạng sóng được thể hiện trong hình 7.17 và vòng F-V được thể hiện trong hình 7.18.



Hình 7.17 Trường hợp 11



Hình 7.18 Trường hợp 11

Giải thích tốt nhất cho sự thay đổi đột ngột là gì?

- a) Tràn khí màng phổi
- b) Ngắt kết nối mạch
- c) Tụt ống nội khí quản
- d) Chu kỳ tự động
- e) Bẫy khí

Câu trả lời:

(b), (c) và (d) đều chính xác

Các tình huống có khả năng nhất là ngắt kết nối bộ dây máy thở hoặc tụt ống nội khí quản, dẫn đến chu kỳ tự động. Không phải tràn khí màng phổi hay bẫy khí sẽ được mong đợi để tạo ra những phát hiện này. Các đầu mối rằng đây là nhiều hơn chỉ là một rò rỉ khí đơn giản có thể được nhìn thấy trong vòng F-V. Vòng lặp hoàn thành là một vòng lặp tham chiếu, và vòng lặp được hiển thị sau khi ngắt kết nối hoặc tụt ống chỉ thể hiện lưu lượng hít vào. Không có lưu lượng khí thở ra nào được phát hiện bởi bộ chuyển đổi.