

Received: 15 October 2021 | Revised: 1 December 2021 | Accepted: 2 December 2021

DOI: 10.1111/pan.14378

EDUCATIONAL REVIEW

Pediatric Anesthesia WILEY

# Understanding pediatric ventilation in the operative setting. Part I: Physical principles of monitoring in the modern anesthesia workstation

Johannes Spaeth<sup>1,2</sup> | Stefan Schumann<sup>1,2</sup> | Susan Humphreys<sup>3,4</sup>

## Hiểu về thông khí cho trẻ em trong môi trường phẫu thuật.

### Phần I: Các nguyên tắc vật lý của theo dõi ở trạm gây mê hiện đại

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

#### Tóm tắt

Trạm gây mê hiện đại cung cấp nhiều thông tin, trong đó có một số thông tin được đặc biệt quan tâm khi nói đến việc tối ưu hóa cài đặt thông khí. Kiến thức này thậm chí còn trở nên quan trọng hơn trong điều trị bệnh nhân nhi. Trong trường hợp không có các khuyến nghị dựa trên bằng chứng về cài đặt thông khí tối ưu ở bệnh nhân nhi, việc đánh giá các yếu tố riêng lẻ trở nên quan trọng và đồng thời là thách thức. Ngay cả khi được trang bị công nghệ cảm biến mới nhất, người dùng sẽ luôn phải chịu trách nhiệm diễn giải các biến giám sát được cung cấp. Mục đích của đánh giá này là phác thảo tác động lâm sàng, nền tảng công nghệ và độ tin cậy của thông tin phù hợp nhất được đo lường và tính toán bởi trạm gây mê hiện đại. Nó nhằm mục đích chuyển kiến thức kỹ thuật thành một ứng dụng có thẩm quyền và thận trọng hơn trong môi trường lâm sàng.

#### 1. GIỚI THIỆU

Trong thập kỷ qua, thông khí bảo vệ phổi trong quá trình gây mê ngày càng trở nên quan trọng. Ngày nay, người ta chấp nhận rộng rãi rằng các cài đặt thông khí cơ học nên được điều chỉnh theo tình trạng cá nhân của bệnh nhân để tránh tổn thương phổi do máy thở (VILI, ventilator-induced lung injury).<sup>1</sup> Theo dõi hô hấp trong trạm gây mê (AWS, anesthesia workstation) là cơ sở cho các phân tích tương ứng. Việc phân tích một nhịp thở đã cho phép tạo ra một đặc điểm tinh vi về tình trạng hệ thống hô hấp của bệnh nhân. Trong phần tóm tắt về các công nghệ mới nổi và đang phát triển nhanh chóng, thông tin này mở ra tiềm năng cho việc thông khí bảo vệ phổi.

Để hỗ trợ hiểu biết về liệu pháp thông khí xung quanh cuộc phẫu thuật dựa trên cơ sở lý luận, đánh giá giáo dục này nhằm mục đích giải thích tác động lâm sàng, nền tảng công nghệ và tính hợp lệ của các biến số theo dõi do AWS hiện

đại cung cấp thường quy. Trong phần thứ hai, việc dịch thông tin này thành liệu pháp thông khí chu phần dựa trên cơ sở hợp lý sẽ được thảo luận.

## 2. TRẠM GÂY MÊ HIỆN ĐẠI

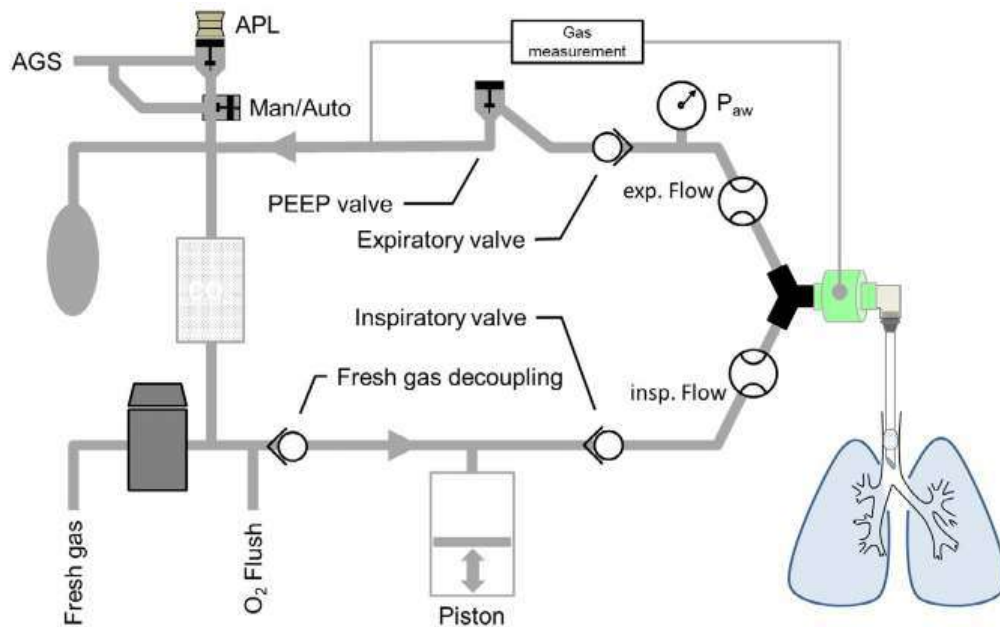
Các thành phần cốt lõi của AWS hiện đại chỉ thay đổi một chút trong những thập kỷ qua. Ngày nay, AWS về cơ bản chứa nguồn cung cấp khí và điện, hệ thống máy thở được vận hành tự động (bằng pít-tông hoặc tua-bin) hoặc thủ công, và một thiết bị giám sát hiển thị các biến số thông khí đã thiết lập và đo được (Hình 1).

Đối với các đường cong hiển thị trên màn hình AWS, cần lưu ý rằng các tín hiệu được đo trực tiếp chứa các tín hiệu nhiễu do điện trường bên ngoài, việc chuyển đổi van của máy thở và các hạn chế của kỹ thuật đo chẳng hạn. Do đó, để hiển thị

mượt mà, các tín hiệu cần được xử lý ở mức độ cao. Các tín hiệu nhiễu điển hình của tần số cao được loại bỏ bằng cách sử dụng các bộ lọc thông thấp và độ lệch đường cơ sở được đặt lại thành 0 trước mỗi nhịp thở. Các ví dụ này minh họa mức độ phức tạp của các yêu cầu xử lý thông tin trong AWS để cho phép vận hành an toàn và thân thiện với người dùng. Tuy nhiên, quá trình xử lý tự động như vậy kéo theo nguy cơ lan truyền lỗi trong hệ thống.

## 3. THỂ DĨC CẢM HỌC HÔ HẤP— THỂ TÍCH

Thể tích khí lưu thông có lẽ là thước đo thiết yếu nhất do AWS trực tiếp cung cấp. Việc tính toán một số tham số phụ dựa trên biến này.



**HÌNH 1** Sơ đồ dòng khí cho trạm gây mê điều khiển bằng pít-tông. Xin lưu ý hướng ngược chiều kim đồng hồ của lưu lượng trong bộ dây máy thở. AGS, hệ thống tiếp nhận khí gây mê; APL, van giới hạn áp lực có thể điều chỉnh; Man/Auto, công tắc điện tử giữa thông khí thủ công và tự động; P<sub>aw</sub>, cảm biến áp lực đường thở; exp. Flow/insp. Flow, cảm biến lưu lượng thở ra/hít vào; PEEP, áp lực dương cuối thì thở ra

### 3.1 KỸ THUẬT ĐO THỂ TÍCH

Thể tích được tính là tích phân của tốc độ lưu lượng được đo trực tiếp theo thời gian. Cho đến nay, hai phương pháp đo lưu lượng đáng tin cậy nhất trong AWS sử dụng máy đo lưu lượng khí hô hấp (pneumotachographs) hoặc máy đo tốc độ khí dùng nhiệt (thermal anemometers).

Trong trường hợp đầu tiên, độ chênh lệch áp lực trên một phần tử trở kháng (resistor) xác định trong một đường ống (máy đo khí nén) được đo thông qua các cảm biến chênh lệch áp lực có độ nhạy cao. Hai ống pitot của phần cảm biến được kết nối bằng khí với cảm biến áp lực. Chất tiết và hơi nước ngưng tụ có thể làm thay đổi đặc tính của trở kháng. Hệ thống sưởi và hiệu chuẩn thường xuyên thiết bị được cho là để ngăn chặn điều này. Sau khi hiệu chuẩn (bao gồm cả việc bù phi tuyến tính của mỗi quan hệ lưu lượng-áp lực thực), độ chênh lệch áp lực tỷ lệ với tốc độ dòng khí đi qua trở kháng. Ưu điểm của loại cảm biến này nằm ở thời gian hoạt động lâu dài cũng như khả năng chống rung và các nguồn nhiễu khác như nhiễu điện từ.

Phép đo tốc độ khí dùng nhiệt hoạt động thông qua một sợi dây được làm nóng bằng một dòng điện xác định bên trong ống dẫn khí. Nhiệt độ của dây và điện trở dẫn đến, thay đổi tùy thuộc vào lưu lượng khí đi qua. Việc đo tốc độ lưu lượng dựa trên sự thay đổi điện áp để duy trì dòng điện xác định hoặc kiểm soát nhiệt độ của dây thông qua các hệ thống điều khiển phức tạp. Trong phạm vi đo lường sinh lý, hiệu suất của loại cảm biến này không bị ảnh hưởng bởi nhiệt độ/thành phần khí.

### 3.2 VỊ TRÍ ĐO THỂ TÍCH

Các điều kiện khí trong hệ thống thở có thể được coi là gần như ổn định và có thể giả định tính liên tục. Kết quả là lưu lượng đủ độc lập với vị trí nếu

không có rò rỉ. Một hệ thống dây máy thở y tế thường chứa hai cảm biến lưu lượng, một ở nhánh hít vào và một ở nhánh thở ra của hệ thống thở (Hình 1). Với hai cảm biến tại chỗ, có thể dễ dàng phát hiện rò rỉ bằng cách so sánh thể tích hít vào và thở ra. Thể tích thở ra có thể thấp hơn một chút so với thể tích hít vào do sự hấp thụ oxy trong khi những thay đổi về nhiệt độ và độ ẩm của khí được tự động tính đến.

Đáng chú ý, một số máy thở phù hợp với bệnh nhi giảm lỗi đo thể tích bằng cách sử dụng cảm biến lưu lượng bên ngoài, được đặt gần đường thở của bệnh nhân, nghĩa là ở đầu xa của ống chữ Y. Khi làm như vậy, độ giãn nở của dây thở (khoảng 0,4 ml/cmH<sub>2</sub>O trong dây thở dành cho trẻ sơ sinh có đường kính trong là 10 mm) không ảnh hưởng đến phép đo tốc độ lưu lượng đến và từ bệnh nhân. Do đó, độ chính xác của phép đo thể tích khí lưu thông thở ra có thể tăng lên, đặc biệt khi có thiết bị đường thở bị rò rỉ.<sup>2</sup> Hơn nữa, các phép đo lưu lượng đầu gần có tỷ lệ tín hiệu trên tiếng ồn (signal-to-noise ratio) tốt hơn và đáp ứng của máy thở đối với nỗ lực thở của bệnh nhân có thể được đồng bộ hóa tốt hơn trong quá trình nhịp thở tự phát có hỗ trợ. Tuy nhiên, khoảng chết bổ sung và nguy cơ ngắt kết nối có thể hạn chế lợi ích của phương pháp này.

### 3.3. ĐỘ CHÍNH XÁC CỦA ĐO THỂ TÍCH KHÍ LƯU THÔNG

AWS hiện đại có thể cung cấp thể tích khí lưu thông ( $V_T$ ) thấp tới 5 ml đối với thông khí kiểm soát áp lực (PCV) và thấp tới 10 ml đối với thông khí kiểm soát thể tích (VCV).<sup>3</sup> Theo thông tin của nhà sản xuất, độ chính xác nằm trong khoảng  $\pm 10\%$  và  $\pm 10$  ml dưới  $V_T$  là 150 ml, giá trị lớn hơn tương ứng sẽ được áp dụng.<sup>3,4</sup> Trong AWS sử dụng bơm pít-tông để tạo thể tích, thể tích được cung cấp có liên quan trực tiếp đến chuyển động

tuyến tính của pít-tông, cung cấp thêm thông tin đảm bảo độ chính xác liên quan đến  $V_T$  thông qua bộ vi xử lý bên trong. Ngoài ra, một tua-bin được sử dụng để điều khiển thông khí, tương tự như một số máy thở ICU.<sup>4,5</sup> Cách tiếp cận này cho thấy lợi ích của nó bất cứ khi nào cần lưu lượng hít vào tăng cao, ví dụ, trong PCV và khi cần nhịp thở cao. Một thành tựu kỹ thuật khác cho phép chuẩn độ chính xác  $V_T$  rất nhỏ là việc xem xét cung cấp khí mới trong khi áp dụng  $V_T$  đã đặt. Trước đây, dòng khí tươi vẫn tiếp tục trong quá trình cung cấp thể tích, làm thay đổi  $V_T$  tùy thuộc vào lưu lượng tương ứng. Ngày nay, lưu lượng khí mới được tính đến một cách tính toán hoặc bị ngắt trong giai đoạn hít vào.<sup>6</sup> Cuối cùng, hiệu chuẩn cảm biến và độ giãn nở của bộ dây máy thở có thể ảnh hưởng đến độ chính xác của phép đo thể tích. Những điểm này sẽ được thảo luận sâu hơn.

Từ quan điểm vật lý, thành phần của khí thở ảnh hưởng đến phép đo lưu lượng và do đó độ chính xác của ứng dụng  $V_T$ . Với một nhiệt độ và áp lực nhất định, các chất khí có độ nhớt và mật độ nhất định. Độ nhớt của thuốc gây mê dễ bay hơi hiện đại thấp hơn độ nhớt của khí mang điển hình (hỗn hợp không khí và oxy) trong khi mật độ của chúng cao hơn đáng kể (mật độ của Sevoflurane gấp sáu lần so với không khí). Ở các phần thể tích lớn hơn, các đặc điểm này có thể thúc đẩy lưu lượng rối và do đó ảnh hưởng đến phép đo lưu lượng và áp lực nói riêng. Mặc dù hiệu ứng được coi là tương đối nhỏ,<sup>7</sup> AWS với các đơn vị đo lường khí tích hợp sẽ tự động tính toán hiệu chỉnh hỗn hợp khí. Tuy nhiên, trong AWS không có phép đo khí, việc bù trừ phải được kích hoạt thủ công nếu sử dụng thuốc gây mê dễ bay hơi.<sup>8</sup>

### 3.4. HIỂN THỊ LƯU LƯỢNG-THỂ TÍCH

Bản thân tốc độ lưu lượng thường được hiển thị dưới dạng đường cong phụ thuộc vào thời gian

(Hình 2 và 3). Trong số các thông tin liên quan nhất có thể được ước tính trực quan từ đường cong lưu lượng là tắc nghẽn đường thở, phát hiện thì thở ra và thì hít vào không hoàn toàn, và phát hiện các nỗ lực thở tự nhiên. Ngoài ra, có thể dễ dàng ước tính rò rỉ bằng cách so sánh diện tích khu vực được bao quanh bởi đường cong hít vào (biểu thị thể tích hít vào) với khu vực được bao quanh bởi đường cong thở ra (biểu thị thể tích thở ra).

## 4. THỜI ĐIỂM HỌC HỒ HẤP—ÁP LỰC

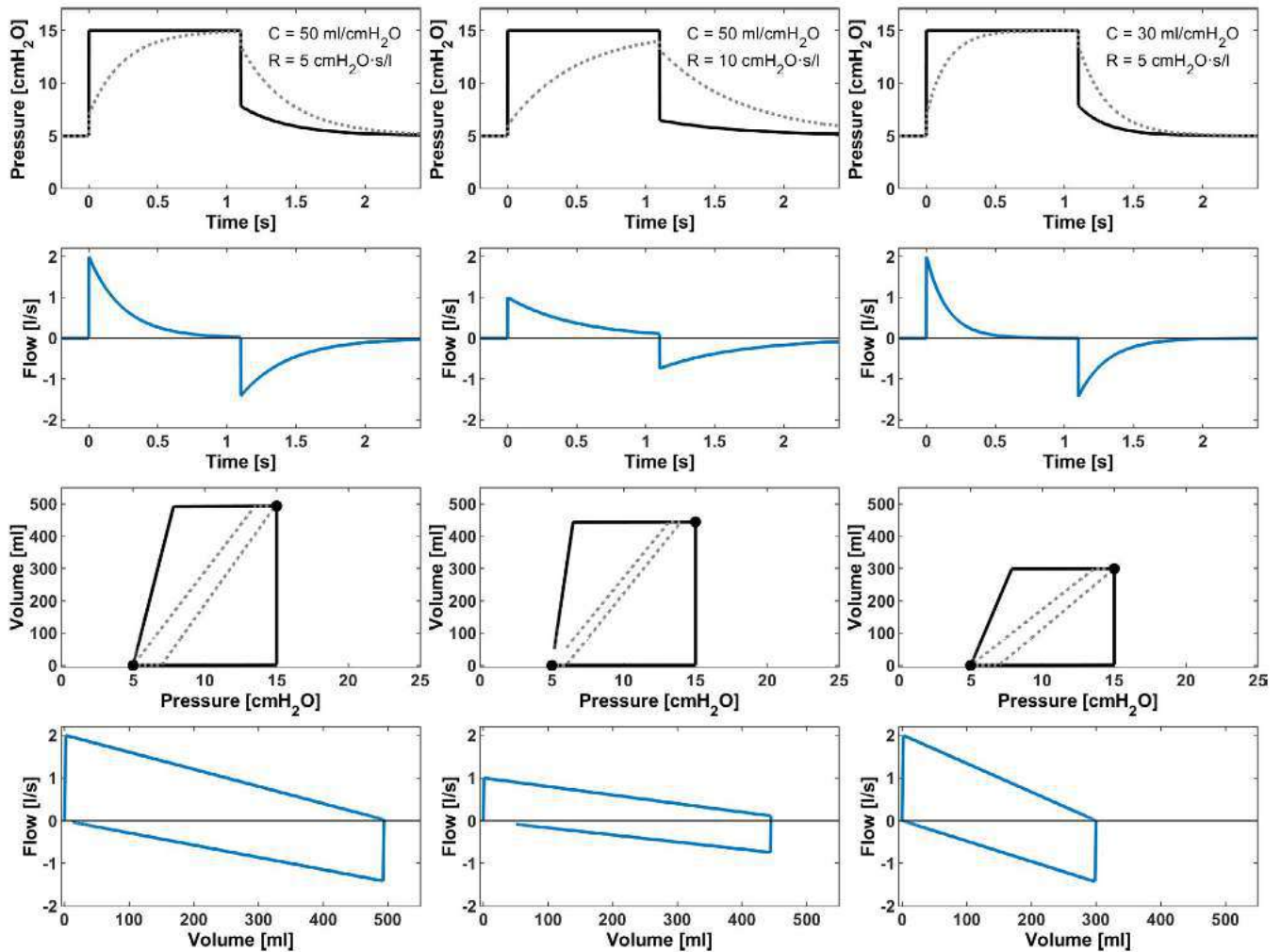
Biến thứ hai được đo trực tiếp trong bộ dây máy thở là áp lực. Áp lực đường thở thường được hiển thị liên tục theo thời gian (Hình 2 và 3), cùng với một số chỉ số liên quan (ví dụ: áp lực đường thở đỉnh, áp lực bình nguyên và áp lực dương cuối thì thở ra (PEEP)).

### 4.1. KỸ THUẬT ĐO ÁP LỰC

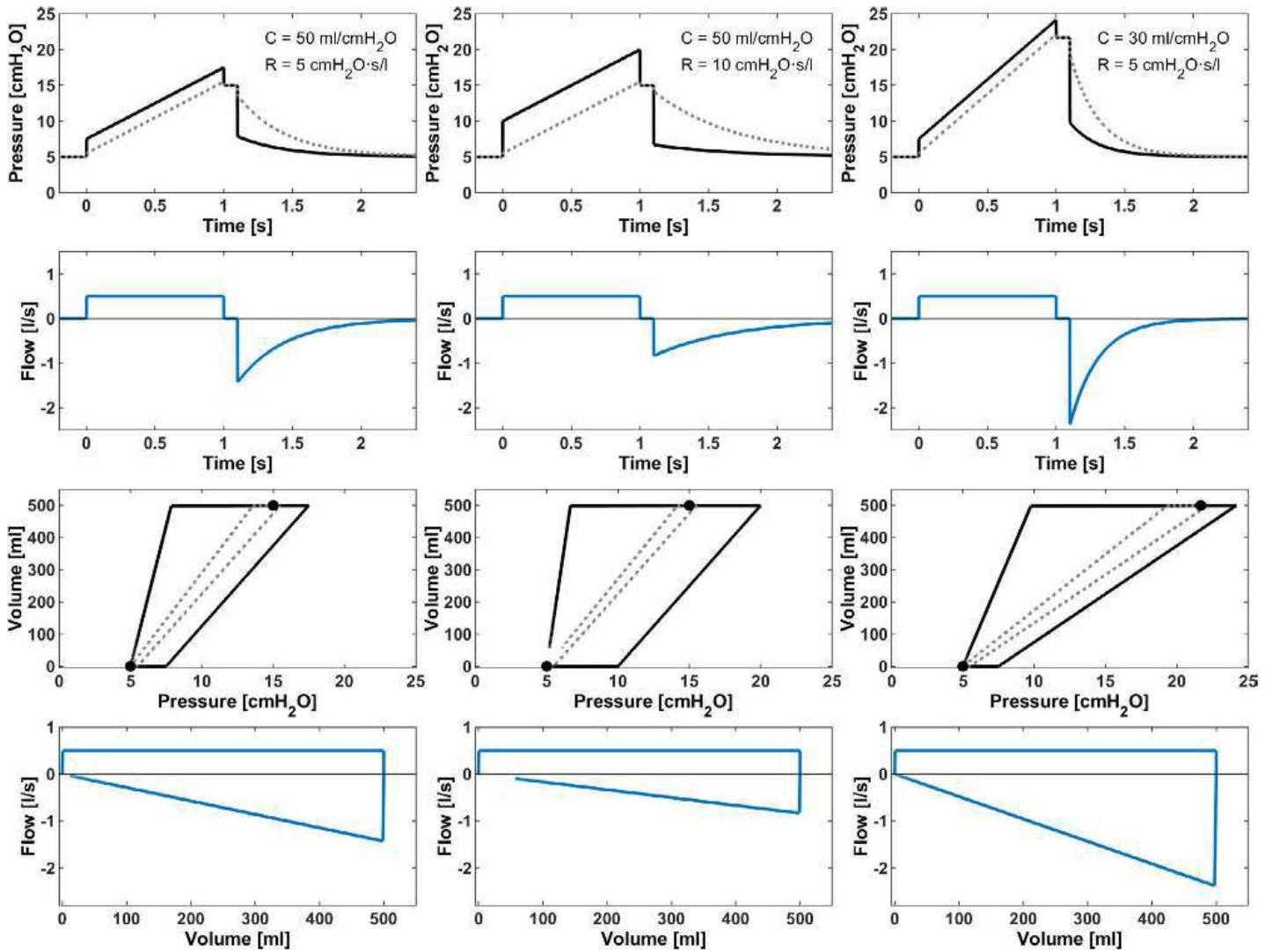
Phương pháp đo áp lực phổ biến nhất, trong điều trị thông khí, là áp điện (piezoelectricity). Do đó, áp lực tác dụng làm biến dạng một phần tử áp điện là một phần của mạch cầu Wheatstone. Những thay đổi về biến dạng vật liệu dẫn đến thay đổi điện áp đầu ra. Trong AWS hiện đại, áp lực có thể được đo từ -20 đến +120 cmH<sub>2</sub>O, với độ chính xác ±4% hoặc ±2 cmH<sub>2</sub>O, tùy thuộc vào thiết bị.<sup>4</sup>

### 4.2. VỊ TRÍ ĐO ÁP LỰC

Vị trí của cảm biến áp lực trong bộ dây có tầm quan trọng quyết định vì áp lực có thể thay đổi trong đường thở do lực cản của chúng. Mặc dù cảm biến áp lực tốt nhất nên được đặt gần đường thở của bệnh nhân, nhưng chúng thường được gắn ở xa bệnh nhân, vì lý do độ bền của cảm biến. Tối thiểu, một cảm biến áp lực được đặt ở nhánh thở ra của dây thở (Hình 1).



**HÌNH 2** Đường cong theo thời gian do máy tính tạo ra của áp lực đường thở ( $P_{aw}$ ; đường liền màu đen), áp lực khí quản ( $P_{trach}$ ; đường chấm màu xám) và lưu lượng ( $\dot{V}$ , đường màu xanh lam), và các vòng lặp áp lực-thể tích ( $P$ - $V$ ) và vòng lặp lưu lượng-thể tích trong quá trình thông khí kiểm soát áp lực, đối với các kết hợp khác nhau giữa độ giãn nở ( $C$ ) và sức cản ( $R$ ) của hệ hô hấp. Trong các vòng lặp  $P$ - $V$ , dấu chấm phía dưới bên trái và phía trên bên phải lần lượt đánh dấu phần đầu và phần cuối. Cột bên trái: tình trạng điển hình của hệ hô hấp. Sự khác biệt giữa  $P_{aw}$  và  $P_{trach}$  tương ứng với sức cản của đường thở nhân tạo. Cột giữa: đường cong khi có sức cản cao và cố định của đường hô hấp trên (ví dụ, gập ống nội khí quản, chất tiết hoặc co thắt thanh quản); xin lưu ý rằng  $P_{trach}$  không đạt được  $P_{aw}$  khi kết thúc hít vào và PEEP ở cuối thì thở ra và lưu lượng tối đa giảm đối xứng trong khi hít vào và thở ra (ngược lại, tắc nghẽn đường hô hấp dưới, ví dụ như co thắt phế quản, sẽ chủ yếu làm giảm lưu lượng thở ra). Kết quả là, thể tích khí lưu thông giảm, xuất hiện ở vòng lặp  $P$ - $V$  và vòng lặp lưu lượng-thể tích và cả hai vòng lặp không đóng do thở ra không đầy đủ. Do đó, độ chênh lệch của đường chéo giữa áp lực bắt đầu hít vào (điểm dưới bên trái) và áp lực cuối thì hít vào (điểm trên bên phải) trong vòng lặp  $P$ - $V$  không phản ánh chính xác độ giãn nở. Cột bên phải: đường cong khi có độ giãn nở thấp (ví dụ: bơm khí  $CO_2$  vào khoang phúc mạc hoặc chèn ép bên ngoài lồng ngực, ví dụ: bác sĩ phẫu thuật đang nẹp trên ngực). Thể tích khí lưu thông đó bị giảm đi đáng kể xuất hiện ở vòng lặp  $P$ - $V$  và vòng lặp lưu lượng-thể tích. Ngoài ra, trong vòng lặp  $P$ - $V$ , độ dốc của đường chéo giữa áp lực bắt đầu hít vào (chấm dưới bên trái) và áp lực cuối thì hít vào (chấm trên bên phải) bị giảm xuống. Xin lưu ý rằng những thay đổi của  $R$  hoặc  $C$  không thể nhận ra trên đường cong  $P_{aw}$  của thông khí kiểm soát áp lực so với thông khí kiểm soát thể tích (xem Hình 3)



**HÌNH 3** Các đường cong theo thời gian do máy tính tạo ra của áp lực đường thở ( $P_{aw}$ ; đường liền nét màu đen), áp lực khí quản ( $P_{trach}$ ; đường chấm màu xám) và lưu lượng ( $\dot{V}$ ; đường màu xanh) và các vòng lặp áp lực-thể tích ( $P$ - $V$ ) và các vòng lặp lưu lượng-thể tích trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích, cho các kết hợp khác nhau giữa độ giãn nở ( $C$ ) và sức cản ( $R$ ) của hệ hô hấp. Trong các vòng lặp  $P$ - $V$ , dấu chấm phía dưới bên trái và phía trên bên phải lần lượt đánh dấu điểm bắt đầu và kết thúc của hít vào. Cột bên trái: tình trạng điển hình của hệ hô hấp. Sự khác biệt giữa  $P_{aw}$  và  $P_{trach}$  tương ứng với sức cản của đường thở nhân tạo. Sự khác biệt này chỉ xuất hiện khi có lưu lượng. Do đó,  $P_{trach}$  bằng  $P_{aw}$  trong trạng thái bình nguyên cuối thì hít vào nhưng không phải là đỉnh của cả hai áp lực khác nhau. Cột giữa: các đường cong thường được hiển thị khi có sự gia tăng sức cản của đường hô hấp trên (ví dụ: gập ống nội khí quản, dịch tiết hoặc co thắt thanh quản); xin lưu ý rằng vòng lặp  $P$ - $V$  trở nên rộng hơn ở cùng một thể tích khí lưu thông tối đa và lưu lượng tối đa đó sẽ giảm xuống trong khi thở ra. Hơn nữa, cả hai vòng lặp không đóng do thở ra không đầy đủ. Cột bên phải: các đường cong thường được hiển thị khi độ giãn nở thấp (ví dụ: bơm khí CO<sub>2</sub> vào khoang phúc mạc hoặc chèn ép bên ngoài lồng ngực khi bác sĩ phẫu thuật nẹp trên ngực). Xin lưu ý rằng độ dốc của vòng lặp  $P$ - $V$  ít dốc hơn ở cùng một thể tích khí lưu thông tối đa và lưu lượng thở ra đỉnh được tăng lên. Xin lưu ý rằng những thay đổi trong  $C$  và  $R$  được phản ánh trong độ dốc của nhánh hít vào và độ rộng của vòng  $P$ - $V$ , trái ngược với thông khí kiểm soát áp lực (Hình 2)

Việc đo áp lực ở phần thở ra tạo điều kiện thuận lợi cho việc phát hiện báo động áp lực thấp vì việc ngắt kết nối hệ thống thở có thể không được ghi nhận ngay lập tức (hoặc bị trì hoãn) tại vị trí hít vào, do áp lực ngược có thể do sức cản cao của đường thở nhân tạo (vì nó áp dụng điển hình cho các thành phần đường thở nhân tạo để thở cho trẻ em).<sup>9</sup> AWS chạy bằng tua-bin thường có cảm biến áp lực ở nhánh hít vào và nhánh thở ra của bộ dây thở.<sup>4</sup> Điều này cho phép đo áp lực đường thở luân phiên tùy thuộc vào giai đoạn của chu kỳ thở. Bằng cách này, không có lưu lượng trong nhánh đo và trở kháng của nó không làm tăng thêm áp lực đo được. Vì lý do bảo mật, hầu hết AWS đều bao gồm một đồng hồ đo áp lực cơ học bổ sung với độ phân giải  $\pm 5$  cmH<sub>2</sub>O, dùng để dự phòng khi mất điện.

### 4.3. GIẢI THÍCH SỐ ĐO ÁP LỰC

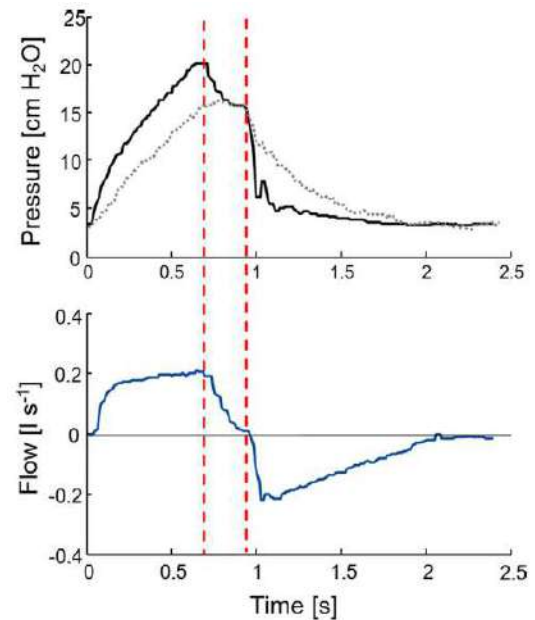
Mặc dù công nghệ đo áp lực có thể được coi là có độ chính xác cao, nhưng thông tin nào được phản ánh bởi áp lực đường thở được hiển thị trong AWS lại ít rõ ràng hơn. Áp dụng phương trình chuyển động của Newton, có vẻ như tín hiệu áp lực bao gồm các thành phần khác nhau (Phương trình 1). Nói chung, áp lực đường thở ( $P_{aw}$ ) bao gồm (a) sự giãn nở của các lực đàn hồi của hệ hô hấp (nghĩa là độ giãn nở;  $C_{RS}$ ), tùy thuộc vào thể tích ( $V$ ), (b) áp lực do sức cản của hệ hô hấp tạo ra ( $R_{RS}$ ), tùy thuộc vào lưu lượng ( $\dot{V}$ ) và (c) phần áp lực không đổi ( $P_0$ ), phản ánh PEEP.

$$P_{aw} = \frac{1}{C_{RS}} \cdot V + R_{RS} \cdot \dot{V} + P_0 \quad (1)$$

Một phần áp lực khác cũng bao gồm quán tính của hệ thống hô hấp. Thuật ngữ này liên quan đến tăng tốc thể tích và không được hiển thị trong giám sát của AWS và hầu như bị bỏ quên.

Phương trình 1 minh họa rằng bất cứ khi nào có lưu lượng, thành phần trở kháng sẽ thêm

vào tín hiệu áp lực được hiển thị. Vì  $R_{RS}$  chủ yếu do đường thở nhân tạo gây ra, thành phần áp lực này trên thực tế không góp phần vào các lực cơ học mở rộng mô sinh học. Theo đó, trong điều kiện động,  $P_{aw}$  không nhất thiết phản ánh áp lực hiệu quả về mặt sinh lý trong phế nang.



**HÌNH 4** Các đường cong của áp lực đường thở (bảng trên, đường liền màu đen), áp lực khí quản (bảng trên, đường chấm màu xám) và lưu lượng (bảng dưới) của một nhịp thở thu được từ một bệnh nhân phổi khỏe mạnh (28 tháng), được đặt nội khí quản bằng ống nội khí quản có đường kính trong 4,5 mm, trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích ( $V_t = 10$  ml/kg, PEEP = 4 cm H<sub>2</sub>O). Vui lòng lưu ý áp lực đường thở giảm trong thời gian tạm dừng cuối thì hít vào (giữa các đường trợ giúp chấm đỏ)

Điều này đặc biệt có liên quan ở tần số hô hấp cao, trong đó khoảng thời gian không có lưu lượng ngắn, nếu có. Tuy nhiên, chỉ trong những khoảng thời gian không có lưu lượng như vậy,  $P_{aw}$  đo được mới phản ánh áp lực trong phế nang. Khoảng thời gian cân bằng trong giai đoạn không có lưu lượng phụ thuộc vào độ nhớt và tính đồng

nhất của phổi, điều này có thể bị suy giảm đáng kể ở trẻ em được gây mê.<sup>10</sup> Nếu trong VCV, tạm dừng thông khí xảy ra ở cuối thì hít vào, thì sự cân bằng có thể được thực hiện được quan sát khi áp lực giảm theo cấp số nhân khi tiếp cận áp lực cao nguyên (Hình 4).

Cần lưu ý rằng phép đo  $P_{aw}$  trong AWS thường bao gồm sức cản của đường thở nhân tạo phía xa ống chữ Y và đặc biệt là sức cản của ống nội khí quản. Do đó,  $P_{aw}$  thường đánh giá quá cao áp lực phế nang khi hít vào và đánh giá thấp áp lực phổi khi thở ra (Hình 2 và 3). Nhiều phương pháp khác nhau đã được đánh giá để tính gần đúng áp lực trong đường thở. Do phép đo trực tiếp (ví dụ: với các ống nội khí quản cụ thể) không thể áp dụng được nên các thuật toán cụ thể đã được phát triển để tính toán áp lực khí quản dựa trên kiến thức về kích thước của ống nội khí quản.<sup>11,12</sup> Việc theo dõi như vậy đã có sẵn trong một số máy thở ICU. Tuy nhiên, các chất tiết làm hạn chế hiệu lực của các phương pháp này.

## 5. THEO DÕI CÁC CHỈ SỐ HÔ HẤP—CHỈ SỐ ĐƯỢC TÍNH TOÁN

Việc theo dõi AWS hiện đại cung cấp các chỉ số hô hấp khác nhau, được tính toán lần thứ hai từ các biến được đo trực tiếp nêu trên. Về điều trị thở máy cho trẻ em, độ giãn nở và sức cản của hệ hô hấp có vẻ phù hợp nhất.

### 5.1. TÍNH TOÁN ĐỘ GIÃN NỞ HỆ THỐNG HÔ HẤP ( $C_{RS}$ )

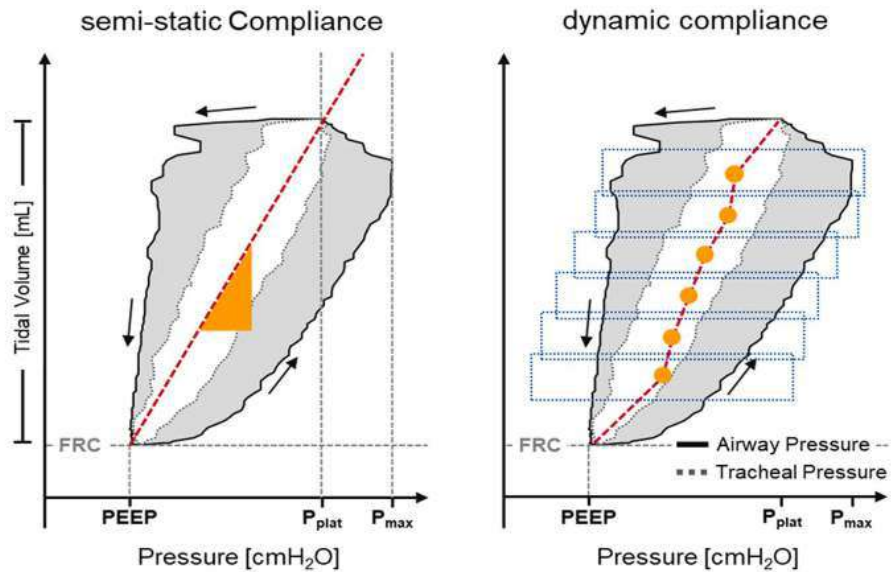
$C_{RS}$  được coi là một chỉ số quan trọng về tình trạng của hệ thống hô hấp của bệnh nhân. Có vô số phương pháp để tính  $C_{RS}$ . Tuy nhiên, mỗi cách tiếp cận cung cấp thông tin khác nhau. Trước đây,  $C_{RS}$  được đo thông qua bơm phồng phổi từng bước với các phần thể tích xác định, trong quá trình

thao tác siêu ống tiêm, sau đó với thao tác bơm hơi chậm liên tục. Các thao tác này được yêu cầu để tạo ra các điều kiện có lưu lượng bằng 0 hoặc rất thấp để tạo ra (gần như) các điều kiện tĩnh và để loại bỏ phần áp lực liên quan đến trở kháng trong tín hiệu đo được. Các thuật toán sau này cho phép ước tính  $C_{RS}$  mà không làm gián đoạn chu kỳ thở, sử dụng phương pháp được gọi là bán tĩnh (Hình 5, bảng bên trái). Do đó, thể tích áp dụng trong một nhịp thở được chia cho sự khác biệt giữa áp lực cao nguyên và áp lực cuối thì thở ra của cùng một nhịp thở. Giá trị của  $C_{RS}$  bán tĩnh hóa ra thấp hơn  $C_{RS}$  tĩnh do thời gian cân bằng áp lực trong hệ hô hấp bị hạn chế. Từ góc độ lâm sàng,  $C_{RS}$  bán tĩnh phản ánh các điều kiện sinh lý tốt hơn trong quá trình thông khí liên tục so với  $C_{RS}$  tĩnh.<sup>13</sup>

Đặc biệt trong quá trình thông khí cho trẻ sơ sinh và trẻ nhũ nhi, có thể khó đạt được các giá trị đáng tin cậy đối với  $C_{RS}$  bán tĩnh. Như đã đề cập trước đó, các phần áp lực sức cản ảnh hưởng đến phép đo áp lực và do đó thách thức độ chính xác của  $C_{RS}$  được tính toán. Khi tính đến nhịp hô hấp cao, áp lực đường thở cuối thì hít vào có khả năng bao gồm các thành phần áp lực sức cản. Do đó, áp lực đẩy sẽ được ước tính ở mức cao và  $C_{RS}$  ở mức thấp, tương ứng.

Do những hạn chế này, AWS hiện đại xác định  $C_{RS}$  động. Do đó, sức cản và độ giãn nở được xác định bằng phân tích hồi quy đa tuyến tính phù hợp với các đường cong áp lực, lưu lượng và thể tích của nhịp thở với phương trình chuyển động (Công thức 1). Nghiên cứu hiện tại đã nâng cao cách tiếp cận này theo cách thể hiện sự thay đổi độ giãn nở khí lưu thông trong một nhịp thở.<sup>14</sup> Một cách tiếp cận, được chứng minh là đáng tin cậy ở trẻ em từ 9 tháng tuổi, phân tích thể tích khí lưu thông thành các bước đẳng thể tích (Hình 5, bảng bên phải).





**HÌNH 5** Các vòng lặp thể tích-áp lực trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích với áp lực dương cuối thì thở ra (PEEP) đối với áp lực đường thở (đường liên tục màu đen) và áp lực khí quản (đường phân tán màu xám). Độ giãn nở bán tĩnh (bảng bên trái) có thể được lấy từ độ dốc của đường thẳng giữa áp lực bắt đầu hít vào (nghĩa là PEEP trong ví dụ này) và áp lực cuối hít vào (tức là áp lực bình nguyên đường thở;  $P_{plat}$ ). Vùng màu xám giữa áp lực đường thở và áp lực khí quản phản ánh độ chênh lệch áp lực sức cản (chủ yếu do ống nội khí quản gây ra). Để tính toán sự phụ thuộc thể tích-độ giãn nở động (bảng bên phải), vòng lặp thể tích-áp lực được tách thành các lát mỏng thể tích (các hộp phân tán màu xanh) và sau đó, một giá trị riêng biệt được tính tương ứng cho từng lát thể tích. Xin lưu ý vòng quay ngược chiều kim đồng hồ (mũi tên), phản ánh thông khí kiểm soát

CRS sau đó được tính tương ứng cho từng bước từ dữ liệu xung quanh bước này trong một lát thể tích đã xác định. Đường cong thể tích-độ giãn nở kết quả cung cấp thông tin về trạng thái huy động của phổi do độ giãn nở tăng theo thể tích cho thấy huy động/mất huy động theo chu kỳ thở và độ giãn nở giảm theo thể tích cho thấy quá căng. Khi tính đến thông tin này, PEEP và  $V_T$  có thể được đặt dựa trên các điều kiện thực tế của từng cá nhân.<sup>15</sup> Các phương pháp như vậy được đặc biệt quan tâm ở nhóm trẻ em, nơi cài đặt áp lực thông khí vẫn được hướng dẫn trên các thông số riêng lẻ do các đặc điểm của hệ hô hấp thay đổi nhanh chóng ở tuổi thiếu niên.

Cho đến nay, hầu hết AWS đều cho phép hiển thị vòng lặp áp lực-thể tích (P-V), cung cấp

nhiều thông tin. Hình 2 mô phỏng những thay đổi phù hợp nhất của vòng P-V trong PCV và Hình 3 trong VCV tương ứng. Hơn nữa, vòng lặp P-V có thể giúp phân biệt thở tự nhiên với thở máy bắt buộc. Trong quá trình thở tự nhiên, vòng lặp hiển thị các giá trị áp lực âm và quay vòng theo chiều kim đồng hồ.

## 5.2. TÍNH TOÁN SỨC CẢN HỆ HÔ HẤP (R<sub>RS</sub>)

Sức cản của hệ hô hấp (R<sub>RS</sub>) đóng một vai trò quan trọng trong điều trị thông khí ở trẻ em, mặc dù trên lâm sàng thường bị bỏ qua. Để xác định R<sub>RS</sub> trong một hệ thống kín, áp lực được đo ở cuối kỳ thở ra (lưu lượng bằng 0) khi bắt đầu hít vào (lưu lượng tối đa). Theo giả định rằng khi lưu lượng tối

đa, sự lấp đầy phổi là không đáng kể (bắt đầu hít vào ban đầu), do đó độ giãn nở chưa góp phần tạo nên áp lực,  $R_{RS}$  là kết quả của sự phân chia chênh lệch áp lực đã xác định. Để tăng độ chính xác, giá trị này được hiệu chỉnh bằng trở trong của hệ thống thở (bao gồm ống thở và mảnh chữ Y), như được xác định trong quá trình hiệu chuẩn ban đầu của thiết bị. Do đó,  $R_{RS}$  được hiển thị bao gồm cả đường thở nhân tạo và sinh học. Để chỉ xác định sức cản của đường thở sinh học, tính toán áp lực khí quản như đã đề cập ở trên, sẽ là một công cụ đầy hứa hẹn. Tính toán này có thể được cải thiện hơn nữa bằng cách xem xét sức cản của các thành phần đường thở nhân tạo khác.<sup>16</sup>

Diễn giải vòng lặp lưu lượng-thể tích (vòng lặp V-V) có thể có giá trị chẩn đoán liên quan đến đặc tính của những thay đổi trong  $R_{RS}$ . Hình 2 lần lượt cho thấy những thay đổi phù hợp nhất của vòng lặp V-V trong PCV và Hình 3 trong VCV. Trên đó, hình răng cưa của vòng chỉ ra dịch tiết trong đường thở trong điều kiện lâm sàng.

## 6. GIÁM SÁT KHÍ—NGUYÊN TẮC

Trong AWS, các loại khí được đo bằng một công cụ cụ thể, bao gồm các cảm biến cho tất cả các chất quan tâm. Tùy thuộc vào thiết bị, thiết bị đo này có thể được tích hợp trong AWS hoặc được để riêng biệt, chỉ gửi kết quả phân tích tới AWS. Trong các máy không có bàn đo tích hợp (ví dụ: Fabius, Dräger Medical, Đức), bắt buộc phải có thiết bị đo oxy riêng biệt. Với mục đích như vậy, pin nhiên liệu galvanic được sử dụng, loại pin này có tuổi thọ hạn chế do cần phản ứng hóa học.

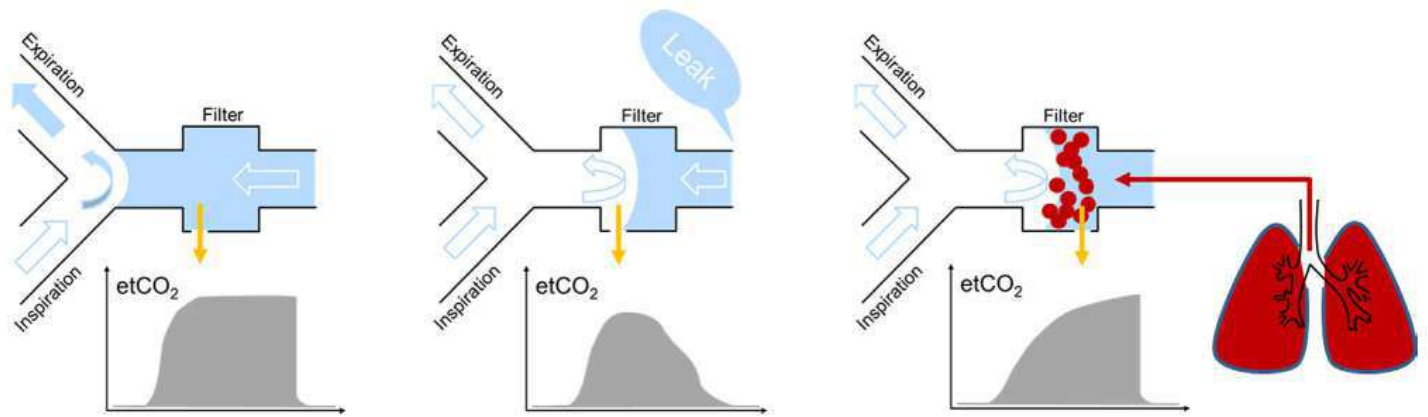
Máy đo được cung cấp bởi một mẫu khí được rút ra ở ống chữ Y của hệ thống thở. Chiều dài của dòng mẫu (thường là 2 mét) xác định độ trễ trong phân tích. Khí mẫu được hút với khoảng 200 ml mỗi phút với thể tích mẫu được đưa trở lại

hệ thống. Để cung cấp thể tích khí lưu thông chính xác, sự mất mát về thể tích hít vào sẽ tự động được bù bằng thể tích bổ sung tùy thuộc vào lưu lượng mẫu. Một số thiết bị cho phép giảm lưu lượng khí mẫu trong quá trình thông khí cho bệnh nhân nhi. Tuy nhiên, điều này có thể làm tăng độ trễ của quá trình phân tích khí và nguy cơ đo không chính xác trong trường hợp nhịp hô hấp cao. Ngoài ra, đặc biệt là trong quá trình gây mê với lưu lượng thấp và tối thiểu, độ ẩm cao trong hệ thống có thể làm hỏng do nước ngưng tụ. Những vấn đề như vậy có thể gặp phải bằng cách đưa bẫy nước vào đường lấy mẫu và hệ thống thở.

### 6.1. ĐỊA ĐIỂM LẤY MẪU KHÍ

Về cơ bản, khí mẫu phải được hút càng gần đường thở của bệnh nhân càng tốt, để đảm bảo thu được hỗn hợp khí đáng tin cậy. Tuy nhiên, khi cần thể tích khí lưu thông nhỏ, phép đo có thể bị ảnh hưởng bởi thể tích khoảng chết. Bộ trao đổi nhiệt và độ ẩm (HME, Heat and moisture exchangers), có hoặc không có chức năng lọc, là nguồn tạo ra thể tích khoảng chết có liên quan. Do đó, trong quá trình thông khí cho trẻ em, chúng nên được đặt ở đầu vào và đầu ra của AWS. Nếu được sử dụng giữa ống chữ Y và thiết bị đường thở, các hậu quả sau đây phải được xem xét (Hình 6).

Nếu không có rò rỉ trong hệ thống thở, khí thở được lấy mẫu giữa ống chữ Y và HME rất có thể sẽ phản ánh thành phần khí đáng tin cậy (Hình 6, bên trái). Tuy nhiên, với thể tích khí lưu thông rất nhỏ, một mẫu có thể chứa thể tích khoảng chết khi bắt đầu thở ra (ít  $CO_2$  hơn), nhưng không bắt được phần ít nhất của thể tích thở ra, vì nó được giữ lại trong thể tích khoảng chết của bộ lọc. Vì thể tích khí kết thúc thì thở ra phản ánh tốt nhất thành phần khí trong phế nang nên các kỹ thuật khác nhau được sử dụng để đảm bảo phép đo chính xác trong giai đoạn này.



**HÌNH 6** Lấy mẫu khí thở bằng cách sử dụng ví dụ về carbon dioxide (CO<sub>2</sub>) giữa ống chữ Y và bộ lọc HME. Nếu không có rò rỉ (bên trái), có thể đo tỷ lệ capnography đáng tin cậy ở cửa bộ lọc. Ngược lại, với sự rò rỉ (bảng giữa), sự lưu thông trong hệ thống hô hấp (trong các trạm gây mê chạy bằng tua-bin) dẫn đến nhiễm bẩn đầu dò mẫu với khí mới. Việc lấy mẫu khí thở giữa bộ lọc và thiết bị đường thở có thể dẫn đến áp lực âm trong phổi của bệnh nhân nếu bộ lọc bị tắc nhưng dòng lấy mẫu vẫn tiếp tục (bên phải). Trong tình huống này, lực cản lưu lượng qua bộ lọc cao hơn có thể hiển thị trong capnogram cũng như ở dạng sóng lưu lượng (bao gồm cả nguy cơ bẫy khí khi thở ra sử dụng). Trong quá trình thông khí kiểm soát thể tích, áp lực hít vào đỉnh sẽ tăng lên và kích hoạt báo động áp lực đường thở cao. Trong quá trình thông khí kiểm soát áp lực, thể tích khí lưu thông thở ra sẽ giảm và kích hoạt báo động thể tích phút thấp.

Ví dụ: ATLAN (Dräger Medical, Đức) triển khai PEEP giảm tốc một chút trong khi thở ra, do đó tạo ra một độ chênh lệch áp lực riêng biệt để duy trì lưu lượng thở ra.<sup>17</sup> Với sự rò rỉ trong hệ thống thở (ví dụ: do ống nội khí quản không có bóng chèn gây ra), lưu lượng duy trì trong bộ dây máy thở của AWS có thể chiếm chỗ khí thở ra khỏi điểm lấy mẫu khí và do đó làm giảm chất lượng của mẫu khí (Hình 6, bảng giữa).

Với việc sử dụng các bộ lọc hoặc đầu nối đặc biệt để thông khí cho trẻ sơ sinh, khí thở cũng có thể được lấy mẫu giữa bộ lọc và thiết bị đường thở. Đối với dòng mẫu, cần phải xem xét rằng tắc nghẽn bộ lọc có thể dẫn đến áp lực dưới khí quyển trong phổi của bệnh nhân (Hình 6, bên phải). Những thay đổi đột ngột về sức cản của bộ lọc có thể được phát hiện bằng cách giảm lưu lượng đỉnh thở ra tương ứng kịp thời (so sánh Hình 2 và Hình

3, cột giữa). Để ngăn chặn sự kiện như vậy, nên sử dụng HME không có chức năng lọc ở nơi này.

## 6.2. THẪO DỠI KHÍ—OXY

Các tiêu chuẩn theo dõi gây mê cơ bản được xác định bởi Hiệp hội Bác sĩ Gây mê Hoa Kỳ cũng như các tổ chức quốc gia khác, quy định rằng nồng độ oxy thích hợp trong khí hít vào phải được đảm bảo ở tất cả các bệnh nhân được gây mê. Ngày nay, tất cả AWS đều tuân thủ các yêu cầu này, phổ biến nhất là sử dụng máy phân tích thuận từ để đo nồng độ oxy của hỗn hợp khí. Trái ngược với các loại khí y tế khác, các phân tử oxy bị hút vào bên trong từ trường. Các kỹ thuật khác nhau được sử dụng để chuyển ảnh hưởng của nồng độ oxy lên trường thuận từ thành sự thay đổi tỷ lệ của tín hiệu điện.

Đặc biệt khi gây mê cho bệnh nhân nhi, việc tăng nhanh nồng độ oxy hít vào có thể rất quan trọng. Tốc độ của sự gia tăng này, tức là hằng số thời gian của hệ hô hấp, phụ thuộc vào nhiều yếu tố khác nhau. Trước hết, lưu lượng khí sạch phải được tăng lên mức tối đa, lên tới khoảng 18 L mỗi phút. Như đã đề cập trước đây, đầu vào khí sạch được cách ly với bộ dây máy thở để đảm bảo cung cấp chính xác thể tích khí lưu thông nhỏ. Do đó, trong AWS sử dụng bơm pít-tông, nồng độ oxy tăng lên sẽ đi vào bộ dây máy thở theo kiểu từng nhịp thở. Do đó, tốc độ tăng oxy phụ thuộc vào thông khí phút của bệnh nhân và thể tích được bao quanh bởi nhánh hít vào của dây thở (ví dụ:

dây thở, pít-tông và ống thở). Giả sử thể tích thở là 1,6 L mỗi phút (trẻ sơ sinh 9 kg,  $V_T$  54 ml, RR 30 mỗi phút) và thể tích 2,4 L ở nhánh hít vào của máy Primus (Dräger Medical, Đức) được trang bị ống thở cho trẻ sơ sinh, nó sẽ mất tới 90 giây để đạt được nồng độ oxy hít vào là 100%. Do đó, các thể hệ AWS dẫn động pít-tông mới hơn sẽ tự động điều chỉnh thể tích của pít-tông để giảm tổng thể tích hệ thống và do đó đẩy nhanh quá trình thay đổi hỗn hợp khí. Ngược lại, trong AWS sử dụng tua-bin để điều khiển hệ thống thông khí, quá trình này được tăng tốc bằng cách sử dụng dòng tuần hoàn được áp dụng liên tục.